



**ALL-ON-4® VE TREFOİL™ İMPLANT TEDAVİ
PROTOKOLLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI BİYOMEKANİK
ANALİZİ**

Nagehan BAKİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Güler YILDIRIM AVCU

Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI (İkinci Tez Danışmanı)

Uzmanlık Tezi 2021

T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

ALL-ON-4® VE TREFOİL™ İMPLANT TEDAVİ PROTOKOLLERİNİN
KARŞILAŞTIRMALI BİYOMEKANİK ANALİZİ

Nagehan BAKİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Güler YILDIRIM AVCU
Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI (İkinci Tez Danışmanı)

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından TDH-2020-2271 proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA
2021

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler	3
2.2. Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında İmplant Destekli Protetik Tedavi Planlaması	5
2.3. İmplant Tutuculu Hareketli Protezler	8
2.3.1. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Tedavi Seçenekleri.....	12
2.3.2. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Oluşan Hareket Çeşitleri.....	13
2.3.3. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri	14
2.3.3.1. Bar Tutuculu Sistemler	15
2.3.3.2. Top Başlı Tutuculu Sistemler	16
2.3.3.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler	16
2.3.3.4. Locator Tutuculu Sistemler	17
2.3.3.5. Mıknatıs Tutuculu Sistemler.....	18
2.3.3.6. Era Tutuculu Sistemler	19
2.3.4. Tutucu Sistem Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Faktörler	19
2.4. Hibrit Protezler (İmplant Destekli Sabit Protezler)	20
2.5. All-on-4 Sistemi.....	22
2.6. Trefoil Sistemi	25
2.7. İmplant Üstü Protezlerde İmmediat Yükleme	27
2.7.1. İmmediat Yükleme	28
2.7.1.1. İmmediat Yüklemeyi Etkileyen Faktörler	30
2.7.1.1.1. Hastaya Bağlı Faktörler	30
2.7.1.1.2. Cerrahi Teknik	30

2.7.1.1.3. İmplant Faktörleri	30
2.7.1.1.4. Okluzyon ve Protez Tasarımı	31
2.8. Kuvvet Analizleri.....	32
2.8.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Temel Kavramlar.....	32
2.8.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	35
2.8.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	35
2.8.2.2. Gerilim Ölçer Kuvvet Analiz Yöntemi.....	36
2.8.2.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Kuvvet Analizi	36
2.8.2.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) Kuvvet Analiz Yöntemi	36
2.8.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	36
2.8.2.6. Radyotelemetriyle Kuvvet Analiz Yöntemi	36
2.8.2.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi.....	37
2.8.2.7.1. SESA Prensipleri ve Uygulama Aşamaları	37
2.8.2.7.2. SESA’da Elemanlar ve Çeşitleri.....	38
2.8.2.7.3. SESA Yöntemindeki Temel Aşamalar	38
2.8.2.7.4. Diş Hekimliğinde SESA	42
3. MATERYAL VE METOT	44
3.1. Çalışma Modelleri ve İmplant Yerleşimleri	44
3.2. Çalışmada Kullanılan Malzemeler, Cihazlar ve Yazılımlar	45
3.3. Üç Boyutlu Katı Çene Modellerinin Oluşturulması	46
3.4. Üç Boyutlu İmplant ve Komponentlerinin Modellenmesi	47
3.5. Üç Boyutlu Akriik Protezlerin Modellenmesi.....	47
3.6. Model Yapılarının Birleştirilmesi.....	48
3.7. Materyal Özellikleri.....	50
3.8. Sınır Koşulları.....	51
3.9. Modellerdeki Yapıların Temas Yüzeylerinin Tanımlanması	52
3.10. Yükleme Koşulları	52
3.11. Modellerin Mesh İşlemi.....	52
3.12. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Değerlerinin ve Dağılımlarının Değerlendirilmesi.....	53
4. BULGULAR.....	54
4.1. Spongioz Kemik Stres Bulguları	55

4.1.1. Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	55
4.1.1.1. Beş İmplant Destekli Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	56
4.1.1.2. All-on-4 Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	57
4.1.1.3. Trefoil Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	58
4.1.2. Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler.....	58
4.1.2.1. Beş İmplant Destekli Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler	59
4.1.2.2. All-on-4 Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler.....	60
4.1.2.3. Trefoil Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler	61
4.2. Kortikal Kemik Stres Bulguları	61
4.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	61
4.2.1.1. Beş İmplant Destekli Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	62
4.2.1.2. All-on-4 Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	63
4.2.1.3. Trefoil Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	64
4.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler	64
4.2.2.1. Beş İmplant Destekli Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler	65
4.2.2.2. All-on-4 Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler	66
4.2.2.3. Trefoil Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler	67
4.3. İmplant von Mises Stres Bulguları	67
4.3.1. Beş implant destekli Modelde İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları	68
4.3.2. All-on-4 Modelde İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları	69
4.3.3. Trefoil Modelde İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları	70
4.4. İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Von Mises Stres Bulguları	70
4.4.1. Beş implant destekli Modelde İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	72
4.4.2. All-on-4 Modelde İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Oluşan von Mises Stres Bulguları	73

4.4.3. Trefoil Modelde İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Oluşan von Mises Stres Bulguları	75
4.5. Protezlerdeki von Mises Stres Bulguları	76
4.5.1. Beş İmplant Destekli Modelde Protezlerde Oluşan von Mises Stres Bulguları	77
4.5.2. All-on-4 Modelde Protezlerde Oluşan von Mises Stres Bulguları	78
4.5.3. Trefoil Modelde Protezlerde Oluşan von Mises Stres Bulguları	79
5. TARTIŞMA	80
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	92
KAYNAKLAR	94
EKLER.....	120
EK-1. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	120
EK-2. Özgeçmiş.....	121

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanmasında büyük yardımları olan, bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, danışman hocalarım Doç. Dr. Güler YILDIRIM AVCU ve Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI' ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan Dr. Öğr. Üyesi Numan TATAR ve Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ' ye,

Hayatımın her anında yanımda olan, varlığıyla bana güç veren, kendime hep örnek aldığıım canım annem ve canım babama, maddi ve manevi desteğini hiç esirgemeyen, bir ferdi olmaktan gurur duyduğum sevgili aileme,

Bu çalışmamın gerçekleşmesinde gerekli maddi desteği sağlayan 'İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi' ne,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalıştığım, sayısız anıları paylaştığım tüm çalışma arkadaşlarıma ve protez ailesine,

Sonsuz teşekkür ederim....

ÖZET

All-on-4® ve Trefoil™ İmplant Tedavi Protokollerinin Karşılaştırmalı Biyomekanik Analizi

Amaç: Çalışmanın amacı; tam dişsiz mandibulada All-on-4 tedavi sistemi, Trefoil tedavi konsepti ve 5 implant destekli hibrit protezin immedat yüklenerek uygulanan oblik kuvvet altında kemik, implant, implant komponentleri ve protezde oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Bilgisayar ortamında tam dişsiz posterior atrofik mandibula modeli oluşturuldu. All-on-4 ve 5 implant destekli modeller için mental foramenler arasına yerleştirilen 5.0 mm çapta, 11.5 mm uzunlukta NobelParallel™ Conical Connection implantlar kullanıldı. All-on-4 tedavi sisteminde posterior bölgede 30° açılı multi-unit abutmentlar kullanıldı. Trefoil tedavi sisteminde ise 5.0 mm çapta, 11.5 mm uzunlukta Trefoil implantlar kullanıldı. Trefoil model için prefabrik titanyum bar modellenip alt yapı olarak uygulandı ve tüm modellere immedat akrilik hibrit protez uygulandı. Çiğneme kuvvetlerini taklit etmesi amacıyla birinci molar dişin distal triangular bölgesinde belirlenen 1.5 mm'lik alana 100 N'luk oblik kuvvet uygulanarak implant, implantı çevreleyen kemik, implant komponentleri ve protezde oluşan stres değerleri ve dağılımları sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak karşılaştırıldı.

Bulgular: Modellerde kortikal ve spongios kemikte en yüksek basma ve çekme stres değerleri All-on-4 modelde posterior implantta gözlendi. En yüksek von Mises stres değerleri implantlarda All-on-4 modelde posterior implantta, abutment vidalarında ve protezde ise Trefoil modelde gözlendi.

Sonuç: All-on-4 tedavi protokolünde kemik, implant ve abutment komplikasyon görülme riski, Trefoil tedavi protokolünde ise protez ve abutment vida komplikasyon görülme riski daha fazladır.

Anahtar kelimeler: All-on-4, trefoil, immedat yükleme, sonlu elemanlar stres analizi.

ABSTRACT

Comparative Biomechanical Analysis of All-on-4® and Trefoil™ Implant Treatment Protocols

Objective: The objective is to evaluate the stresses on bone, implant, implant components, and the prosthesis under an oblique force applied by immediate loading of All-on-4 system, the Trefoil concept, and 5-implant-supported treatment allowing hybrid prostheses in edentulous mandible, using finite element stress analysis.

Material and Method: A fully edentulous atrophic mandible model was formed digitally. For All-on-4 and 5-implant-supported models, 11.5-mm long implants having a diameter of 5.0-mm placed between mental foramina were used, with 30°-angle multi-unit abutments in the posterior region. In the Trefoil system, 11.5-mm long Trefoil implants having a diameter of 5.0-mm were used. For the Trefoil model, a prefabricated titanium bar was modeled and applied as the infrastructure, and an immediate acrylic hybrid prosthesis was applied to all models. Applying 100-N oblique force to a 1.5-mm area in the distal triangular region of the first molar tooth to mimic chewing forces, the stress values and distributions in the implant, the bone, implant components, and the prosthesis were compared using finite element stress analysis.

Results: The highest compressive and tensile stress values in the cortical and spongy bone were observed in the posterior implant in the All-on-4 model. The highest von Mises stress values were observed in the posterior implant in the All-on-4 model, and in abutment screws and prostheses in the Trefoil model.

Conclusion: The risk of bone, implant, and abutment complications is higher in the All-on-4 treatment protocol, and the risk of the prosthesis and abutment-screw complications is higher in the Trefoil treatment protocol.

Key Words: All-on-4, trefoil, immediate loading, finite element stress analysis.

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
Cm	: Santimetre
E	: Elastisite Modülü
GPa	: Gigapaskal
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Pmax	: Maksimum Principal Stres
Pmin	: Minimum Principal Stres
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
v	: Poisson Oranı
%	: Yüzde
°	: Derece

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Mandibulaya uygulanan implant üstü protez çeşitleri.....	8
Şekil 2.2. Alt çenede All-on-4 sistemi	23
Şekil 2.3. Alt çenede Trefoil sistem	26
Şekil 2.4. a) Trefoil implant, prefabrik bar ve ara parçalar b) Adaptif mekanizmaların horizontal, vertikal ve angular implant sapmalarını ve dengeleyici adaptif mekanizmaların maksimum aralığının gösterimi.....	27
Şekil 3.1. Çalışma modelleri ve implant yerleşimlerinin gösterimi	45
Şekil 3.2. 5 implant destekli çene modelinin oluşturulması.....	48
Şekil 3.3. All-on-4 çene modelinin oluşturulması.....	49
Şekil 3.4. Trefoil çene modelinin oluşturulması.....	50
Şekil 4.1. 5 implant destekli modelde spongiöz kemikteki çekme stresleri	57
Şekil 4.2. All-on-4 modelde spongiöz kemikteki çekme stresleri.....	57
Şekil 4.3. Trefoil modelde spongiöz kemikteki çekme stresleri.....	58
Şekil 4.4. 5 implant destekli modelde spongiöz kemikteki basma stresleri	60
Şekil 4.5. All-on-4 modelde spongiöz kemikteki basma stresleri	60
Şekil 4.6. Trefoil modelde spongiöz kemikteki basma stresleri.....	61
Şekil 4.7. 5 implant destekli modelde kortikal kemikteki çekme stresleri	63
Şekil 4.8. All-on-4 modelde kortikal kemikteki çekme stresleri.....	63
Şekil 4.9. Trefoil modelde kortikal kemikteki çekme stresleri.....	64
Şekil 4.10. 5 implant destekli modelde kortikal kemikteki basma stresleri	66
Şekil 4.11. All-on-4 modelde kortikal kemikteki basma stresleri	66
Şekil 4.12. Trefoil modelde kortikal kemikteki basma stresleri.....	67
Şekil.4.13. 5 implant destekli modelde implantlarda oluşan en yüksek von Mises değeri.....	69
Şekil.4.14. All-on-4 modelde implantlarda oluşan en yüksek von Mises değeri	69
Şekil.4.15. Trefoil modelde implantlarda oluşan en yüksek von Mises değeri.....	70

Şekil 4.16. 5 implant destekli modelde abutmentlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	73
Şekil 4.17. 5 implant destekli modelde oklüzal vidalarda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	73
Şekil 4.18. All-on-4 modelde abutmentlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	74
Şekil 4.19. All-on-4 modelde abutment ve oklüzal vidalarda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	74
Şekil.4.20. Trefoil modelde abutment parçalarında gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	75
Şekil.4.21. Trefoil modelde trefoil barda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	76
Şekil.4.22. Trefoil modelde abutment vidalarında gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	76
Şekil 4.23. 5 implant destekli modelde protezde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	78
Şekil 4.24. All-on-4 modelde protezde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	78
Şekil 4.25. Trefoil modelde protezde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri.....	79

TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri	51
Tablo 3.2. Farklı materyaller arasındaki ara yüzeylerin sürtünme katsayıları	52
Tablo 3.3. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	53
Tablo 4.1. Tüm yapılarda oluşan stres değerleri	55
Tablo 4.2. Tüm modellerde spongioz kemikte gözlenen çekme stres değerleri	56
Tablo 4.3. Tüm modellerde spongioz kemikte gözlenen basma stres değerleri	59
Tablo 4.4. Tüm modellerde kortikal kemikte gözlenen çekme stres değerleri	62
Tablo 4.5. Tüm modellerde kortikal kemikte gözlenen basma stres değerleri	65
Tablo 4.6. Tüm modellerde implantlarda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	68
Tablo 4.7. Tüm modellerde abutmentlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	71
Tablo 4.8. Tüm modellerde oklüzal vidalarında gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	72
Tablo 4.9. Tüm modellerde protezlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri	77

1. GİRİŞ

Dişsizlik güçten düşüren ve geri dönüşümü olmayan bir durumdur ve ağız sağlığı için hastalık yükünün son belirteci olarak tanımlanmaktadır (1). Dişsizlik özellikle yaşlı ve düşük sosyoekonomik nüfuslu toplumları orantısız bir şekilde etkileyen dünya çapında önemli bir halk sağlığı sorunudur. Yaşam kalitesi ve sağlık için yeterli dentisyon çok önemlidir (2).

Kemik kaybı diş kaybını takip eden bir süreçtir (3) ve mandibulayı maksilladan dört kat daha fazla etkiler (4). Dişsizliğin rezidüel sırt rezorpsiyonu üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur, bu da alveolar kemiğin yüksekliğinde ve protez taşıyan alanın boyutunda önemli bir azalmaya yol açar (5). Bu azalma toplam diş kaybını takiben yüz yüksekliğinin ve yüz görünümünün değişimini etkiler (3). Alveolar kemik yüksekliği ve genişliğinin kaybı, mandibular dudak ve çene ucu gibi yumuşak doku profilinde de önemli değişimlere yol açar (6).

Geleneksel tam protezlerdeki en büyük zorluk mandibular protezlerin işlev görememesinden kaynaklanmaktadır. Tam protezin mandibula üzerinde başarılı bir şekilde kullanımını engelleyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bunlar ağız tabanının hareketliliği, alveolar sırtı kaplayan ince mukoza, azalmış destek alanı ve mandibulanın hareketidir. Bu faktörler tek başına maksiller ark ile karşılaştırıldığında mandibular ark üzerinde protez kullanımının zorluğunu açıklayabilir. Maksilla mandibulaya göre çok daha az hareketlilik gösterir. Maksilla protezi desteklemek ve gelen kuvvetleri karşılamakta destek sağlayan kalın fibröz dokuyla kaplı stabil bir damağa sahiptir. Bu farklılıklar hastaların maksiller arka karşılaştırıldığında mandibular arkta geleneksel tam protez kullanımında yaşadığı zorlukların çoğunu açıklar (7).

Tam dişsiz çenelerin implant destekli protezlerle rehabilitasyonu günümüzde yaygın şekilde kullanılmaktadır (8). Rezorbe çenelerin rehabilitasyonu da kemik hacminin artırılması amacıyla kullanılan greftleme yöntemleri geçerli yöntem olarak kabul edilse de pek çok dezavantajları mevcuttur. Bunlar arasında cerrahi aşamaların karmaşıklığı, uzun tedavi süresi, komplikasyon ve morbidite riski, maliyetlerin yüksek olması ve en önemlisi de greftleme işlemiyle aynı seansta implant yerleştirilse bile primer stabilitenin yetersiz

olması nedeniyle geç protetik yükleme zorunluluğudur. Bu nedenle tam dişsiz maksilla ve mandibulada bu olumsuzlukları ekarte etmek ve immediat yükleme yapabilmek amacıyla çeşitli tedavi yöntemleri geliştirilmiştir (9).

Dr. Malo tarafından 2003 yılında tam dişsiz atrofik çenelerin dental implantlarla rehabilitasyonuna imkân sağlayan ve hasta konforunu arttıran All-on-4 tedavi konsepti kullanıma girmiştir. All-on-4 tedavi konsepti, immediat implant destekli sabit bir protezi desteklemek için tam dişsiz çenelerin ön bölgesine dört adet implant yerleştirilmesine dayanmaktadır (10). Anterior bölgedeki iki implant dik olarak yerleştirilirken, posterior bölgedeki iki implant protezin kantilever uzunluğunu kısaltmak ve 12 diş koyulmasına imkân vererek çiğneme etkinliğini arttırmak amacıyla distale eğimli olarak yerleştirilir (10, 11). Anterior implantlar her iki çenede lateral kesici bölgesine, posterior implantlar ise mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak 30-45° kadar distale eğimli yerleştirilir (12).

Atrofik posterior mandibulası olan hastaları girişimsel cerrahi operasyon uygulamadan tedavi edebilmek amacıyla son dönemde Trefoil sistem (Nobel Biocare) geliştirilmiştir. Bu sistem mental foramen arasına yerleştirilen 3 implant ile implant üstü sabit protetik tedavi seçeneği sunmaktadır. Trefoil implantların 5.0 mm çapta, 11.5 mm ve 13 mm olarak iki farklı boy seçeneği mevcuttur. Sistemde kemik üzerinde kalan pürüzsüz boyun yapısına sahip konik implantlar kullanılmaktadır. Sert ve yumuşak doku uyumu açısından konik bağlantılı abutmentler bulunmaktadır. Yüksek dayanımda titanyum alaşımdan üretilen tek parça alt yapı ve bu alt yapının implantlarla bağlantısını sağlayan fiksasyon parçaları mevcuttur (13).

Literatürde All-on-4 sistemiyle ilgili pek çok çalışma yapılmasına rağmen trefoil sistemi ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır. Her iki sistemi karşılaştıran çalışmalar ise kısıtlı sayıdadır. Bu nedenle bu çalışmada trefoil, All-on-4 ve 5 implanttan oluşan birer model oluşturulup immediat yükleme yapılarak belirli bir kuvvet uygulayıp implant, implantı çevreleyen kemik, implant komponentleri ve protezde oluşan stres değerleri ve dağılımlarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılması amaçlanmıştır. 5 implant destekli model kontrol grubu olarak belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler

Maksilla ve mandibulanın ilgili yapılarını ve tüm dental arkı içeren hareketli protezlere tam protez adı verilir (14). Bireylerin tüm doğal dişlerini kaybederek periodontal destekten yoksun kalması ve tam protez kullanmaya başlaması stomatognatik sistemde büyük değişiklikler oluşturur. Tam protezlerle periodontal desteğin geri kazanılması mümkün değildir. Tam protezlerle en kolay çözülen problem estetikdir. Fonksiyonel yetinin geri kazanılması ise zaman alır (15).

Yüzyılımızda tıp ilminin büyük oranda gelişmesi sonucu, özellikle ileri ülkelerde yaşam süresi artmış, ölüm oranları azalmış ve ölüm yaşının oldukça ilerlemiş olmasına karşın yaşlılığın getirdiği sorunların tümüyle çözüldüğü söylenemez. Yaşlılık diş kaybının bir nedeni olmamasına karşın, ilerleyen yaşla fonksiyonel yetersizlik, sistemik ve dental hastalık sıklığı yaşlı bireylerde diş kaybına eğilim oluşturur (15). Günümüzde önceki kuşaklara kıyasla ağız sağlığı bilinci artmıştır. Toplumda yaşlı nüfusunun artmasına karşın dişsiz bireylerin oranının azalması beklenmektedir (16).

Altmış beş yaş üstü bireylerin toplumdaki oranı gün geçtikçe artmaktadır. Farklı ülkelerde farklı oranlarda görülse de bu popülasyondaki bireylerde görülen diş eksiklikleri ve alveol kemiklerinde meydana gelen rezorpsiyon yaşlanmayla artmaktadır. Ağızdaki dişlerin çeşitli nedenlerle kaybı sonucu tam dişsizlik meydana gelir. Geleneksel tam protez kullanan hastalar özellikle alt çenedeki protezin tutuculuğu ve retansiyonun yetersizliği nedeniyle olumsuz deneyimlere sahiptir (17-19).

Tam dişsiz hastalardaki en yaygın tedavi seçeneği konvansiyonel tam protezlerdir (20). Nispeten ucuz, estetik olarak kabul edilebilir ve temizliğinin kolay olmasından ötürü yaygın olarak kullanılmaktadırlar (21). Konvansiyonel tam protezler de akrilik, metal destekli akrilik ve poliamid türevi malzemeler kaide olarak kullanılmaktadır. Kaide üzerine plastik, porselen vb. materyallerden yapılan dişlerin yerleştirildiği, retansiyonunu sadece mevcut alveolar kemik ve mukozadan alan protezlerdir (16).

Yapılan bir çalışmada konvansiyonel tam protez kullanımında genç hastalarla karşılaştırıldığında yaşlı hastalar daha fazla fonksiyonel problem yaşama eğilimindedir (22, 23). Yaşlı hastaların çiğneme sırasında ağrı hissettiği ve çiğnemek için daha fazla zamana ihtiyaç duyduğu gözlemlenmiştir. Bu durum dilin motor fonksiyonunun azalması, ısırma kuvvetinin azalması, ilaca bağlı kserostomi gibi yaşa bağlı fizyolojik değişikliklerle ilişkilidir. Bu nedenle kabul edilebilir bir işlevi olan tam protezin ilerleyen yaş ve yıllar içerisinde işlevindeki azalmaya bağlı olarak, yerine implant destekli overdenture protez düşünülmesi gerekebilir. Ayrıca implant talep eden hastalar genellikle daha psikososyal ve fonksiyonel problemler ifade ederler ve konvansiyonel protez talep eden hastalara göre tatmin edilmeleri daha zordur (22, 24).

Geleneksel tam protezler destek ve retansiyonu rezidüel alveolar sırt ve mukozadan sağlar. Pek çok hasta tam protezlerine, özellikle mandibular protezlerine uyum sağlamada zorlanır. Protez yapıştırıcısı kullanımının yaygın olması bu protezlerin tutuculuğunun yetersiz olduğunun göstergesidir. Geleneksel tam protez kullanan çok sayıda kişi sert yiyecekler başta olmak üzere pek çok yiyeceği tüketemediklerini bildirmektedir. Buda onları diyetlerini sağlıklı bir şekilde değiştirmeye zorlamakta, beslenmelerinin doğal dişli bireylere göre daha zayıf kalmasına neden olmaktadır (25).

Dişlerin kaybindan sonra bir yılda maksiller alveolar kret yüksekliğinin 0.1 mm azaldığı, mandibular kemik kaybının ise bunun 4 katı olduğu belirtilmiştir (26). Geleneksel tam protezlerin kullanımı, alveol kemiğinde zamanla oluşan rezorpsiyon nedeniyle retansiyon ve stabilitenin azalması sonucu zorlaşmaktadır (27). Stabilitate ve retansiyon eksikliği (özellikle mandibulada), zamanla ilerleyen alveolar kemik kaybı, yetersiz çiğneme fonksiyonu, sosyal problemler, protezin yapım aşamalarının ayrıntılı ve zaman alıcı olması ve tüm bunların sonucu oluşan hasta memnuniyetsizliği tam protezlerin dezavantajlarındandır. Ayrıca tam protezlerin en büyük dezavantajlarından biriside hastanın artık ağız bakımı yapmasına gerek olmadığına dair yanlış kanıdır. Günümüzde hastaların ağız sağlığına dair beklentileri yüksek düzeydedir ve geleneksel tam protezler bu beklentiyi karşılamamaktadır (21).

Daha önceleri konvansiyonel tam protezler tam dişsizlik olgularında ilk ve en çok tercih edilen tedavi seçeneği iken günümüzde implant destekli overdenture protezler ilk seçenek olarak sunulmaktadır (18).

2002 yılında alınan McGill konsensüs kararlarında dişsiz mandibulada ilk tedavi seçeneğinin konvansiyonel tam protezler değil iki implant destekli overdenture protezler olduğu bildirilmiştir (28). Hastaların; mandibular overdenture protezlerden memnuniyetinin ve yaşam kalitesinin geleneksel tam protezlere göre yüksek olduğu gösteren pek çok çalışma vardır (29). İki implant destekli overdenture protezler implant tedavilerinin altın standardı olmasa da hasta memnuniyeti, maliyet, klinik süre ve performans açısından olması gereken minimum standart olmalıdır (30).

2.2. Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında İmplant Destekli Protetik Tedavi Planlaması

Modern diş hekimliğinin amacı, hastanın oral bölgesinde normal konturları, fonksiyonu, rahatlığı, estetiği, konuşmayı ve ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Ancak hastadaki diş kaybı arttıkça başarıya ulaşmak giderek zor olmaktadır. Yapılan çalışmaların sonuçları çeşitli diagnostik aletler, tedavi planlaması, implant dizaynı, materyali ve farklı yapım teknikleri sayesinde pek çok tedavisi güç vakanın rehabilitasyonunun başarı ile gerçekleştiğini göstermektedir (31).

Günümüzden basitten karmaşığa tüm vakalarda kullanılan implant tedavisinin esas amacı, implant destekli sabit protezlerin yapılması ile hareketli protezlerden kaçınmak ya da konvansiyonel tam protezlerin retansiyon ve stabilitesini arttırmaktır (32).

Tam dişsizlik olgularında implantların kullanıldığı tedavi seçenekleri; implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protez ve hibrit protezler olarak sınıflandırılmaktadır (33). Hibrit protezler implant üstü sabit protez çeşitlerinden birisidir (34).

İmplant destekli sabit protezler temel olarak ikiye ayrılır; transmukozal dayanaklarla simante edilen sabit protezler ve protetik retansiyon için vidalı dayanak ile kullanılan sabit protezler (35). Simante edilen implant üstü sabit protezler, alt yapının pasif uyumu, daha iyi bir estetik elde edilmesi gibi avantajlara sahiptir. Açılı yerleştirilen implantlarda farklı

abutment seçeneklerinin mevcut olması, oluşabilecek estetik problemlerin önüne geçer. Fakat bir problemle karşılaşıldığında protezi çıkarmanın güç olması, tamir ve bakımının zor oluşu, siman seçimi ve sulkusta biriken fazla simanın periodontal sorunlara yol açması gibi dezavantajlara sahiptir (36). Simante edilen protezlerle karşılaştırıldığında vidalı protezlerin üretimi, laboratuvar aşamaları daha zor ve uğraştırıcıdır. Bu durum vidalı protezleri daha maliyetli hale getirir. Alt yapının pasif uyumunu sağlamak protez üretim sürecindeki en temel sorundur. Vida tutuculu protezler gerekli görüldüğü durumlarda çıkarılabilmesi ve artık siman olmaması nedeniyle çevre yumuşak doku sağlığı üzerinde daha avantajlı bir durum oluşturur (37). Sabit protezlerin bu yaklaşımının alternatifi ise implant destekli hibrit protezlerdir (34). Bu protezler implant destekli metal-akrilik rezin tam sabit protezlerdir. Özellikle stabil olmayan ve yumuşak doku irritasyonlarına yol açan mandibular hareketli protezlerin sorunlarını gidermek amacıyla kullanılırlar. Mandibular implant destekli hibrit protezlerin, geleneksel tam protezlerin kullanımına uyum sağlayamayan hastalarda kullanımı önerilir (38).

Tam dişsiz çenelerde implantların temel amacı; ya implant destekli sabit protezler yapılarak hareketli tam protezlerden kaçınmak ya da implant destekli overdenture protezler yapılarak tam protezlerin stabilizasyonunu artırmaktır. Hastayla ilişkili genel faktörler, lokal anatomik ve morfolojik durumlar protez tipini belirler. Genellikle sabit protezleri desteklemek için gerekli implant sayısı overdenture protezleri desteklemek için gerekli implant sayısından daha fazladır. Bu nedenle pek çok durumda greftleme prosedürlerinin uygulandığı kemik ogmentasyonu gibi ileri cerrahi işlemler uygulanmadıkça kemik miktarının yetersizliği nedeniyle sabit protezler uygulanamaz. Bu durum kemiğin elverişsiz yapısından dolayı özellikle maksilla için geçerlidir. Mandibulada ise ilerlemiş atrofi durumlarında standart bir cerrahi ve protetik protokolü kullanılır (39).

İmplant destekli overdenture protezler, dişsiz alt çenede yaygın olarak kullanılan dental implantlardan tutuculuk ve mevcut oral dokulardan destek alan protez uygulamasıdır (40). Overdenture protezler, çene kemiklerinde şiddetli rezorpsiyon ve uygun olmayan çene ilişkileri görülen hastalarda ideal doku konturu ve estetiğin sağlanabilmesine olanak tanınması, oral hijyenin sağlanmasının kolay olması ve ekonomik nedenlerle yaygın bir şekilde kullanılmakta olan tedavi seçeneğidir (41). Hastalar overdenture protezlerde tam protezlere kıyasla daha az çiğneme gücünü yaşar (42).

İmplant destekli tam protezlerle ilgili yapılan uzun süreli çalışmalar sonucunda, geleneksel tam protezlere nazaran implant destekli tam protezler her açıdan daha üstün bulunmuştur. Mandibular anterior bölgede fizyolojik kemik kaybı miktarı yıllık ortalama 0.4 mm, iki implant destekli overdenture protez yapımı sonrası aynı bölgedeki kemik kaybı miktarı yıllık ortalama 0.1 mm ve beş yıl sonrasında ortalama 0.5 mm olarak bulunmuştur (43).

İmplant destekli sabit protezler doğal dişlere yakın konfor ve fonksiyon göstermelerinden ötürü çoğu hasta tarafından tercih edilirler (44). Hastalar sabit protezi kendi vücutlarının bir parçası olarak gördükleri için psikolojik avantajları da vardır (45). Genel olarak dört ila altı implant tam dişsiz bir mandibulayı desteklemek için yeterli sayı olarak kabul edilir (46). İmplant destekli sabit protezlerin avantajları arasında iyileştirilmiş çiğneme performansı, kemiğin korunması, stabil olması, konforlu olması ve konuşma rahatlığı gibi faktörler sayılabilir (47). Tüm bu avantajlarının yanı sıra artan implant sayısı tedavi maliyetini arttırır. Bu durum sabit protez isteyen ancak maddi ve anatomik kısıtlamaları olan bireyler için bir ikilem oluşturur. Son yıllarda dişsiz mandibulada dört implant üzerine sabit protezler başarıyla uygulanmaktadır. Bu teknikte mandibulanın anterior bölgesine iki implant uygulanır, posterior bölgeye de distale açılı iki implant uygulanır. Böylece anteroposterior mesafe maksimum seviyeye çıkarılır (10, 48).

Tam dişsiz hastalarda sabit protez maliyetini düşürmeye yönelik çabalar daha az implant ve az komponent içeren tedavilere yönelimi arttırmıştır (49).

Tam dişsiz çenelerde implant destekli protetik tedavi planlamasında; arklar arası mesafe, çeneler arası ilişki, karşıt arkta diş veya restorasyon varlığı göz önünde bulundurularak sabit veya overdenture protez yapımına karar verilmelidir (50).

İmplant tedavi planlamasının en zor aşamalarından biri yapılacak protetik tedavinin kaç adet implantla destekleneceğidir. Tam dişsiz ağızlarda planlamada kaç adet implant gerektiğiyle ilgili farklı görüşler vardır. Örneğin tam dişsiz alt çenede sabit bir restorasyon için 4 adet ya da 3 adet implantın yeterli olacağını savunular varken, eksik her diş yerine bir implant yerleştirilmesini tavsiye edenler vardır. Ayrıca orta hatta yerleştirilen tek implantın overdenture protez için yeterli olacağını savunan çalışmalar bulunmaktadır (49, 51)

Düşük maliyeti	Yüksek maliyet
----------------	----------------



Locater, Bal, ERA	Bar	Trefoil	All-on-4	Diğer
Hareketli		Sabit		
Maksilla ve Mandibula		Mandibula	Maksilla ve Mandibula	

Şekil 2.1. Mandibulaya uygulanan implant üstü protez çeşitleri

2.3. İmplant Tutuculu Hareketli Protezler

Tam dişsizlik tedavisinde konvansiyonel tam protezler uzun yıllardır uygun bir tedavi seçeneği olmuştur. Ancak mandibular tam protezlerin retansiyon ve stabilitesinin yetersiz olması hastalar tarafından kullanımı olumsuz etkilemektedir. Diş hekimliğinde osseointegre implantların kullanılması bölümlü dişsiz hastalara çok iyi bir tedavi seçeneği sunmasının yanında asıl değişim tam dişsiz hastaların tedavisinde yaşanmıştır. Alt çene tam protezlerin iki implantla desteklenmesi yaygın olarak tercih edilen bir tedavidir (52). Alt tam protezlerin implantlar ile desteklenmesiyle hasta memnuniyetinde artış görülmekte (53, 54) ve kemik seviyesinin korunmasına katkı sağlanmaktadır (55). İki implant destekli tam protezlerde üretici firmalar tarafından sağlanan farklı çeşitlerde tutucular bulunmaktadır. İmplantlar üzerinde locator, magnet, topuz gibi bağımsız tutucular kullanılabileceği gibi bar (splintli) tipi tutucu ile de implantlar birleştirilebilir. İnteroklüzal mesafenin sınırlı olması, kolay temizlenebilir olması, kısmen daha ekonomik olması, daha az teknik hassasiyet gerektirmesi sebebiyle splintlenmemiş tutucu çeşitleri birçok implant üstü overdenture protezde tercih nedenidir (56, 57).

Bu tip restorasyon kullanımı mandibular tam protezin gevşekliğinden ve hareketinden şikâyet eden ancak mukozanın ağrı ve acısından şikâyet etmeyen hastalar için idealdir. Geleneksel tam protezler dokudan maksimum temas sağlamak için maksimum genişlikte yapılır bu nedenle overdenture protezlerde aynı şekilde yapılır. İmplantların bu tip restorasyondaki işlevi restorasyonu desteklemek değil protezin retansiyonuna destek sağlamaktır. Çalışmalar bu tür restorasyonları destekleyen implantların uzun vadede yüksek başarı oranına sahip olduklarını göstermektedir (58-60).

Altı aydan dokuz yıla kadar değişen sürelerde yapılan randomize ve randomize olmayan klinik çalışmalarda mandibular iki implant destekli overdenture protezlerin geleneksel tam protezlerden üstün olduğu gösterilmiştir. Kullanılan ataşman sisteminin (bar, ball, magnet) türüne bakılmaksızın hastalar geleneksel tam protezlere oranla iki implant destekli overdenture protezlerden önemli ölçüde daha memnundur. Hastalar iki implant destekli overdenture protezleri daha stabil bulurlar ve çeşitli yiyecekleri çiğneme yeteneğinin önemli ölçüde kolaylaştığını bildirirler. Ayrıca implant destekli overdenture protezlerle daha rahat ve kolay konuşurlar. 2002 yılında McGill Konsensüs Konferansında dişsiz mandibulanın ilk tedavi seçeneğinin geleneksel tam protez olmadığı, iki implant destekli overdenture protez olması gerektiği bildirilmiştir (25).

İmplant tutuculu overdenture protez endikasyonları (42);

- Geleneksel protezler için yetersiz kemik desteği
- Yetersiz nöromusküler koordinasyon
- Hareketli akrilik kaideye mukozal dokuların düşük toleransı
- Protez dengesizliğine yol açan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Üst hareketli protezin stimule ettiği aktif ve hiperaktif öğürme refleksi
- Hareketli protez kullanımına yönelik psikolojik yetersizlikler
- Hastaların tam protezde görülen memnuniyetsizliği, daha stabil protez ve konfor isteği
- Oral rehabilitasyona ihtiyaç duyulan konjenital veya sonradan edinilen maksillofasiyal defektler

- Yüksek protetik beklentiler.

Hastalar implant destekli overdenture protezler ile birçok avantaj elde ederler. Mandibular geleneksel tam protezler konuşma, fonksiyon ve mandibular çene hareketleri sırasında hareket ederler. Mandibular protez fonksiyon esnasında 10 mm hareket edebilir. Bu koşullarda çiğneme kuvvetlerinin ve oklüzal ilişkilerin kontrolü neredeyse imkansızdır. İmplant destekli overdenture protezler ile iyi bir retansiyon ve stabilite sağlanır. Ayrıca tekrarlanabilir sentrik oklüzyon elde edilir (61).

İmplant tutuculu overdenture protezlerin avantajları (62);

- Anterior kemik kaybını önler,
- İyi bir estetik sağlanır,
- Artmış stabilite (protez hareketlerini azaltır veya elimine eder),
- İyi bir oklüzyon (tekrarlanabilir sentrik ilişki oklüzyonu),
- Yumuşak doku abrazyonunda azalma,
- Güçlü ve etkili bir çiğneme sağlar,
- Artmış oklüzal etkinlik,
- Artmış protez retansiyonu,
- Artmış protez desteği,
- Geliştirilmiş konuşma,
- Azalmış protez boyutu (palatinal uzantıların kaldırılması),
- Geliştirilmiş maksillofasiyal protezler yapımına imkân sağlanır.

İmplant tutuculu overdenture protezler, implant destekli sabit protezlere göre çeşitli avantajlara sahiptir (62):

- Yumuşak doku alanları ek destek sağladığından HP-5 (hareketli protez) restorasyon üretildiğinde daha az implant gerekir,
- Overdenture protezlerde yumuşak doku oklüzal yükün bir kısmını paylaşır ve üst yapı ile protez arasındaki stres azalır,

- İmplant yerleştirmek için yetersiz kemik bölgeleri tedavi planından çıkarılır ve greft ihtiyacı azalır,
- Daha az kemik grefti ve implant sayısının bir sonucu olarak tedavi maliyeti azalır,
- Orta ve ileri derecede kemik kaybı olan dişsiz hastanın estetiği sabit restorasyona kıyasla overdenture protezlerde daha iyi sağlanır. Özellikle ileri derecede kemik kaybı olan maksillada yumuşak doku desteği estetik için çok önemlidir. Metal alt yapılı porselen dişlere nazaran, prefabrik dişler ve protezin labial kenarları ile yüz estetiği daha iyi sağlanır. Labial kenarlar hijyenden ödün vermeden dudak bölgesinde gerekli olan optimum doku desteğini sağlar,
- Sabit protezlere kıyasla oral hijyeni sağlamak daha kolaydır,
- Geceleri bruksizm sonucu implantlar üzerinde oluşan aşırı baskıyı azaltmak için overdenture protezler çıkarılabilir,
- Overdenture protezlerin tamiri sabit protezlere göre daha kolay ve ucuzdur.

Sonuç olarak mandibular overdenture protezlerin birincil endikasyonları retansiyon ve stabilite eksikliği, fonksiyonda azalma, konuşmada zorluk, yumuşak dokuda hassasiyet ve abrazyon gibi problemlerle ilgilidir. Dişsiz bir hasta çıkarılabilir bir protez kullanmayı kabul ederse ilk tercih mandibular overdenture protezlerdir. Sabit protez tercih eden hastalarda maliyet önemliyse ilave implantlar yapılıp yükleninceye kadar ki süreçte overdenture protezler geçiş protezi olarak hizmet verebilir (62).

İmplant destekli overdenture protezlerin dezavantajları ise şu şekildedir (62);

- Eğer hastanın sabit protez talebi varsa overdenture protezlerin çıkarılabilir olması hastanın psikolojik beklentisini karşılamayacaktır. Sabit protezler hastalar tarafından vücudun bir parçası olarak kabul edilir. Hastalar protezin hareketli olmasından mutsuz olacaktır.
- Overdenture protez için krestal kemik ve oklüzal düzlem arasında minimum 15 mm mesafe olması istenir. Yeterli mesafe sağlanmadığında overdenture protezler kırılmaya ve yorgunluğa daha yatkındır ve metal destekli protezlere nazaran daha fazla komplikasyon gösterebilir. Yeterli mesafe akriliğin direncini

sağlamak, yumuşak doku, hijyen ve ideal ataşman seçimini yapabilmek için önemlidir.

- Başlangıçta tedavi maliyeti düşük olsa da overdenture protez kullanıcıları, sabit protez kullanan hastalara göre daha uzun vadeli masraflara maruz kalırlar. Ataşmanlar zamanla aşınır ve düzenli olarak değiştirilmeleri gerekir.
- Overdenture protezlerde ısırma kuvvetleri arttığı için akrilik dişler geleneksel protezlere göre daha çabuk aşınırlar. Protezdeki dişlerin aşınması ve yumuşak doku desteğindeki değişimler nedeniyle overdenture protezlerin 5-7 yılda bir yenilenmeleri gerekmektedir.
- Yutkunma sırasında ağız tabanının yükselmesinden kaynaklanan ağrılı noktaları elimine etmek için istirahat pozisyonunda protezin kenarları ağız tabanına kadar uzanmaz. Bu durum yutkunma ve çiğneme esnasında protezin altına gıda kaçışına implantlar, barlar, ataşmanlar etrafında besin birikimine sebep olur.
- Posterior kemik kaybı devam eder. Bu kayıp tam protez kullanan hastalardan 2-3 kat hızlı olabilir.

2.3.1. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Tedavi Seçenekleri

İmplant destekli overdenture protezler, destek ve retansiyonu implant ve protez kaidesine sabitlenmiş tutucu yapılardan sağlarlar. Çiğneme kuvvetlerinin dağılımına göre 3 temel tip overdenture protez uygulaması vardır.

- Temel olarak doku destekli implant overdenture: iki adet prefabrike birbirinden bağımsız tutucular kullanıldığında, hazırlanan overdenture protez doku desteklidir. Ataşmanlar overdenture protez için retansiyon sağlar. Bu tedavi yönteminde protez kaidesi geleneksel tam proteze benzer şekilde maksimum doku örtücülüğü sağlamalıdır. Fonksiyon esnasında çiğneme kuvvetlerinin büyük çoğunluğu rezidüel kret üzerine iletilir. Bu nedenle bu protezler implanttan ziyade dokulardan destek sağlarlar.
- Doku- İmplant destekli overdenture: doku- implant destekli overdenture önceki overdenture proteze kıyasla desteğin büyük kısmını implanttan sağlar. İki implant ve onlara bağlı esnek bir bar kullanılarak bu overdenture protezler

üretir. Protez kaidesi burada da geniş bir doku örtücülüğü sağlamalıdır. Çiğneme esnasında çiğneme kuvvetlerinin büyük kısmını tutucu sistemler ve onlara destek sağlayan implantlar karşılar. Geriye kalan çiğneme kuvvetleri protezin posterior kısmına transfer edilerek destek dokular tarafından karşılanır.

- Tümüyle implant destekli overdenture: bu overdenture protezler 4 veya daha fazla implant içeren ataşmanlar tarafından desteklenir. Çiğneme boyunca tutucu sistemler meydana gelen tüm kuvvetleri implantlara iletir. Bu tip overdenture protezler tüm desteğini implantlardan aldığı için minimum düzeyde protez kenarı ve doku örtücülüğü gereklidir. En az dört implant desteği olmalıdır. Eğer hasta oval ve keskin alveolar krete sahipse, iki mandibular foramen arasına tripod (üç ayak) şeklinde 3 implant yerleştirilebilir. Bu durumda da tutucu grubu esnek olmayacak ve protez tamamen implantlardan destek alacaktır (42).

2.3.2. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Oluşan Hareket Çeşitleri

İmplant destekli overdenture protezlerdeki hassas tutucuların esneklik miktarı, kuvvetlerin implant ve dokuya birlikte iletilmesini sağlamaktadır. Esnek (rezilyent) tutucuların hareketleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

1. Dikey yöndeki hareket: Protez dikey olarak dokuya doğru hareket edebilir ve hareket dişsiz kretin destek dokusunda sona erer. Protez aşağı-yukarı yönde hareket eder. Protez rezidüel kemikle temasa gelip yumuşak dokunun esnekliğini aştığında hareket son bulur. Dikey esnekliği kısıtlı olan tutuculu sistemlerde çiğneme kuvvetlerinin %5-10'u destek dokular tarafından sağlanırken, kalan kuvvetler direkt olarak implantlara iletilmektedir. Locater tutuculu sistem örnek verilebilir.
2. Menteşe hareketi: Bu hareket en distalde yer alan tutuculardan geçen eksen etrafındaki protez hareketidir. Bu sistemde gelen kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, kalan kısmı implantlar tarafından karşılanır. Bu tip tutucu sistemlere Hader bar veya yuvarlak kesitli herhangi bir bar örnek verilebilir.
3. Rotasyon hareketi: Bu hareket protezin antero-posterior (ön-arka) yönde bir eksen etrafında ki hareketidir. Protezin tek tarafında çiğneme yoğunlaştığında,

burası kret tepesi etrafında rotasyona uğrar ve protezin karşıt tarafı yukarı, antagonist diş arkına doğru hareket eder. Rotasyon esnekliğine sahip tutuculu sistemlerde hareketin şiddetine göre implantlara gelen kuvvetler %75-85 oranında azaltılır. Bazı çivi başlı tutucular örnek verilebilir.

4. Translasyon (kayma) ve spin (kısa dönüş) hareketi: Herhangi bir rotasyon hareketi olmaksızın, protezin bukkal-lingual yöndeki hareketidir.
5. Kombinasyon hareketi: Tüm bu hareketlerin kombinasyonu olan hareket tipidir. Kombinasyon esnekliğine sahip tutuculu sistemler sınırsız menteşe ve dikey hareket imkânı sağlar. Kuvvetlerin %40-45'i kretler tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar örnek verilebilir.
6. Üniversal hareket: bu tip tutuculu sistemlerde her yönde hareket imkânı vardır. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru hareketine direnç gösterir. Miknatis tutucular örnek verilebilir(43, 63).

Esnek olmayan (rijit) sistemlerde abutment ve implant arasında hiç hareket olmaksızın gelen çiğneme kuvvetlerinin tümü implantlara iletilir. Bu sistemin tercih edilebilmesi için yeterli sayıda implant olması gerekir. Örnek olarak vida tutuculu hibrit protezler verilebilir (43).

2.3.3. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri

İmplant destekli overdenture protezlerde implant ve protez arasında ki bağlantı hassas bağlantı şeklindeki tutucu sistemlerle sağlanır. Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarları farklılık göstermektedir. Bu tutucu sistemler 2 ana başlık altında toplanabilir (62, 63).

1. Bar tutucular: Bu tip tutucular birden fazla implantın birbirine bir bar yardımıyla birleştirilmesiyle elde edilir.
2. Tek tutucular: Birbirinden bağımsız implantlar üzerindeki tutuculardır. Top başlı, teleskop, locator ve miknatis tutucular örnek verilebilir (63).

2.3.3.1. Bar Tutuculu Sistemler

Aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, yumuşak ve sert dokuda rezeksiyon yapılan durumlarda, tutuculuk ve stabilitenin yüksek olması istenen vakalarda endikedir. Bu klinik sorunların yanı sıra açılı yerleştirilmiş implantlara bar kullanılarak uygun giriş yolu sağlanabilir (56). Barlı protez yapılacağında implant platformu ve protezin insizal kenarı arasında en az 13-14 mm mesafe olması gerekir. İdeal olarak bu mesafenin 1 mm'si barın alt kenarı ve diş eti arasında, 4 mm'si barın yüksekliği ve kalan mesafede barın tutucu parçaları, iskelet ve akrilik dişler gibi protez kısmı için kullanılır (56). Eğer interoklüzal mesafe bar yapımı için yeterli değilse, bu durum aşırı konturlu protez yapımına yol açar (64). Ayrıca barın alt kısmı ve yumuşak doku arasında kalması gereken 1 mm'lik mesafe bu bölgenin temizlenebilirliğini sağlamak için çok önemlidir. Eğer bu bölge yeterince temizlenemezse yumuşak dokuda mukozal hiperplazi meydana gelir (65).

Alt çenede overdenture protez yapılması planladığında interforaminal bölgeye en az iki implant yapılmalıdır (18). Protezin stabilitesinin artırılması istenen durumlarda bara kantilever yapılabilir. Kantilever uzunluğu en anterior ve posteriordaki implantlar arası mesafenin yarısı kadar olmalıdır (66).

Bar tutuculu sistemin birçok çeşidi bulunmaktadır:

- U şeklinde bar: Rijittir ve dört implant desteği olan durumlarda kullanılır. Kennedy 3 vakalarda kullanılır.
- Yuvarlak kesitli bar: Esnektir ve implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltır.
- Yumurta kesitli bar (DOLDER): Hem esneklik hem de endirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (66).
- HADER bar: Mentşe hareketine izin veren, yarı rezilyent kabul edilen tutucu çeşididir. Az da olsa paralel olmayan durumu tolere edebilir (67, 68).

Maliyetinin yüksek olması, interoklüzal mesafe gerekliliğinin fazla olması, yapım ve tamirlerin zor olması bar tutucuların kullanımını kısıtlar (27).

2.3.3.2. Top Başlı Tutuculu Sistemler

Top başlı tutuculu sistem simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli bir andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli overdenture protezlerde neredeyse tüm sistemlerde kullanılan bir sistemdir. Avantajları, düşük maliyet, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması, protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybı ve maliyetin olmamasıdır (62).

Top başlı tutucular menteşe ve rotasyon esnekliği sağlamaktadır. Top başlı tutucular abutmenti yıpratmamak için özel olarak dizayn edilmişlerdir. Top başlı abutmentlerin çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arasında değişmektedir. Plastik tutucuların (insert) değiştirilmesi çok kolaydır. İnce bir frez yardımıyla plastik tutucu gevşetilir çıkarıldıktan sonra tutucu apareyiyle yeni tutucu yerine yerleştirilir. Ayrıca uygulamadan sonra retansiyon kaybı olduğunda plastik tutucuların retansiyonu aktivasyon apareyi ile arttırılabilir. Retansiyon fazla olduğunda ise deaktivasyon apareyi ile retansiyon azaltılabilir. Bu iki aparey metal yuvanın içerisindeki plastik tutucuların ortasına bastırılmak suretiyle uygulanır. Aktivasyon apareyi, plastik tutucuların uç kısımlarını içe bükerek retansiyonu arttırmakta; deaktivasyon apareyi ise tutucuların uç kısımlarını dışa doğru ittirerek retansiyonu azaltmaktadır (63).

Maliyetin düşük olması, farklı tutuculuk miktarına sahip seçeneklerin olması, protez yapımının uzun zaman almaması avantajları arasındadır (27). Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı ve interoklüzal mesafesi kısıtlı hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplamaları dezavantajları arasındadır (43).

Yerleştirilen implantlarda paralellik sağlanmadığında, implantlar arasında ki açılma 15° den fazla ise bu sistemin retansiyonu büyük ölçüde azalır. Fazla açılma görülen durumlarda kullanımları önerilmez (69).

2.3.3.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler

Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarılarından dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. Teleskopik tutucuların kullanım şekli, doğal destek dişlerde kullanılanlar ile aynıdır. İmplant abutmentleri primer olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturlar modifiye edilerek bu şekilde proteze uygun bir giriş

yolu sağlanabilmektedir. Ayrıca bu sistemde abutmentın vida boşlukları sadece primerler üzerinde bulunduğu için dış yapı üzerinde vida boşluklarının oluşması engellenmektedir (70, 71)

Kişisel olarak üretilen teleskopik tutucuların yanında, uygun açılarda yerleştirilen implantlar üzerinde kullanılabilen prefabrike teleskopik tutucular da bulunmaktadır. Prefabrike teleskopik tutucular, üzerlerine yapılan protezlerin immedat yüklenmesine imkân sağlar (72).

2.3.3.4. Locator Tutuculu Sistemler

Top başlı tutucu sistemlerden sonra daha sonra üretilmiştir (73). Bu sistem farklı yüksekliklerde implanta vidalanan patriks ve protez içerisinde titanyum alaşımından yapılan metal başlık içinde yer alan naylon matriksten oluşur. Matriks yapı farklı renklerde ve farklı retansiyon değerlerine sahip değiştirilebilen naylon başlıklar içerir. Matriks yapı implantlar arasındaki açı sapmalarının kısmen düzeltilmesini sağlar. Yetersiz interoklüzal mesafe olan vakalarda ve implantlar arası açı sapmasının 40° olduğu vakalarda kullanılabilir. En çok kullanılan esnek tutucu sistemlerden bir tanesidir (74).

Locater tutucu sistemi, tüm implant çap ve boylarına uygun locater abutmentlar içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu (locator processing cap), şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerde farklı retansiyon kuvvetlerine sahip locator tutuculardan (locator insert) oluşmaktadır (73).

Farklı dişeti yüksekliklerine sahip dayanak alternatifleri mevcuttur. Protez içinde yer alan renkli plastik parçalar farklı tutuculuk miktarına sahiptir. En yüksek tutuculuk şeffaf/beyaz, orta derece tutuculuk pembe, en hafif tutuculuk ise mavi renkte tutucu parça kullanılarak sağlanır. Bu renklere kıyasla daha hafif tutuculuk sağlayan kırmızı ve yeşil plastik parçalar bulunmaktadır. Bunlar genellikle implantlar açılı yerleştirildiği durumlarda kullanılır. Farklı renklerdeki tutucular ile istenilen tutuculuk miktarı ayarlanabilir.

Locator tutucuların dezavantajlarından biri protezin ağız içerisine yerleştirilmesi sırasında yaşanan zorluktur. Protezin farklı pozisyonda yerleştirilmesi sonucu tutucu parçalar deforme olup tutuculuğunu kaybedebilir. Bu nedenle çok yaşlı olan ve motor fonksiyon bozukluğu olan bireylerde locator tutuculu protez kullanımda zorluk

yaşanmaktadır. Ayrıca uzun süreli protez kullanımında dayanaklarının içinin iyi temizlenmemesi protezin yerine oturamamasına ve plastik parçalarda tutuculuk kaybı yaşanmasına neden olmaktadır.

Bu tutucu sistemin kullanılmasıyla aşırı konturlu protez yapılması, dikey boyutun arttırılmak zorunda kalınması, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamlar veya kırılmaların oluşması, tutucuların protezden ayrılması, protezde çatlak ve kırılma olması ve tüm bunların sonucunda hasta memnuniyetsizliği oluşması gibi sorunların önüne geçilmiştir (73).

Locator tutucular menteşe ve dikey esneklik sağlamaktadır. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah naylon, locater tutuculardan 0.4 mm daha uzundur. Böylece locater tutucular metal içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0.4 mm'lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteşe hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır (43).

2.3.3.5. Mıknatıs Tutuculu Sistemler

Mıknatıs tutuculu bağlantılardan protetik diş hekimliğinde diş üstü protezler, çene yüz protezleri, tam veya bölümlü protezler ve implant destekli protezlerde faydalanılmaktadır (75).

Mıknatıs tutucular implant destekli overdenture protezler için alternatif bir retansiyon mekanizması sağlar. Mıknatıs tutucular, iki bileşenden oluşur. İlk kısım protezin içinde yer alan mıknatıs parça, ikinci kısım abutment veya implant üzerinde yer alan mıknatıs tarafından çekilen ancak mıknatıs olmayan metalden oluşan parçadır (76). Mıknatıs tutuculu sistem tek başına veya başka tipteki tutucularla birlikte kullanılabilir. Mıknatıs tutuculu sistem protezin giriş yolundan bağımsız olarak kullanılabilir bu nedenle maksillofasiyal protezlerde geniş bir kullanım alanı mevcuttur. Ayrıca motor fonksiyonlarında sıkıntı yaşayan bireylerde protezin çıkarılıp takılmasında bu tip tutucular kolaylık sağlar. Parçalı protez yapılması gereken durumlarda da mıknatıs tutuculardan yararlanılır (77).

Mıknatıs tutuculu sistemin en önemli dezavantajı korozyona uğramasıdır (78). Korozyon ürünleri protezdeki dişlerde renklenme ve tutuculuk kaybına yol açar (79). Ayrıca mıknatıs tutucularda plak birikimi top başlı tutuculara göre daha fazladır (60).

Top başlı ve barlı bağlantılarla karşılaştırıldığında, mıknatıs tutuculu sistemlerin hasta memnuniyeti ve tutuculuğu daha az bulunmuştur (80-83). Mıknatıs tutucular hem klinikte direkt ağız içerisinde hem de laboratuvarında indirekt olarak proteze yerleştirilebilir (76).

2.3.3.6. Era Tutuculu Sistemler

Era tutucular rezilyent tutucular olarak sınıflandırılan ve neredeyse tüm implant sistemlerinde uygulanabilen tutucu tipidir. En önemli kullanım amaçları ekonomik oluşlarıdır (84). Gerekli ayarlamalar ile farklı retansiyon özelliklerine sahip plastik dişi parçaları vardır (84, 85). Era tutucu sistemlerinde açılı abutment seçenekleri mevcuttur. Bu sistemde açılı abutmentler, interoklüzal mesafe sıkıntısı yaşayan hastalarda sorun oluşturabilir. Ayrıca açılı abutmentlerin ayarlanması ve tutucuların protez içerisine bağlanması esnasında sorunlar olabileceği için bu tutucuların birbirine paralel implantlarda kullanımı önerilir (84).

2.3.4. Tutucu Sistem Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Faktörler

İmplant destekli overdenture protezlerde tutucu sistemin seçimi en önemli aşamalardan biridir. Tutucu sistemin seçiminde gereken retansiyon miktarı, esneklik mekanizması, ağız hijyeni, hastanın protetik tedaviden beklentileri, implantlar arası mesafe, rezidüel kemik miktarı, dişsiz arkın şekli ve arklar arası mesafe, hastanın ekonomik durumu göz önünde bulundurulmalıdır (56, 62, 86). Ayrıca diş hekiminin klinik tecrübesi ve tercihi ile teknisyenin tecrübesi ve teknik bilgisi bir bütün olarak değerlendirilip en uygun tutucu seçimine karar verilir (27).

Gerekli retansiyon açısından değerlendirildiğinde bar tutuculu sistemin retansiyonu en fazla, mıknatıs tutuculu sistemin ise en azdır (87, 88). Bu nedenle günümüzde yüksek retansiyon beklentisi olan vakalarda en çok bar ve top başlı tutucular tercih edilmektedir (89).

Ancak felç, Parkinson hastalığı gibi motor fonksiyon bozukluğu olan bireylerde, kişinin protezini tek başına takıp çıkarması mümkün olmadığında mıknatıs tutuculu sistemlerin kullanımı endikedir (90). Ayrıca dişsiz kret kavsi fazla olduğunda locator veya top başlı tutucular, bar tutuculardan daha avantajlıdır (88).

Tam dişsiz alt çenede iki implant destekli overdenture protez uygun bir tedavi seçeneğidir (91). Ayrıca yapılan güncel klinik çalışmalar sonucunda bir veya iki implant destekli overdenture protezlerin başarı oranları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (92). Farklı ataşman sistemlerinin hijyen, tutuculuk, kullanım kolaylığı ve stabilite açısından değerlendirildiği klinik çalışmalarda implant sayısı ve tutucu sistem tipinin hastaların mandibular overdenture protez memnuniyetini önemli ölçüde değiştirmedeği gözlenmiştir (93).

2.4. Hibrit Protezler (İmplant Destekli Sabit Protezler)

Hibrit protezler ön bölgeye yerleştirilen az sayıda implant ile arka bölgeden yumuşak doku desteği alınarak yapılan veya çok sayıda implant kullanılarak yumuşak doku desteği alınmadan yapılan protez çeşididir. Diğer bir ifadeyle implantlardan destek alınarak yapılan metal kaide üzerine akrilik rezin tam protezlerdir. Genel olarak stabil olmayan ve rahat kullanılamayan alt çene protezleri için kullanılırlar (94).

Hibrit protezler tam ve kısmi diş eksikliklerinde kullanılabilir. Hibrit protezler orta ve ileri seviyede kret rezorpsiyonu olan hastalarda kemik ve yumuşak dokuların rehabilitasyonunda, tümoral rezeksiyon sonucu alveolar krette kemik kaybı olan bölgelerde, düzensiz alveolar kemik rezorpsiyonunda, estetik olarak dudak ve yanak desteğinin sağlanması istenen durumlarda endikedir (95). Ek olarak hibrit protezler maksillofasiyal protezlerde de uygulanabilmektedir (96).

Hibrit protez yapımında göz önünde bulundurulması gereken en önemli faktör interark aralığıdır. Ayrıca dudak desteği, üst çenede ki yüksek gülme hattı, konuşma sırasında düşük alt çene dudak çizgisi dikkat edilecek diğer estetik kriterlerdir (34). Mandibulada implant destekli sabit protez yapmak için interark mesafesinin 12-15 mm aralığında olması gerekir. Çünkü porselenin fırınlanması esnasındaki yüksek sıcaklık, metal alt yapıda fırınlama esnasında genişleme, soğuma esnasında büzölmeye neden olabilmekte ve restorasyonu pasif oturmasına engel olabilmektedir (34). Bu nedenle bir arkta karşıt dişlerle olan mesafe 15 mm'den fazla olduğunda hibrit protez yapılması önerilmektedir (97). Hibrit protezlerde alt yapının implantlarla pasif uyumu çok önemli bir faktördür (98). Bu pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda, implant çevresinde kemik kaybı, vida

gevşemesi, implant ve abutmentte fraktürlerin oluşması gibi komplikasyonlar oluşabilir (34).

Hibrit protezler implantlara vidalanır bu sayede protezde oluşabilecek kırık veya tamir gerektiren bir durumda hekim tarafından çıkarılabilir (99). Ayrıca protezlerde distale kantilever uzatılması ve açılı implant kullanılmasıyla daha az sayıda implanta gereksinim duyulur (100). İmplantlar anteriora yerleştirilse bile protez posteriora uzatılabilir. Kantilever ideal uzunluk, kalınlık ve yükseklikte planlandığında protezin deformasyon miktarı en aza inmektedir (101). Kantilever uzunluğunun, implantlara zarar gelmesini önlemek ve dengeli bir protez yapabilmek için minimum seviyede tutulması istenir (102). Tam dişsiz hastalarda mandibular hibrit protezde anterior kısım implantlar üzerinde sabit dururken, posterior kısmı kantilever şeklindeki distal uzantı taşır. Bu uzantıdaki istenmeyen yükler vida gevşemesi veya kırılması, alt yapı kırığı veya implant kaybına neden olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle oklüzal kontaklar en distaldeki implantın orta noktasından 15 mm'yi geçmeyecek şekilde planlanmalıdır. Benzer şekilde distal uzantının 1.molar dişlerin ilerisine geçmemesi gerektiği tavsiye edilir (103).

Hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak krom-nikel, krom-kobalt, titanyum, zirkonyum, polyetheretherketone (PEEK) gibi materyaller, üst yapıda ise akrilik ve seramik materyaller kullanılır (104).

İmplant destekli hibrit protezlerin avantajları şu şekildedir (105);

- Rezorbe olan kemik ve yumuşak doku birlikte rehabilite edilerek ideal yüz yüksekliği elde edilir
- Retansiyon yüksektir
- Vidalı bir restorasyon olması siman artığı riskini elimine eder
- Gerekli durumlarda protez hekim tarafından çıkarılabilir.

İmplant destekli hibrit protezlerin dezavantajları (105);

- Protetik vidaların gevşemesi veya kırılması
- Akrilik dişler kullanılan protezlerde bu dişlerin kırılması, aşınması veya metal-akrilik protezden ayrılması

- Metal-porselen veya zirkonya-porselen kullanılan protezlerde porselenlerde chipping ya da porselen kırığı oluşması
- Altyapıda bazı kırıkların meydana gelmesi (106)
- Protezin yumuşak dokuya bakan kısmının hasta tarafından iyi temizlenmesi gerekliliği
- Hareketli protezlere oranla konuşma sırasında daha fazla hava kaçıışı nedeniyle fonasyon sorunlarıdır (31).

2.5. All-on-4 Sistemi

Tam dişsiz hastalarda implant destekli protez tedavisi yapabilmek, özellikle maksilla ve mandibula posterior bölgede sinir transpozisyonu ve greftleme gibi kompleks cerrahi işlemler uygulamadan neredeyse imkansızdır. Bu tür durumlar için All-on-4 tedavi konsepti bir çözümdür. Bu yöntemle dişsiz arklarda distal implantların eğimli yerleştirilmesiyle daha uzun implantların kullanılabilmesini, daha kısa kantilever mesafesi ile iyileştirilmiş protez desteği sağlanır. Bu yöntem 2003 yılında Paulo Malo tarafından geliştirildi ve dişsiz hastalarda sadece 4 implant kullanılarak, immedat yüklenebilen tam ark restorasyonlar elde edildi (107).

Anterior implantlar maksilla ve mandibulada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar ise mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilir. Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise 30°-45° distale eğimli yerleştirilirler. Düz ve açılı çok üniteli (multiunit) abutmentler kullanılır (12). Posterior implantların distale eğimli yerleştirilmesi gelen yükün daha dengeli dağılımını sağlar ve anterior-posterior mesafeyi arttırarak daha kısa bir kantilever ile 12 diş içeren protez yapımına imkân sağlar (108-110). Cerrahi guide kullanımı implantların doğru açı ve pozisyonda yerleştirilmesine yardımcı olur (107).

All-on-4 tekniğinde protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısında maksilla ve mandibulada ki kemik genişliği ve hacmi çok önemlidir. Mandibulada interforaminal bölgeye dört implant yerleştirilmesi için en az 5 mm kemik genişliği, mental

foramenler arası en az 8-10 mm kemik yüksekliği olmalıdır (111). Maksillada ise kemik genişliği en az 5 mm, kemik yüksekliği en az 10 mm olmalıdır (107).

Bu konsept ile mevcut kemiğin kullanımını en üst düzeye çıkar, immedat fonksiyona izin verir, tedavi maliyetini ve hasta morbiditesini artıran rejeneratif prosedürlerden ve bunların komplikasyonlarından kaçınılmış olunur (112). All-on-4 tedavi konsepti genel olarak düşük maliyetli bir tedavi seçeneği olmasının yanı sıra, azalmış tedavi süresi, kompleks cerrahi tedaviler ve hareketli protezlerle karşılaştırıldığında hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlamaktadır (100).



Şekil 2.2. Alt çenede All-on-4 sistemi (Nobel Biocare)

All-on-4 sisteminin endikasyonları (113):

- Herhangi bir parafonksiyonel alışkanlık olmamalı,
- İyi bir genel sağlık ve kabul edilebilir oral hijyen (114),
- En az 5 mm kemik genişliği, premaksillada 10 mm, mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliği olmalıdır (107)
- Abutment, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafe en az 20 mm olmalıdır (111)
- İmmedat yükleme yapabilmek için implantlarda yeterli stabilite sağlanmalıdır (35-45 Ncm) (115)

- Eğer posterior açılanma 30° fazlaysa açılı implantlar splintlenmelidir (115)
- Açılı implantlar en fazla 45° eğimle yerleştirilmeli,
- Posterior implantlar, distal vida deliği okluzyona birinci molar, ikinci premolar veya birinci premolar hizasından çıkacak şekilde planlanmalı,
- Daimî protez, en fazla iki diş kantilever uzantısında olacak şekilde 10 veya 12 diş içerir.

All-on-4 sisteminin kontrendikasyonları (114):

- Yetersiz kemik hacmi, düzensiz ve ince kemik krest (116)
- İmplant yerleştirilmesi ve planlanmasını engelleyecek artık dişlerin varlığı,
- Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak yetersiz ağız açıklığı (en az 50 mm).

All-on-4 sisteminin avantajları (114, 115, 117-119):

- Açılı posterior implantlar anatomik yapıları korur,
- Açılı yerleştirilen uzun implantlar kemikten daha iyi ankraj sağlar,
- Posterior kantilever uzunluğu kısalmır,
- Maksilla ve mandibulada kompleks cerrahi işlemler ve kemik greftleme prosedürleri elimine edilir,
- Yüksek başarı oranına sahiptir,
- İmplantlar arası yeterli mesafe, iyi biyomekanik, kolay temizlenebilme, immediat fonksiyon ve estetik sağlanır,
- Anterior-posterior abutmentler arası mesafe artar,
- Daimî restorasyon sabit ya da hareketli hazırlanabilir,
- İmplant sayısının azalması ve kompleks cerrahilere gerek kalmadığı için maliyet azalır

All-on-4 sisteminin dezavantajları (115):

- İmplantların planlanan yerlere elle yerleştirilmesi her zaman mümkün olmayabilir,

- Kantilever uzunluğu belirli bir sınırın ötesine uzatılamaz,
- Çok hassas bir tekniktir, cerrahi öncesi hazırlık ve cerrahi splint gerektirir.

2.6. Trefoil Sistemi

Tam dişsizlik, yaşlı ve düşük gelirli toplumları orantısız olarak etkileyen küresel bir sorundur (120). Mandibula geleneksel bir protezi stabilize edecek yüzey alanına sahip olmadığı ve mevcut kaslar protezi yerinden oynattığı için mandibuladaki diş kayıpları bizim için çözümü daha zor bir sorundur (121). Tam dişsiz mandibulada tedavi seçenekleri geleneksel tam protezler, locater veya bar tarafından stabilize edilmiş hareketli implant tutuculu overdenture protezler ve implant destekli sabit protezler yer alır (122-124). Tam dişsizlik vakalarında geleneksel protezler yaygın olarak kullanılsa da implant destekli protezlerin memnuniyet dereceleri daha yüksektir (125). Buna rağmen maliyetin yüksek olmasından ötürü Amerika ve Avrupa'daki dişsiz yetişkinlerin %4'ünden daha azında implant destekli protezler mevcuttur (126). Maliyeti düşürmenin yollarından biri yerleştirilen implant sayısını azaltmaktır, bu hastanın koltukta geçen zamanını, laboratuvar ve donanımsal maliyetleri azaltır (127). 1977 yılında Branemark ve ark. dört ila altı implant kullanarak ilk tam arklı implant destekli sabit protezi ürettiler (128). O zamandan beri daha az sayıda implantla sabitlenen tam ark protezlerin klinik olarak yüksek sağ kalım oranlarına sahip olduğu görülmüştür (129). Dişsiz mandibulayı sabit protezle restore etmek için üç implant kullanımı ilk olarak Branemark ve ark.(130) tarafından Novum Protokolü olarak tanıtıldı ve üç yıllık takipte %98, beş yıllık takipte %93,3 başarı oranı bildirildi (131). Novum protokolü bir dizi prefabrike cerrahi ve protetik bileşen içermekte ve finalde titanyum-resin restorasyon ile immedat olarak yüklenmektedir. Bu protokolün bir dezavantajı implantları ve prefabrike protezi yerleştirebilmek için gereken 7 mm'lik kemik platformunu oluşturmak için hastaların belli miktarda kemiğe sahip olması gerekmektedir (132). Bu protokolün sonucu implantların açılmasına duyarlıydı ve protez başarısı tehlikeye girmekteydi. Ayrıca bu protokolda implant sağ kalımı immedat yüklenen geleneksel implantların kullanımına kıyasla daha düşük görülmekteydi (133, 134).

Maliyeti düşürücü bir diğer yöntem önceden üretilmiş bir protezdir (130). Standartlaşmış bileşenler karmaşayı önler ve daimi ve geçici protez için ayrı alt yapı üretimini ortadan kaldırır (13). İmplant destekli sabit protezlerde, üst yapı ve implantlar

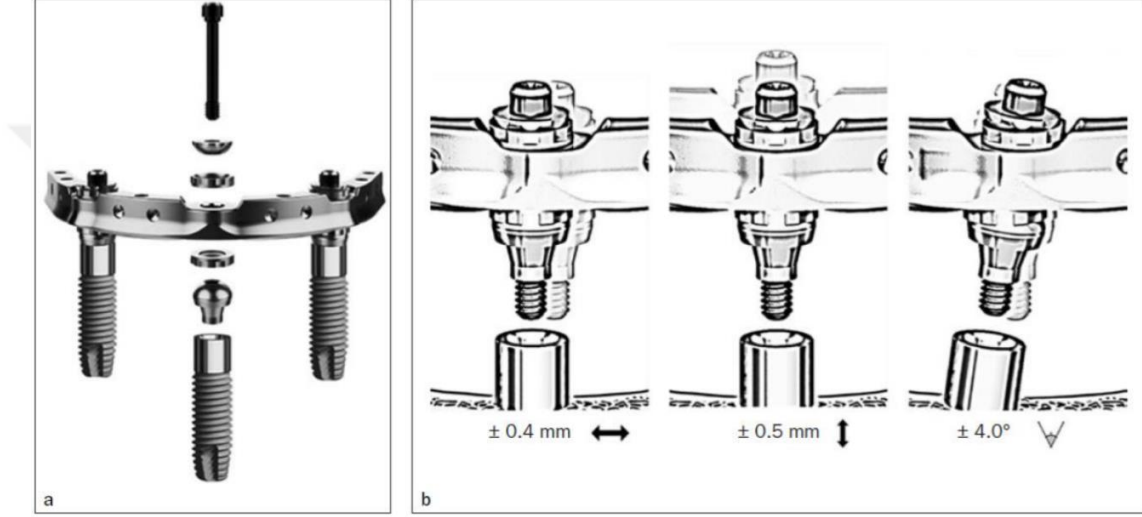
arasında pasif uyumun sağlanması çok önemlidir. Cerrahi esnasında şablonlar ve cerrahi guidelar kullanılsa bile önceden üretilmiş alt yapılarda ara yüzde pasif uyumun sağlanması sorun teşkil edebilir. İmplant yerleştirilmesi sırasında küçük sapmalar protez ve bileşenleri üzerinde mekanik strese neden olabilir ve bu durum vida gevşemesi, vida kırılması gibi komplikasyonlara yol açabilir (135, 136). Bu sorunu çözmek için yenilikçi ve uyarlanabilir abutmentlere sahip standartlaştırılmış bir tedavi sistemi (Trefoil, Nobel Biocare) geliştirildi. Bu sabit tam arklı implant tutuculu mandibular protezler, pasif uyum, cerrahi esneklik, estetik, zaman ve maliyet açısından iyi bir tedavi sağlar. Sistemde kemik üzerinde kalan pürüzsüz boyun yapısına sahip birbirine paralel duvarlı üç adet konik Trefoil implant (Trefoil Implant CC RP, Nobel Biocare) kullanılır. Bu konseptte 5 mm çapında, 11,5 mm ve 13 mm uzunluğunda iki farklı boyda implant ve kemik üzerindeki pürüzsüz boyun kısmının ise 4,5 mm ve 6 mm diş eti yüksekliği olarak iki ayrı boy alternatif vardır (137).



Şekil 2.3. Alt çenede Trefoil sistem (Nobel Biocare)

Sistemde paralel duvarlı üç implant, optimum sert ve yumuşak doku uyumu açısından konik bağlantılı abutmentler mevcuttur. Yüksek mukavemetli titanyum alaşımından frezelenmiş tek parça bar ve implant bar uyumu için implant sapmalarını telafi edecek uyumlu fiksasyon parçaları mevcuttur. Adaptif fiksasyon parçaları, horizontal (± 0.4 mm), vertikal (± 0.5 mm) ve angular boyutlarda (± 0.4 derece) implant yerleştirme sapmalarını telafi etmek için bir dizi eklem diski kullanır (138). Üç implantla desteklendiğinde, sabitleme mekanizması yerleştirilen tam ark alt yapının tüm implantlara güvenli bir şekilde sabitlenmesini sağlar. İki implant aynı stabiliteyi sağlayamadı ve

posteriorda yumuşak doku desteğine ihtiyaç duyuldu. Tek bir implant planlanan konumdan saparsa bu pasif uyum dört veya daha fazla implantta sağlanamaz. Sistem mühendislik özelliklerine ek olarak ameliyat günü veya ameliyat sonrası birkaç gün içerisinde daimi protez sağlayan, zaman açısından verimli, şablon rehberliğinde klinik iş akışı ve basitleştirilmiş laboratuvar protokolü gibi avantajlar sunar (13).



Şekil 2.4. a) Trefoil implant, prefabrik bar ve ara parçalar b) Adaptif mekanizmaların horizontal, vertikal ve angular implant sapmalarını ve dengeleyici adaptif mekanizmaların maksimum aralığının gösterimi

2.7. İmplant Üstü Protezlerde İmmediat Yükleme

Dental implantların bilimsel olarak kabul görmesinin ardından, neredeyse tek kural implantların iyileşme döneminde hareketsiz kalmasını sağlamaktır. Ancak bu süreçte implantların mutlak hareketsiz kalması mümkün değildir. Fakat mikro hareketin klinik olarak implantın osseointegrasyonunu etkilemeyecek seviyede tutulması hedeflenir (139). Brenemark ve ark. implantların yüklenmesi ve iyileşmesi ile ilgili iki aşamalı cerrahi protokolü önermişler ve mandibula için 3 ay, maxilla için 4-6 ay beklenmesi gerektiğini tavsiye etmişlerdir (140). Bu yaklaşımın sebebi implant üzerine gelen yüklerin implantın mikro hareketine neden olacağı ve 100 µm'dan fazla olan hareketlerin implantın osseointegrasyonunu olumsuz etkileyeceği düşüncesidir (141).

İmplantların cerrahi olarak yerleştirilmesi sonrası iyileşme sürecinde hastaların fonksiyonel ve sosyal ihtiyaçları ortadan kalkmadığı için geçici protez ihtiyacı oluşmaktadır. Son yıllarda teknolojinin gelişmesiyle implant yüzey özellikleri ve implant şekillerinin gelişimi sayesinde implant cerrahisi sonrası iyileşme ve osseointegrasyon süresi hızla azalmıştır. Bu yenilikler sayesinde implant yerleştirilmesi sonrası immediat yükleme protokolü popülerlik kazanmıştır (142, 143).

İmplantların üzerine statik veya dinamik olarak uygulanan kuvvetlere yükleme adı verilir. Yüklemenin az veya çok olması durumlarında kemikte rezorpsiyon görülebilmektedir (144).

Dental implantların yerleştirilmesi sonrası süre esas alındığında yükleme protokolü 3 ana gruba ayrılır (145):

- İmmediat (hemen) yükleme: (İmplant cerrahisi sonrası ilk 48 saat içinde)
- Erken yükleme: (ilk 48 saat ile 12 hafta arasındaki sürede)
- Konvansiyonel (geç) yükleme: (3 ile 6 aylık sürede).

2.7.1. İmmediat Yükleme

İmmediat yükleme, implant cerrahisi sonrası ilk 2 gün içerisinde yüklenmesi esasına dayanır (145). İmmediat implant yüklemesi, yükleme yapılmadan beklenen 3-6 aylık süreci ortadan kaldırır. İmplant yerleştirilmesi sonrası 1-6 haftalık süre implant-kemik ara yüzünün gelen kuvvetler karşısında en zayıf olduğu süreçtir. Bu süreç cerrahiye bağlı olarak rezorpsiyonun tamamlanıp remodelasyonun başladığı zaman dilimidir (146).

İmmediat yükleme ikinci cerrahi operasyon ihtiyacını, hastanın bu işleme bağlı şikayetlerini, ağrısını ayrıca hekimin zaman kaybını ve malzeme israfını önler (147).

Literatürde immediat yüklenen implantlardaki kaybın konvansiyonel yüklenenlerden fazla, erken yüklenenlerden az olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (134, 148). Bazı çalışmalarda ise ayrı zamanlarda yüklenen implantlarda histolojik, klinik ve radyografik olarak farklılık bulunmadığı ifade edilmiştir (149). Bu konuda net bir görüş birliğine varılmamıştır. 2010 yılında yayınlanan konsensüs raporuna göre maxillada hareketli protezlerle immediat yüklemenin klinik olarak yeterince desteklenemediği ama

mandibulada klinik anlamda başarılı bulunduğu bildirilmiştir. Sabit protezlerle immedat yükleme ise hem maxilla hem de mandibulada başarılı olarak kabul edilmektedir (150).

Anterior mandibula geleneksel yükleme protokollerinin en başarılı olduğu bölgedir. Benzer şekilde immedat yüklemede de bu bölgenin başarı oranları yüksek bulunmuştur (151). Mandibula tam dişsizliklerde 5-6 implantın immedat yüklenmesi 4 implantta göre daha güvenlidir. Anterior mandibulaya yerleştirilen implantların immedat yüklenmesi planlanıyorsa immedat protez kanatlı olmamalı veya fonksiyona girmemelidir. Bazı durumlarda estetik olarak sıkıntı oluşturabilen bu tasarım, hekim tarafından tedavi öncesi değerlendirilmelidir (152).

İmmedat yüklemenin avantajları şu şekilde sıralanabilir (153):

- Hastaların fonksiyonel ve estetik ihtiyaçları kısa sürede sağlanır,
- İkinci bir cerrahi işleme gerek kalmaması,
- Yumuşak doku estetiğinin istenildiği şekilde sağlanması,
- Tedavi süresinin kısılması,
- Marjinal kemik kaybı miktarında azalma.

Yapılan pek çok çalışmanın ışığında immedat yükleme için bazı kriterler önerilmiştir (154, 155):

- Yerleştirme tork değeri 40 N/cm'den fazla olan ve yüksek primer stabilitesi implantlar veya Ostell cihazı ile yapılan RFA ölçümünde 54 ve üzeri ISQ değeri olan implantlar immedat yüklenebilir.
- İmplant uzunluğu en az 8 mm olmalıdır (145).
- Geçici protezlerde kanat uzunluklarından kaçınılmalıdır.
- Geçici protezler iyileşme döneminde çıkarılmamalıdır.

2.7.1.1. İmmediat Yüklemeyi Etkileyen Faktörler

2.7.1.1.1. Hastaya Bağlı Faktörler

Hastaya bağlı en önemli faktör kemiğin kalitesi ve kantitesidir. Kemik yoğunluğu primer stabilitenin elde edilmesi ve implant destekli protetik tedavilerin başarısında büyük önem arz eder. Ayrıca immediat yükleme başarısında da etkin rol oynar. Primer stabilite en fazla kompakt kemiğe yerleştirilen implantlarda elde edilir ancak kortikal kemikle çevrili yoğun spongios kemiğe yerleştirilen implantların başarısı diğer kemik tiplerine kıyasla daha yüksek bulunmuştur (156, 157).

Osteoporoz, diyabet, hiperparatiroidizm gibi sistemik hastalığı olan, radyoterapi görmüş ve günde 10 adetten fazla sigara kullanan hastalarda immediat yükleme yerine geleneksel yükleme tercih edilmelidir. Hasta seçimi tedavinin başarısını etkilemektedir. Hastaların cinsiyetinden çok yaşı önem arz etmektedir (158). Kemik metabolizmasını ilgilendiren hastalıklar yara iyileşmesini olumsuz etkileyip geciktirdiği için immediat yüklemenin başarısını etkiler (159).

2.7.1.1.2. Cerrahi Teknik

Operasyon esnasında cerrahi travma ve termal yaranma osteonekroza ve fibröz iyileşmeye sebep olur. İmplant yuvasının açılması sırasında iyi soğutma sağlanması gereklidir. Isı oluşumunda freze basınç uygulanması, frezin dönme hızı, prepare edilen kemik miktarı, frezin keskinliği ve tasarımı, osteotomi derinliği ve kortikal kemik kalınlığı etkilidir (160, 161).

Başarılı bir osseointegrasyonda; implantın tecrübeli bir klinisyen tarafından atravmatik yerleştirilmesi çok önemlidir. Ayrıca operasyonun planlanması ve uygulama tekniği, implantın dizaynı ve özelliklerinden daha etkili olabilir. Doğru cerrahi teknik ve protetik tedavi uygulandığında immediat yüklenen implantlara ait kemik kaybı miktarı, geleneksel yüklenen implantlara benzer bulunmuştur (162, 163).

2.7.1.1.3. İmplant Faktörleri

İmplant yüzey özellikleri implant-kemik teması ve kemik oluşumunu etkiler. Pürüzlü yüzey yapısına sahip implantların düz yüzeyli implantlara nazaran makaslama

kuvvetlerine 5 kat daha dirençli olduğu ve kemik onarımının daha hızlı gerçekleştiği görülmüştür (164, 165).

Daha yüksek primer stabilite sağladığı için immediat yüklemde yivli ve vida şeklinde implantlar tercih edilmelidir. Vida tasarımı mikro hareketleri azaltırken, yivler implantın yüzey alanını artırır (154).

İmplant uzunluğundaki 3 mm'lik artış implant yüzey alanını %20'den fazla artırır. Ancak implant uzunluk artışının marjinal kemik seviyesi üzerinde belirgin bir artış sağlamadığı görülmüştür. İmplantın uzunluğundaki artış primer stabiliteyi artırarak immediat yükleme başarısını etkileyebilir (166).

2.7.1.1.4. Okluzyon ve Protez Tasarımı

İmmediat, erken veya geleneksel yükleme dönemi fark etmeksizin implantların protetik başarısında okluzyon çok önemlidir. Fonksiyonel kuvvetler implantın uzun eksenine dik gelmeli ve lateral kuvvetlerden mümkün olduğunca kaçınılmalıdır. Oklüzal kuvvetlerin miktarı ve sıklığı fazla, protez tasarımı yanlış ve okluzyon uygun değilse implantlar ve çevre kemiğe fazla yük gelir. Ayrıca bruksizm gibi implanta aşırı yük iletimine neden olan parafonksiyonel alışkanlıklar immediat yükleme için kontraendikedir (166).

Tam dişsiz çenelerde implantların splintlenmesi başarıyı artırır. Kantilever uzantılarından kaçınılmalı ve sentrik okluzyonda erken temaslar kaldırılmalıdır (158).

İmmediat yüklemde bazı okluzyon önerileri getirilmiştir (167):

- Anteriyorda tek implant üzeri yapılan tedavilerde sentrik okluzyon, lateral ve protruziv harekette antagonist dişlerle temas olmaması tavsiye edilir.
- Premolar bölgedeki implantlarda ise, premolar dişlerin lingual tüberkülleri elimine edilip kanin formu verilmesi önerilir.
- Posterior implantların immediat yüklemesine premolarlardan başlanması önerilir. Böylece molar bölgedeki implantların daimî protezde aktif olarak rol alıncaya dek fonksiyondan uzak tutulabileceği belirtilir.
- Maksimum interküspidasyonun daimî protezde oluşturulması önerilir.

2.8. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri; bir cisme etki eden kuvvetlerin, cisim içerisinde oluşturduğu stresi belirleyerek bu kuvvetlerin etkilerini saptamak amacıyla yapılan analizlerdir. Kuvvet analiz yöntemlerinden önce kullanılan temel kavramların bilinmesinde fayda vardır.

2.8.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Temel Kavramlar

Kuvvet

Kuvvet; bir cismin üzerine uygulandığında duran bir cismi harekete geçiren, hareket halindeki cismi durduran nesnelere şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye denir. Birimi “N” (Newton) olan kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikleri vardır (168).

Gerilme (Stres)

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan kuvvete karşı cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme veya stres denir. Hesaplamasında

“Gerilim(S) = Kuvvet(F) / Alan(A)” formülü kullanılır. Uluslararası gerilme birimi “N/m²” olarak tanımlansa da genel olarak P(Paskal) kullanılır (168). Ancak diş hekimliği alanında kullanılan cisimlerin boyutları genellikle milimetre cinsinden hesaplandığı için gerilme birimi “mega paskal” (Mpa veya N/mm²) olarak kullanılır (169, 170).

Cisimlere uygulanan kuvvet sonrası üç tip gerilme meydana gelmektedir. Genellikle cisimlere kuvvet uygulandığında tek tip yerine bu üç gerilmenin birleşimi şeklinde gerilme oluşmaktadır. Bu gerilme çeşitleri üç alt tipe ayrılır (168).

- 1- Çekme gerilimi (Tensile stres): Aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin etkisiyle oluşan, cismi uzamaya zorlayarak moleküllerini birbirinden uzaklaştıran gerilme tipidir.
- 2- Sıkışma gerilimi (Compressive stres): Aynı doğrultuda farklı yönde uygulanan iki kuvvetin oluşturduğu, cismi sıkışmaya zorlayan kuvvet tipidir.
- 3- Makaslama gerilimi (Shear stres): Üzerinde etkili oldukları cismi zıt yönde kaymaya zorlayan, farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir.

Üç boyutlu elemanlarda makaslama geriliminin sıfır olduğu durumlarda asal gerilim (Principle stres) değerleri oluşur. Kemik gibi kırılğan cisimlerde asal gerilim değerlerinden faydalanılır. Maksimum asal gerilim (Pmax) pozitif bir değerdir ve en yüksek çekme gerilmesi değerini, minimum asal gerilim (Pmin) negatif değer olup en yüksek baskı gerilimini gösterir. Stres altındaki bir maddede hangi tip stres daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı o stres tipinin etkisi altında kabul edilir (171).

Gerinim (Strain)

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu cismin birim boyutundaki şekil değişimi ifade eder. Gerilme kuvvetleri cisimler üzerinde şekil değişikliği oluşturur. Şekil değiştirme kuvvet değil büyüklüktür. Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisiyle oluşan boyutsal değişimin cismin baştaki boyutuna oranıdır ve “Gerinim = Boyuttaki değişim / İlk boyut” formülüyle hesaplanır. Gerinim miktarı çoğunlukla (%) ile ifade edilir (172).

Cisimler elastik, plastik veya her iki durumun bir arada görüldüğü şekil değişimine uğrarlar. Elastik gerinim geçicidir, cisim üzerine uygulanan kuvvet ortadan kalkınca orijinal haline geri döner. Plastik gerinim de kalıcı şekil değişikliği oluşur. Bu iki gerinimin ortası olarak değerlendirilen; “ elasto-plastik şekil değiştirme” cisim üzerine uygulanan kuvvet sonrası bir miktar ilk haline geri dönüyor ama orijinal halini alamıyorsa meydana gelmektedir. Cismin üzerine dayanabileceği gerilim kuvvetinden fazla kuvvet uygulanırsa, cisimde kopma ve kırılmalar meydana gelir (168).

Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanan bu kanun maddede oluşan şekil değişiminin, uygulanan kuvvet miktarı ile doğru orantılı olduğunu kabul eder. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren grafik çizildiğinde, cisme kuvvet uygulanmasıyla cisimde oluşacak bozulmayı öngörmeyi sağlar. Grafikte düz bir eğim gözlemlenir ve bu eğim kuvvet katsayısını (k) verir, ayrıca cismin sertliğini ifade eder. Yüksek olması rijit (sert), düşük olması elastik materyalleri tanımlar (173).

Elastiklik Modülü (Young's Modülü)

Elastiklik (esneklik) modülü, cisme uygulanan kuvvet sonucu gerilme ve gerinim arasındaki oranı gösteren katsayıdır. Birimi Gigapaskal (Gpa)'dır. Elastisite modülü farklı

materyaller için farklı değerler alır. Materyalin sertliği arttıkça bu değer artar ve cisimlerin uzamaya karşı gösterdiği dirençte artar. Yüksek elastisite modülüne sahip cisimler, aynı kuvvet altında düşük elastisite modülüne sahip cisimlere göre daha az deformasyon gösterir (174).

Poisson Oranı

Kuvvet uygulanan bir cismin enindeki deformasyonun, boyundaki deformasyona olan oranı olarak ifade edilir. Yani Poisson oranı; bir ekseninde oluşan gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde meydana getireceği deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Örneğin bir cisme çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama gözlenirken, kuvvete dik yönde kısalma gözlenir. Baskı kuvveti altında ise cismin boyu kısalır, eni uzar.

Poisson oranı = Endeki birim uzama/Boydaki birim uzama' dır (175).

Von Mises Stresi (Gerilmesi)

Von Mises Stresi, çekilebilir cisimlerin şekil değişikliğinin başladığı gerilim değeri olarak değerlendirilir ve kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde kullanılır. Başka bir deyimle, Von Mises Stresi matematiksel varsayımların katkısıyla cisimler üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. Von mises stresi, materyaller üzerinde oluşan gerilme dağılımı ve yoğunluğu ile ilgili bilgi verir. İki ve üç boyutta meydana gelen gerilmeleri birleştirir ve tek yönde yüklenen materyalin gerilme mukavemetini verir. Sonuçlar analizlerde renk yelpazesi üstünde görülür (176, 177).

Homojen Cisim

İç yapısındaki her bir noktada benzer elastik özellik gösteren cisimler homojen cisim olarak adlandırılır(178).

İzotropik ve Anizotropik Cisim

Üç asal eksen (x, y, z) yönünde benzer elastik özellik görülen cisimler izotropik, farklı özellikler gösteren cisimler anizotropik olarak isimlendirilir. İzotropik cisimler farklı doğrultudaki kuvvetler sonucu oluşan basma, çekme ve makaslama streslerinde aynı elastik modülüne sahipken, anizotropik cisimler farklı elastik modülüne sahiptir (179, 180).

Lineer Elastik Cisim

Gerilme ve gerinim eğrisinin belli bir noktaya kadar orantısal değişiklik gösterdiği, bu sınırdan sonra non-lineer özellik gösteren cisimlerdir (181).

2.8.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Cisimlerin elemanlarına kuvvet uygulandığında meydana gelen gerilmelerin ve kuvvetlerin yoğun olduğu kısımları tespit ederek, fazla zorlanan elemanların yeniden dizayn edilip cismin en ideal şeklinin belirlenmesinde kuvvet analiz yöntemleri kullanılır. Etik açıdan ve çalışma alanını kısıtlamaları sebebiyle biyolojik dokularda kuvvet analizi yapmak cansız cisimlere göre oldukça zordur. Bu nedenle kemik, implant ve uygulanan restorasyonlardaki stresin bu analizler yapılarak değerlendirilmesi tercih edilmektedir. (182).

Bu yöntemler;

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Kırılğan vernikle kaplama kuvvet analiz yöntemi
4. Holografik interferometri (lazer ışıklı) kuvvet analiz yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyoteleometriyle kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar (Finite Element) stres analiz yöntemi

2.8.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem, kuvvet uygulanması sonucu modeldeki iç baskıları ve gerilmeleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenebilmesine olanak sağlar (182).

2.8.2.2. Gerilim Ölçer Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer analizi, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliğini saptayan yöntemdir. Bu yöntemde kullanılan aletlerin mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik çeşitleri vardır (183).

2.8.2.3. Kırılma Vernikle Kaplama Kuvvet Analizi

Bu yöntemde analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik uygulanır fırınlanır ardından modele kuvvet uygulanır. Kuvvetlerin yoğun olarak gözlemlendiği bölgedeki çatlaklar kuvvetlerin doğrultusunu gösterir (182).

2.8.2.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işıklı) Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan tekniktir. Bu yöntemde yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanır ve görünür ışık saçaklarına dönüştürülerek analiz yapılır. Test modeli üzerinde hasar oluşturmaz ve obje genellikle gerçek boyutlarında incelenebilir (182).

2.8.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem ‘Homojen, izotropik bir materyale düzenli olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibini benimsemektedir. Çiğneme sırasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşılsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (182).

2.8.2.6. Radyotelemetriyle Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyal bağlantısı gerekmeden transferi üzerine kurulmuştur. Bu yöntemde güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış stres ölçerler, stres ölçer yükseltici, anten ve bir veri kaydedici bulunur. Veri iletiminin kablosuz olması yöntemin en önemli avantajıdır (182).

2.8.2.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) mühendislik alanında deneysel olarak çözümünü oldukça zor olan teorilerin bilgisayar ortamında hesaplanarak çözülebilmelerini sağlayan analiz yöntemidir. Günümüzde tıp, diş hekimliği, mühendislik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. Bu analiz en basit şekliyle, biyomekanik olarak incelenecek cisim belli sayıda elemanlara bölünür, analitik şekilde modellenir ve bu küçük parçalar üzerinde yapılacak analizler gerçekleştirilir. Bu analiz ile kararlı rejimli, değişken rejimli, lineer, non-lineer durumlar için; stres analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri yapılabilir (184, 185). Bu analiz yöntemi “parçadan bütüne gitme” temeline dayanır. Yöntem karmaşık problemlerin daha basit alt gruplara ayrılarak her problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşmayı hedefler (186).

Ledley ve Huang tarafından 1968 yılında yapılan çalışma diş hekimliği alanında SESA ile yapılan ilk çalışmadır. Diş farklı yönlerden kuvvet uygulanan çalışmada, kuvvetlerin etkisiyle çevre dokularda oluşan stresler değerlendirilmiştir (187).

Sonlu eleman stres analiz yöntemi özellikleri (188):

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

2.8.2.7.1. SESA Prensipleri ve Uygulama Aşamaları

SESA’ da karmaşık sistem idealize edilmiş bir “ağ (mesh)” olarak tanımlanır. Ağ yapısını ise elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Ağı oluşturan çizgilerin kesim noktaları “düğüm noktaları” olarak isimlendirilir. Bu ağı oluşturan çizgiler arasında oluşan iki veya üç boyutlu yapılara “sonlu eleman” denir. Cismin boyutuna ve şekline göre elemanlara bölünmüş haline “matematiksel model” adı verilir.

Sınır koşulları cismin nerede sabitlendiğini ve kuvvetin nereye uygulandığını gösterir. Sınır koşulları analizi yapılacak cismin durumuna ve uygulanan kuvvetin yerine göre belirlenir (184, 185).

2.8.2.7.2. SESA’da Elemanlar ve Çeşitleri

SESA ile analizi yapılacak cisim küçük elemanlara ayrılmaktadır. Bu elemanlar ana yapının geometrisiyle aynıdır ve ana yapının her yerinde belirlenen mekanik özellikleri gösterirler. SESA’da analizi yapılacak bir modelin küçük parçalara ayrılmasına yani elemanlara bölünmesine “Ağ yapısı (mesh)” oluşturulması adı verilir. Hatasız ve ayrıntılı en doğru sonuca ulaşabilmek için elemanların boyutu mümkün olduğunca küçük olmalı ve eleman sayısı en uygun büyüklükte olmalıdır (169, 184, 185).

SESA’da kullanılan elemanlar şunlardır (171, 184);

- Çizgisel Elemanlar (Line Elements): Düğüm noktasından oluşan eleman çeşididir. Bu elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilir.
- İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve yassı yüzeylerden oluşan geometrileri vardır. Kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen, eşkenar yamuk gibi 3 veya 4 düğüm noktasından oluşurlar.
- Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Bu elemanlar dört yüzeyli veya altı yüzeyli şekillerdedir.

2.8.2.7.3. SESA Yöntemindeki Temel Aşamalar

SESA “parçadan bütüne gitme” ilkesine dayanır. Sonlu elemanlar; iki ve üç boyutlu materyallerin bir parçası veya bir bölgesidir. Bu analizde kompleks problemleri çözmek için problemi küçük parçalara bölerek basitleştirir, yüzey şekil fonksiyonlarıyla ara sonuçlar elde edilir. Ardından bu veriler problemin tamamı için yorumlanır. Böylece analitik olarak çözümü çok zor olan karmaşık yapıdaki cisimler için kurulan teoriler rahatlıkla çözülür(184, 185, 189).

SESA yönteminde üç aşama mevcuttur;

- Hazırlık (Pre processing) safhası
- Çözüm (Analiz) safhası
- İşlem sonu Düzenleme (Post processing) safhası

Hazırlık safhasında yapı modellenip bilgisayara aktarılır ve SESA'nın temelini oluşturan ağ modeli (mesh) oluşturulur. Öncelikle analizi yapılacak cisim taranır ve bu cisim bilgisayarda CAD (Computer Aided Design) programlarıyla modellenir. Ardından bu cismin elemanlara bölünmesi için ağ yapısı (mesh) oluşturulur. Ağ yapısı oluşturmak için model elemanlarına bölünür. Bu sayede düğüm noktaları ve elemanlara ait koordinatlar saptanmış olur. Elde edilen modele “ matematiksel model” adı verilir. Program girilen değerlere göre düğüm noktalarını ve elemanları sıralar ve numaralandırır. Tüm elemanlar mekanik özellik ve karakter açısından ana yapının aynısıdır. Elemanların yapısı olabildiğince basit olmalıdır. Tüm elemanlar için ayrı kuvvet dağılımları oluşacağından, hassas bir analiz için elemanlar olabildiğince çok sayıda olmalıdır.

Analiz evresinde elde edilen modelin her elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları sisteme girilir. Bu özellikleri belirlemek için elastisite modülü, poisson oranı ve kuvvetin yönü, büyüklüğü, açısı sisteme girilir. Modeldeki tüm elemanlar ana yapının özelliklerini taşıdığı için yüklemeye karşı gösterdikleri tepki ana modeli temsil eder. Bu aşamadaki veriler analiz sonrası grafik ve tablolarda kullanılır.

İşlem sonu düzenleme safhasında bir önceki aşamada elde edilen analiz verileri değerlendirilir. Bu aşamada elde edilen veriler tablo ve grafik biçiminde sayısal ve teorik veriler şeklindedir. Değerlerin bu şekilde yorumlanması zor olacağı için değerlendirmeyi kolaylaştırmak amacıyla bilgisayar ortamında elemanların kuvvet altındaki geometrik sapması, gerilmelerin dağılımı ve farklı verilerle ilgili animasyonlar elde edilir. Analiz neticesinde elde edilen değerler negatif ve pozitifdir. Gerilme tipi stresler pozitif, sıkışma tipi stresler negatif sonuçlar verir. Elemanlar üzerinde büyük mutlak değere sahip stres tipi, o eleman üstünde etkin stres olarak kabul edilir (184, 185, 190).

Uygulanan kuvvetler neticesinde iki ayrı stres tipi elde edilir. Normal stresler; gerilme ve sıkışma stresleri ve kesme tipi stresler. Sıkışma tarzındaki kuvvetler kemik ve

implant arasında daha sıkı bir ilişki olmasını sağlarken, gerilme ve kesme tarzındaki kuvvetler kemik ve implantın birbirinden uzaklaşmasına neden olan yıkıcı tarzdaki kuvvetlerdir. Dental implant-protez sistemi tarafından en iyi sıkışma tipi kuvvetler tolere edilir (191-193).

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları (189):

1. Katı cisimler karmaşık geometrik şekle sahip olsalar da bile bu yöntemle rahat ve güvenli şekilde analiz edilebilir.
2. Karmaşık geometriye sahip cisimlerin özellikleri yazılımlar sayesinde sisteme yansıtılarak gerçeğe çok yakın modelleme yapılabilir.
3. Cisimler üzerine uygulanan kuvvetler ile iç yapısında oluşan değişimler ve herhangi bir noktada oluşacak stresler ayrı ayrı ölçülebilir.
4. Farklı malzemelerin birleşiminden oluşmuş veya zamanla değişkenlik gösteren özelliklere sahip olan cisimler bile rahatça değerlendirilebilir.
5. Neden ve sonuç ilişkisine dair problemler, küçük bir elemanda çözülerek tüm sisteme dair kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden değerlendirilebilir.
6. Sınır koşulları kolaylıkla uygulanabilir.
7. Bu yöntem çok yönlü ve esnektir. Bu sebeple karmaşık yapılarda, sürekli ortam, saha problemleri ve diğer sorunlarda neden-sonuç ilişkilerini hesaplamada etkili olarak kullanılır. Bu sebeple analitik ve deneysel yöntemlere göre daha doğru sonuç elde edilir.
8. Girişimsel olmayan (Non-invasive), zaman tasarrufu sağlayan, hızlı ve etkili bir yöntemdir.
9. Gerekli görülmesi halinde modelin geometrisi, sınır şartları, uygulanan kuvvet gibi özellikler değiştirilip, çalışma kolayca ve defalarca tekrarlanabilir.
10. Bu yöntemle in vivo olarak yapılamayan deneyler yapılabilir.

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları (189):

1. Program patentlidir ve maliyeti oldukça yüksektir. Her kullanıcının bir giriş hakkı bulunmaktadır, bu nedenle kullanılan programlar her kullanıcı için ayrı olarak lisanslanmalıdır.
2. Bu programlar sık sık güncellenmektedir ve daha doğru bir sonuç elde edebilmek için son sürümün kullanılması gerekmektedir.
3. Doğru bir sonuç elde edilmesi için kullanılacak materyalin özellikleri ve uygulanacak kuvvet verilerinin sisteme doğru ve eksiksiz girilmesi gerekir.
4. Bu programları kullanabilmek için gerekli olan bilgisayarların iyi donanıma sahip olması gerekir bu nedenle maliyetleri yüksektir.
5. Gereken programları kullanabilmek için ileri seviyede yazılım bilgisi veya profesyonel destek gereklidir.
6. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması yazılım programlarının kapasitesiyle sınırlıdır.

SESA'da doğru sonuçların elde edilebilmesi için cismin orijinaline en yakın modelleme yapılmalıdır. Seçilen eleman tipi, eleman sayısı, eleman davranışı matematiksel modellerin doğruluğunu etkiler. Eleman sayısının artması gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesini sağlar (170, 191, 192).

SESA çalışmalarında 3D model hazırlama maliyet ve süre açısından zor olsa da 2D modellemeye göre bir takım avantajlara sahiptir. Özellikle analizi yapılacak cismin şeklinin düzensiz olduğu ve kuvvet uygulanan düzlemin asimetric olduğu şartlarda, 3D modelde aslına daha yakın modeller elde edilmesi ve model üzerine uygulanan streslerin detaylı olarak gösterilebile bilmesi sonuçların doğruluğu için önemli etkiye sahiptir (194, 195).

Son yıllarda teknolojinin gelişmesiyle dijital görüntüleme teknikleri gelişmiş, aslına en yakın modeller elde edilebilmesi için daha etkili yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen verileri 2 veya 3 boyutlu görüntüye ya da manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile elde edilen bilgileri SESA mesh yapılarına çeviren özel yazılımlardır. Gelecekte dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle kişiye özel SESA modellerinin elde edilmesi mümkün olacaktır.(169-171).

2.8.2.7.4. Diş Hekimliğinde SESA

Son yıllarda SESA'nın, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini araştırmak amacıyla kullanımı giderek artmıştır. Çiğneme hareketiyle meydana gelen vertikal ve transvers yükler aksiyal kuvvetlerin ve bükülme hareketinin oluşmasına neden olarak implant ve çevre kemikte stres oluşturmaktadır. Bir implantın başarısındaki temel etken gelen kuvvetlerin kemiğe iletim şeklidir. İmplant vasıtasıyla kemiğe iletilen kuvvet miktarı yüklemenin türüne, implant ve kemiğin birleşimine, implantın yüzey özelliklerine, uzunluğuna, çapına, protetik yapıya ve çevre kemiğin nitelik ve niceliğine bağlıdır. SESA implantın kortikal kemik ve apeks çevresinde trabeküler kemikle bağlantılı bölgelerdeki stres dağılımının değerlendirilmesine imkan verir (189).

İmplantlarda çiğneme esnasında oluşan kesintili kuvvetler, kemikte yetersiz mekanik uyarıdan çok, yüksek gerilim ve gerinim ile sonuçlanan aşırı yüklenme oluşturan kemik rezorpsiyonuna neden olur. Kemikte meydana gelen gerinim değerinin, strain gauge iğneleri ile hastanın ölçülmesi konforlu ve pratik olmadığı için SESA gibi analizler gerinim, gerilim ve deformasyon gibi değerlerin hesaplanmasında sıklıkla kullanılır (171, 196).

SESA modellerinde oluşan stres miktarı, biyolojik yapılarıncıyla kesin olarak aynı değildir. Bu nedenle kemik yapısının rezorpsiyonu ve apozisyonu gibi stres miktarına bağlı olan biyolojik değişiklikler tam anlamıyla bilinemez. İmplant ve kemik arasında %100 osseointegrasyon söz konusu değildir ama SESA çalışmalarında implant- kemik arasında %100 osseointegrasyon olduğu kabul edilir. Bu nedenle in vivo şartlarda farklılık görülebilir (197, 198).

Günümüze kadar dental implantoloji alanında yaklaşık 40 yıllık bir geçmişi olan SESA çalışmaları, etik nedenlerden ötürü hastalar üzerinde yapılması söz konusu olmayan deneylerin etik sorumluluk olmadan yapılmasına imkân vermesi, klinik koşullarda birebir olarak tekrarlanması imkânsız olan çalışmaların, farklı senaryolarla istenildiği kadar tekrarlanabilmesi yönünden kullanışlı bir metottur. Yapılan pek çok çalışmada alternatif in vitro yöntemlere üstünlüğü veya benzer sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Masaüstü bilgisayarlarda da SESA çalışmalarının yapılabilirliği kullanımını kolaylaştırmıştır. Fakat günümüz teknolojisiyle bile doğal koşulları tüm detaylarıyla dinamik olarak bilgisayar

modeline aktarmak mümkün değildir. Bu sebeple gelecekte daha üst düzey teknolojiler gelişene dek canlı dokularda yapılan tıbbi SESA alışmaları olabildiğince klinik deneylerle doğrulanmalıdır (189).

Bu çalışmanın hipotezleri: H0 A; kemikte, B; implantta, C; implant komponentlerinde, D; yapılan protezde, uygulanan implant sayısının azalmasıyla oluşan stres değerleri arasında anlamlı fark vardır.



3. MATERYAL VE METOT

Bu uzmanlık tez projesi, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2020-2271 nolu proje numarasıyla desteklenmiştir ve İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında proje ekibi tarafından gerçekleştirilmiştir.

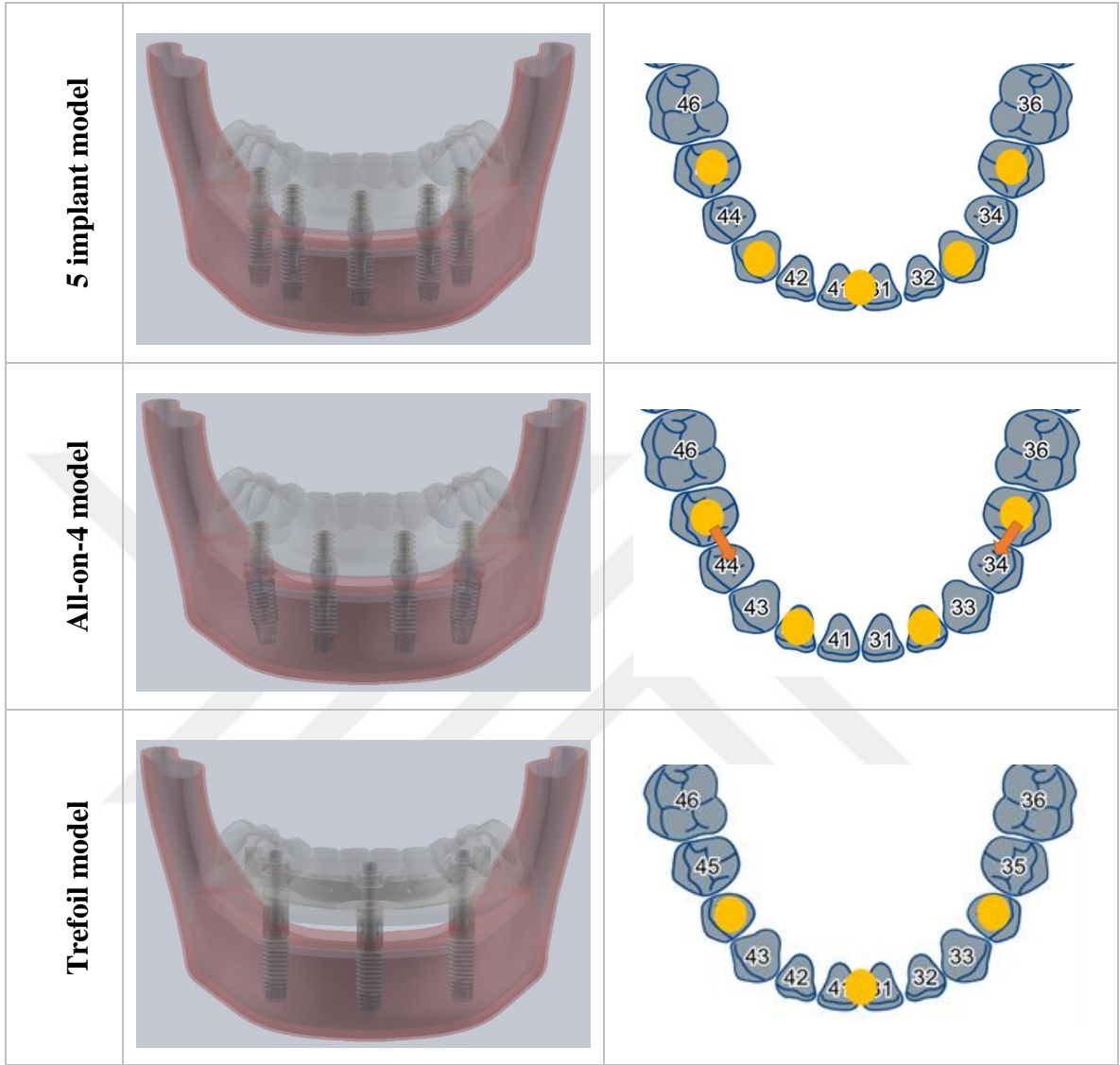
Bu çalışmada tam dişsiz atrofik alt çenenin rutin tedavisinde yapılan 5 implant destekli tedavi konsepti kontrol grubu olarak belirlenerek All-on-4 ve Trefoil protokollerinin sonlu elemanlar stres analiziyle değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3.1. Çalışma Modelleri ve İmplant Yerleşimleri

5 implant destekli modelde implantlar dik olarak interforaminal alanda orta hat, her iki kanin ve ikinci premolar bölgesine yerleştirilmiştir.

All-on-4 modelde interforaminal alanda anterior implantlar lateral dişler bölgesine dik olarak, posterior implantlar ise ikinci premolar bölgesine 30° açıyla yerleştirilmiştir.

Trefoil modelde ise implantlar dik olarak interforaminal alanda orta hat ve birinci premolar bölgesine yerleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışma modelleri ve implant yerleşimlerinin gösterimi

3.2. Çalışmada Kullanılan Malzemeler, Cihazlar ve Yazılımlar

Tam dişsiz atrofik alt çene örnek modeli için Frasaco akrilik fantom çene (Frasaco GmbH, Tettang, Germany) referans olarak kullanılmıştır.

İmplant ve komponentlerinde ise Nobel Biocare implant sistemleri (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) kullanılmıştır.

Nobel Biocare cerrahi frezleme setleri (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) kullanılarak implantlar tam dişsiz atrofik alt çene fantom modellerine belirlenen

pozisyonlarda yerleştirilmiştir. İmplantlı modeller üzerine yarı anatomik formlu (SR Orthotyp DCL, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) takım dişler kullanılarak akrilik protezler hazırlanmıştır.

İmplant komponentlerinin tork değerleri hem modeller arasında standardı sağlamak için hem de yazılıma tanıtılmak için Geratech (DTWR-340f) marka dijital tork ölçerle ölçülmüştür.

Dental modellerin, protezlerin ve implant parçalarının 3 boyutlu optik taramasında Ceramill® Map 400 (Amann Girrbach GmbH, Germany) model tarayıcısı kullanılmıştır. Aynı zamanda Insize 1112-150 marka dijital kumpas (INSIZE inc., Loganville, GA, USA) ile hassas ölçümler yapılmıştır.

3 boyutlu modellerin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analiz işlemleri için Intel® Core™ i7-9750H CPU @ 2.60 GHz işlemcili 512 GB SSD hard disk, 16 GB DDR4 RAM, NVIDIA® GeForce® GTX 1650 4 GB GDDR5 ekran kartı, 15.6" FHD ekranlı ve Windows 10 Pro işletim sistemi olan mobil iş istasyonu kullanılmıştır. Verilerin yedeklenmesinde ve saklanmasında SanDisk Extreme Portable 1 TB SSD harici hard disk kullanılmıştır.

İmplant ve protezlerin bilgisayar destekli 3 boyutlu tasarım ve modellemesinde SolidWorks (Dassault Systemes SolidWorks Corp., Waltham MA) yazılımı kullanılmıştır.

Çalışmada 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi için ANSYS Workbench (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, U.S.) yazılımı kullanılmıştır.

3.3. Üç Boyutlu Katı Çene Modellerinin Oluşturulması

Tam dişsiz atrofik alt çene örnek modeli için Frasaco akrilik fantom çene (Frasaco GmbH, Tettngang, Germany) referans olarak kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan tam dişsiz atrofik alt çene modeli hem 3 boyutlu optik tarayıcıyla taranarak hem de dijital kumpas yardımıyla boyutları ölçülerek bilgisayar ortamında tasarım ve modelleme yazılımıyla hazırlandı. Ayrıca çenelerin modellenmesinde standardizasyonu sağlamak için aynalama komutu (Mirror) ile orta hat referans alınarak sağ ve sol taraf simetrik olarak oluşturulmuştur. Buna ek olarak yazılım yardımıyla 3 boyutlu

modeller üzerinde biçimlendirme ve sadeleştirme yapılmıştır. Böylece düzgün oranlara sahip tam dişsiz atrofik alt çene modeli elde edilmiştir.

Bu 3 boyutlu katı çene modelinin dış yüzeyinde 3 mm olacak şekilde diş eti dokusu ve diş eti dokusunun altında 2 mm kalınlığında kortikal kemik dokusu oluşturulmuştur. Ayrıca iç kısım kanselloz kemik dokusu olarak belirlenmiştir.

3.4. Üç Boyutlu İmplant ve Komponentlerinin Modellenmesi

İmplant ve komponentlerinde, Nobel Biocare implant sistemi (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) kullanılmıştır. Çalışmada standardı sağlamak için aynı çap ve boyda implantlar tercih edilmiştir.

Çalışmamızda mental foramenler arası 5 implant destekli tedavi konfigürasyonu ve All-on-4 sisteminde kullanılan implant ve komponentleri için NobelParallel™ Conical Connection (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) implant sistemi kullanılmıştır. Kullanılan implantlar NobelParallel Conical Connection RP 5.0x11.5 mm boyutundaki implantlar seçilmiştir. Multi-unit abutmentların boyutları ise 3 mm diş eti boyutunda seçilmiştir. All-On-4 sisteminde posterior bölgede 30° açılı multi-unit abutmentlar kullanılmıştır.

Trefoil tedavi seçeneğinde kullanılan implant ve komponentleri Trefoil™ implant (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) sisteminden seçilmiştir. İmplantlar Trefoil İmplant Conical Connection Tissue Collar RP 5.0x11.5x 4.5 mm boyutundaki implantlar seçilmiştir.

3.5. Üç Boyutlu Akrilik Protezlerin Modellenmesi

Akrilik protezler hazırlanırken belirlenen oklüzal düzleme göre ayarlanmıştır. Böylece kullanılan implant sistemlerinden kaynaklı protez yüksekliklerinin oluşması engellenmiştir. Hazırlanan bu akrilik protezler birinci molarlardan birinci molara kadar toplam 12 diş içerecek şekilde hazırlanmış olup servikal alanda kaybedilen dokuya uygun diş eti formu oluşturulmuştur.

Katı çene modellerinde olduğu gibi hazırlanan akrilik protezlerde standardizasyonu sağlamak için aynalama komutu (Mirror) ile orta hat referans alınarak sağ ve sol taraf

simetrik olarak oluşturulmuştur. Buna ek olarak yazılım yardımıyla 3 boyutlu modeller üzerinde biçimlendirme ve sadeleştirme yapılmıştır. Böylece düzgün oranlara sahip akrilik protez modeli elde edilmiştir.

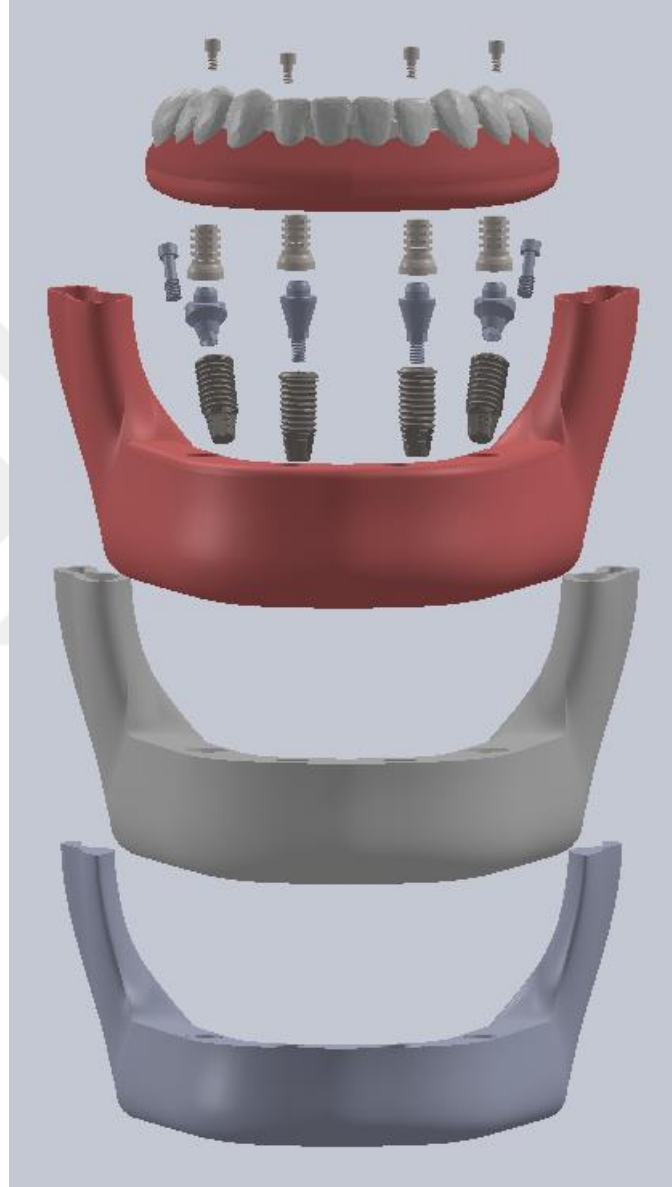
Bilgisayar ortamında 5 implant destekli tedavi konfigürasyonunda ve All-on-4 sisteminde vidalı abutmentlerin üzerine geçici multi-unit kopingleri modellenerek akrilik protez içerisine yerleştirilmiştir. Trefoil tedavi konseptinde ise hazır prefabrik titanyum barı ve protetik parçaları modellenerek akrilik protez içerisine yerleştirilmiştir.

3.6. Model Yapılarının Birleştirilmesi



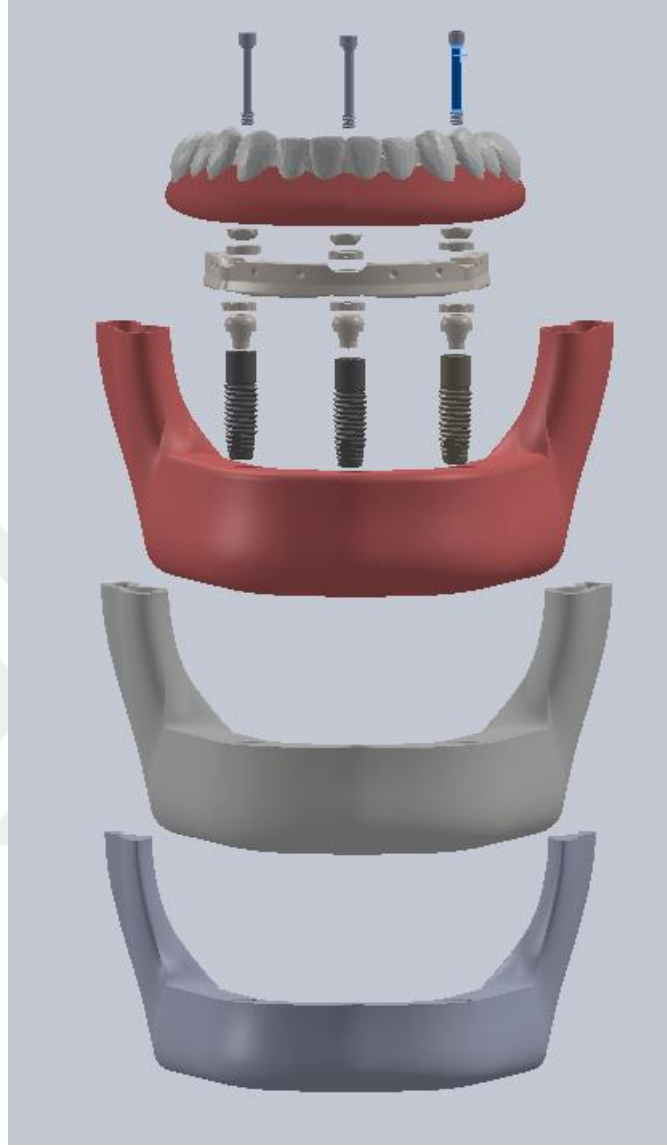
Şekil 3.2. 5 implant destekli çene modelinin oluşturulması

5 implant destekli çene modelinde aşağıdan yukarı spongioz kemik, kortikal kemik, diş eti, implantlar, implant komponentleri ve immediat akrilik protez şeklindeki gibidir.



Şekil 3.3. All-on-4 çene modelinin oluşturulması

All-on-4 çene modelinde aşağıdan yukarı spongioz kemik, kortikal kemik, diş eti, implantlar, implant komponentleri ve immediat akrilik protez şeklindeki gibidir.



Şekil 3.4. Trefoil çene modelinin oluşturulması

Trefoil çene modelinde aşağıdan yukarı spongiöz kemik, kortikal kemik, diş eti, implantlar, implant komponentleri ve immedat akrilik protez şeklindeki gibidir

3.7. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar stres analizinde gerçeğe yakın çalışma sonuçları elde edebilmek için kullanılan materyallerin fiziksel özelliklerinin yazılıma tanıtılması gerekmektedir. Böylece analiz sırasında materyaller içerisindeki stres değerlerinin ve dağılımlarının tam ve doğru olarak elde edilebilmesi sağlanır.

Bu çalışmada modelleri oluşturan implantlar, implant komponentleri ve protezler linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Bununla birlikte kortikal ve spongiöz kemik yapıları anizotropik kabul edilmiştir. Bir materyalin linear elastik olması yapının deformasyon veya geriliminin uygulanan kuvvetler altında değişkenlik göstermesidir. Homojen olması ise mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda aynı olduğunu gösterir. İzotropik; yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin benzer olduğu durumu tanımlamaktadır. Ayrıca materyallerin fiziksel özelliklerinin yazılıma tanıtılabilmesi için poisson oranı ve elastisite modülü değerleri literatürde en sık kullanılan değerlere göre belirlenmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri (199-201)

<u>Materyal</u>	<u>Poisson Oranı (ν)</u>	<u>Elastisite Modülü (E)</u> <u>(MPa)</u>
Spongiöz kemik	ν_{xy} 0.01	E_x 1150
	ν_{yz} 0.32	E_y 2100
	ν_{xz} 0.05	E_z 1150
Kortikal kemik	ν_{xy} 0.30	E_x 12 600
	ν_{yz} 0.39	E_y 12 600
	ν_{xz} 0.39	E_z 19 400
Mukoza	0.40	10
İmplant (Gr 4 Titanyum)	0.30	117 000
Trefoil ve Nobel Parallel İmplant		
İmplant komponentleri (Gr 5 Titanyum)	0.35	110 000
Trefoil bar, abutment ve ara parçalar		
Akrilik rezin	0.40	2400

3.8. Sınır Koşulları

Tasarlanan tam dişsiz atrofik alt çene modeli kas, ligament ve eklem bölgelerinden 0 serbestlik derecesinde (DOF= Degree of freedom) hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir. Böylece kuvvet uygulanımı sırasında modellerin destek alanları belirlenmiştir. Belirlenen

bu destek alanları analiz sonuçlarında hata vermemesi amacıyla incelenecek bölgelerden mümkün olduğunca uzak tutuldu.

3.9. Modellerdeki Yapıların Temas Yüzeylerinin Tanımlanması

Sonlu elemanlar stres analizinde modeli oluşturan yapıların birbirleriyle olan temas yüzey ilişkilerinin analiz programına tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla modeli oluşturan tüm yapıların temas yüzeylerinin kesintisiz olduğu kabul edilmiştir.

Bu çalışmada implantların immedat olarak yüklenmesi değerlendirildiği için implant – kemik osseointegrasyonu yok sayıldı. Bu nedenle implant – kemik ara yüzünde sürtünme katsayısı tanımlandı. Aynı şekilde implant ve implant komponentleri arasında da sürtünme katsayısı kullanıldı. Protez ve ilgili implant komponentleri arasındaki temas tipi yapışkan olarak belirlendi.

Tablo 3.2. Farklı materyaller arasındaki ara yüzeylerin sürtünme katsayıları

<u>Ara yüzler</u>	<u>Sürtünme katsayısı</u>
İmplant (Ti) – İmplant komponentleri (Ti)	0.16
İmplant (Ti) – Kemik	0.30

3.10. Yükleme Koşulları

Çiğneme kuvvetlerini taklit etmesi amacıyla birinci molar dişin distal triangular bölgesinde belirlenen 1.5 mm'lik alana 100 N'luk oblik kuvvet (x, y ve z düzlemde 45°) uygulanmıştır.

3.11. Modellerin Mesh İşlemi

Modellerin mesh işlemi yapılırken, eleman tipi program kontrolünde bölgeye göre en uygun ve detaylı olacak şekilde ayarlanmıştır. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	<u>Eleman sayısı</u>	<u>Düğüm sayısı</u>
5 implant destekli model	1192122	2099824
All-on-4 model	1132948	1998953
Trefoil model	1098666	1938821

3.12. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Değerlerinin ve Dağılımlarının Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Elde edilen stres değerleri ve dağılımları çalışma modellerinde karşılaştırmalı olarak literatürdeki verilere uygun olacak şekilde yorumlanmalıdır.

Analiz sonuçları renk skalasında farklı renklerin ifade ettiği değerler dikkate alınarak stres miktarları ve dağılımları belirlenir.

İmplantlar çekilebilir materyal olduğundan Von Mises stres formülü, kemik ise kırılabilir materyal olduğundan Principal stres formülü uygulanmıştır.

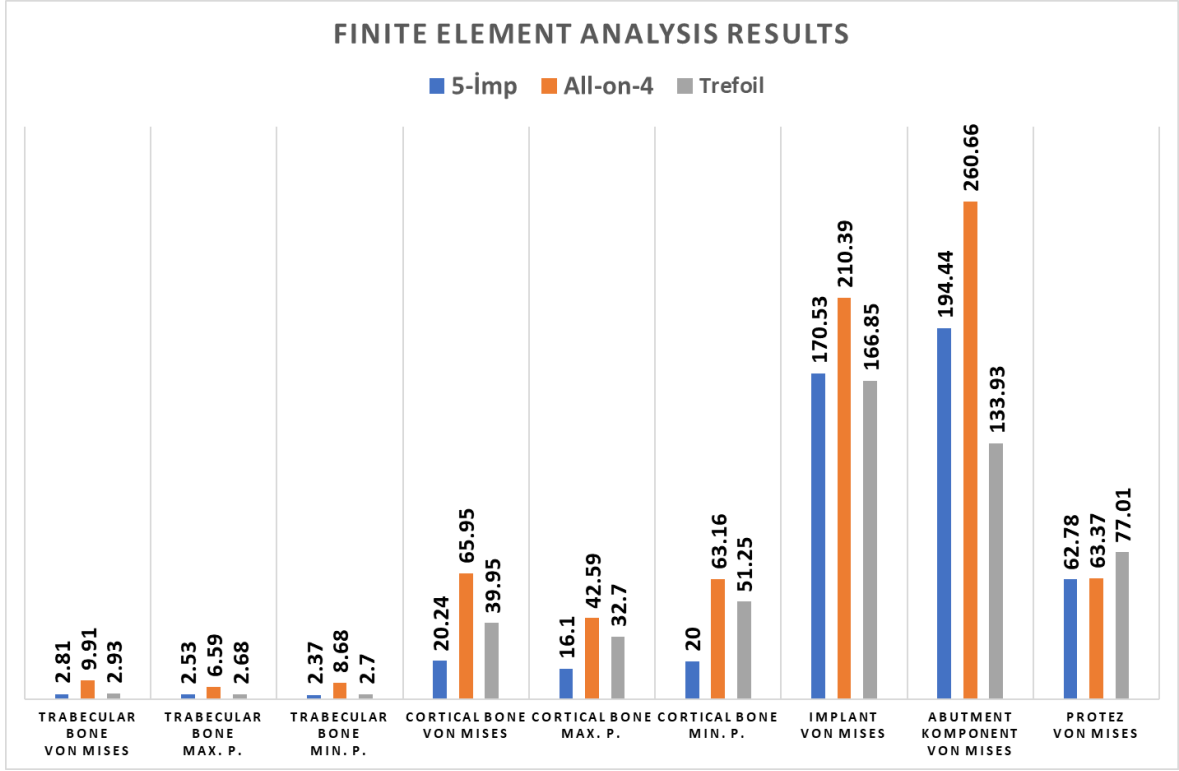
Maksimum Principle stresi, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini belirtir. Minimum principle stresi, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini belirtir. Von Mises stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres miktarları ve dağılımları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla tüm yapılar için kullanılabilir. Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

4. BULGULAR

Çalışmada; 5 implant destekli, All-on-4 ve Trefoil tedavi protokollerine yapılan immediat protez yüklemesinde çiğneme kuvvetleri altında, spongiöz kemikte, kortikal kemikte ve implantlarda oluşan stresler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildi. Spongiöz ve kortikal kemikte maksimum (çekme) ve minimum (basma) principal stres değerleri, implantlarda, implant üst yapı komponentlerinde ve protezde ise von Mises stres değerleri incelendi.

Yapılarda oluşan stres dağılımları ve miktarları sol üst köşede bulunan ve her renk bir değer aralığını ifade eden renk skalasında görülebilmektedir. Von Mises ve maksimum principal stres değerleri pozitif değerler olup, maviden kırmızıya doğru artan bir şekilde belirtilmektedir. Minimum principal stres değerleri negatif değerler ile gösterilmekte olup mutlak değeri kullanılmaktadır. Bundan dolayı mavi renk daha yüksek stres değerlerini göstermektedir. Elde edilen bulgular, resimler ve grafiklerle gösterildi.

Tablo 4.1. Tüm yapılarda oluşan stres değerleri



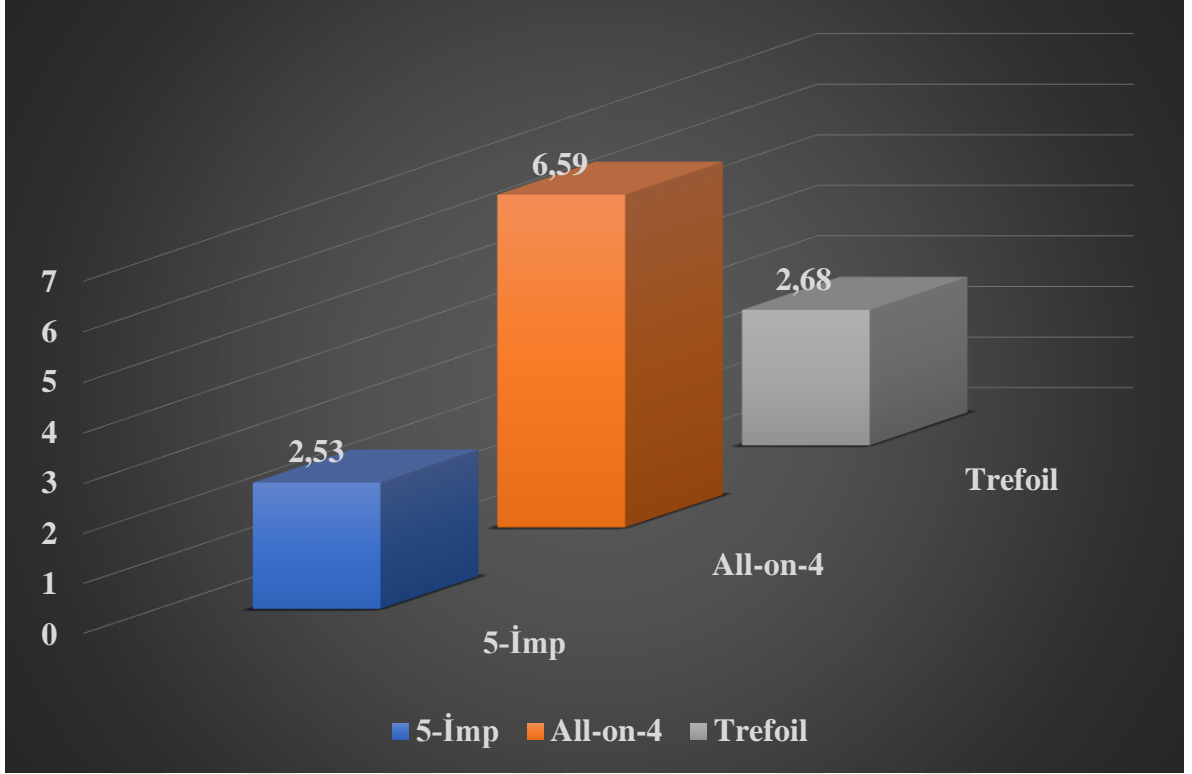
4.1. Spongioz Kemik Stres Bulguları

Spongioz kemik üzerinde oluşan stresler incelendiğinde, çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgeye yakın implant çevresinde streslerin fazla olduğu görülmektedir. Ayrıca implant socketinin boyun ve apeks bölgesinde streslerin yoğunlaştığı görülmüştür. Boyun bölgesi streslerin en yoğun gözlemlendiği alan olmuştur. Bu nedenle çiğneme kuvvetinin uygulandığı alana yakın implant socketinin boyun bölgesindeki stres miktarları ve dağılımları değerlendirilmeye alınmıştır.

4.1.1. Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

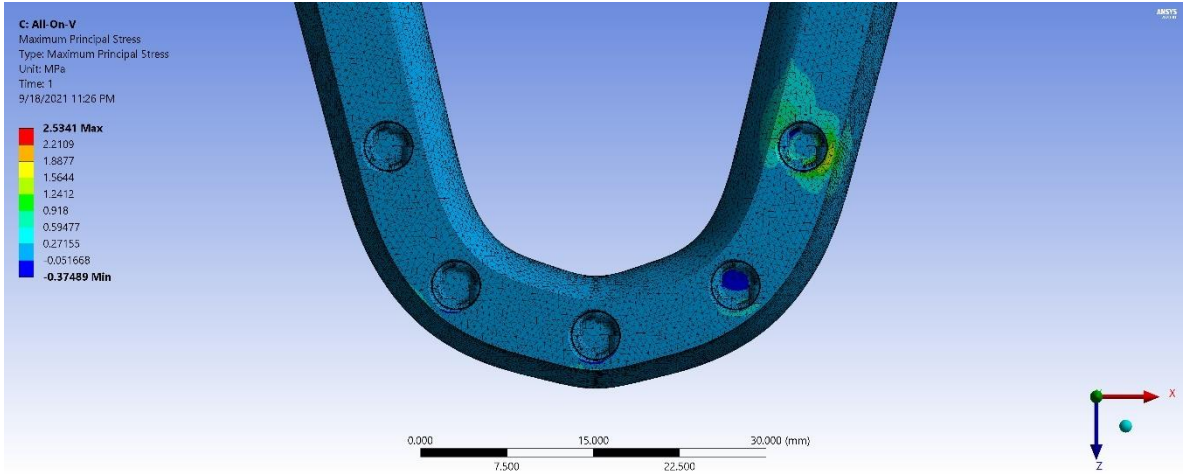
Spongioz kemikte oluşan maksimum principal stresler, kemikte oluşan çekme streslerini belirtmektedir. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde spongioz kemikte oluşan en yüksek çekme streslerini göstermektedir.

Tablo 4.2. Tüm modellerde spongios kemikte gözlenen çekme stres değerleri



4.1.1.1. Beş İmplant Destekli Modelde Spongios Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

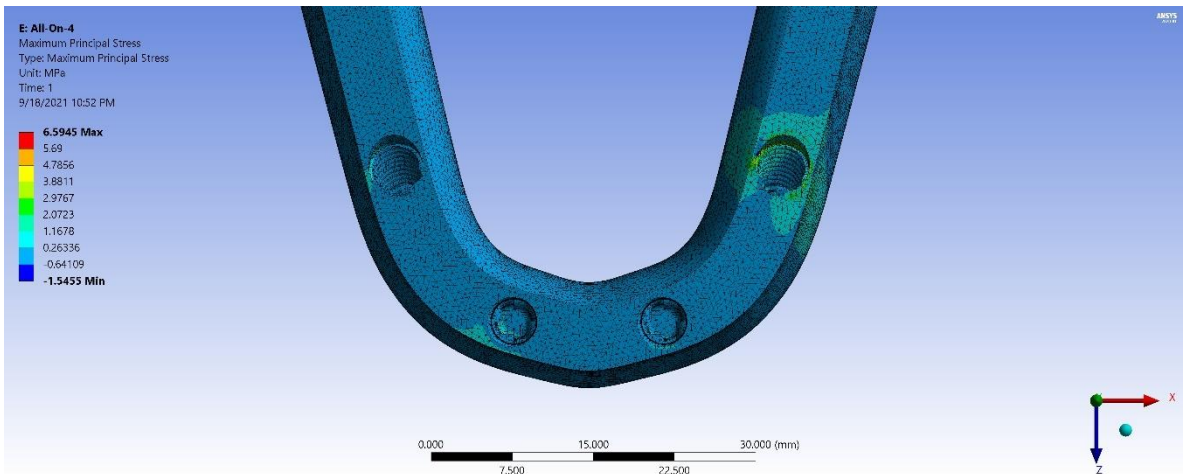
Beş implant destekli modelde spongios kemikte oluşan maksimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde ve lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 2.53 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. 5 implant destekli modelde spongiöz kemikteki çekme stresleri

4.1.1.2. All-on-4 Modelde Spongiöz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

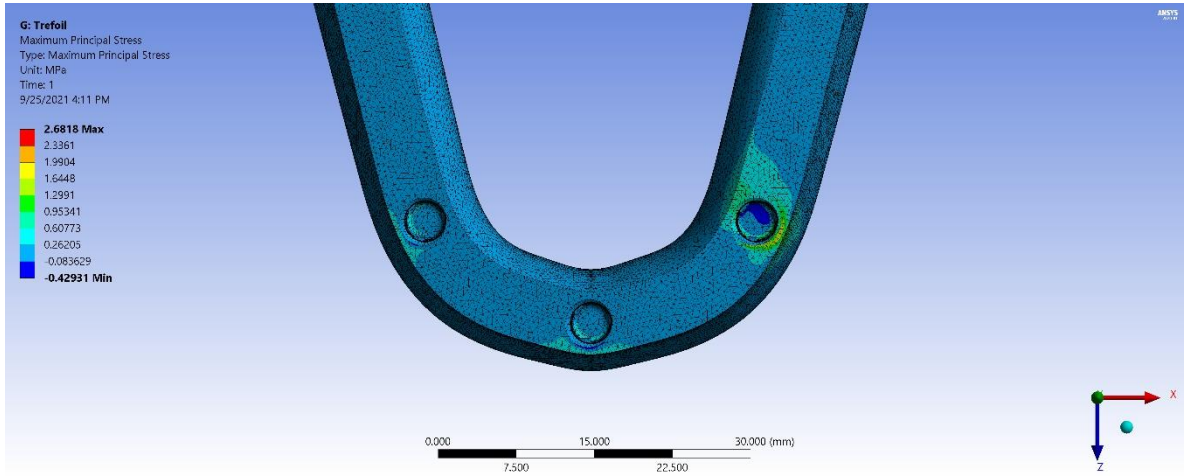
All-on-4 modelde spongiöz kemikte oluşan maksimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde, lingualinde ve distalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Lingual alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 6.59 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. All-on-4 modelde spongiöz kemikteki çekme stresleri

4.1.1.3. Trefoil Modelde Spongiöz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

Trefoil modelde spongiöz kemikte oluşan maksimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde ve lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 2.68 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.3).

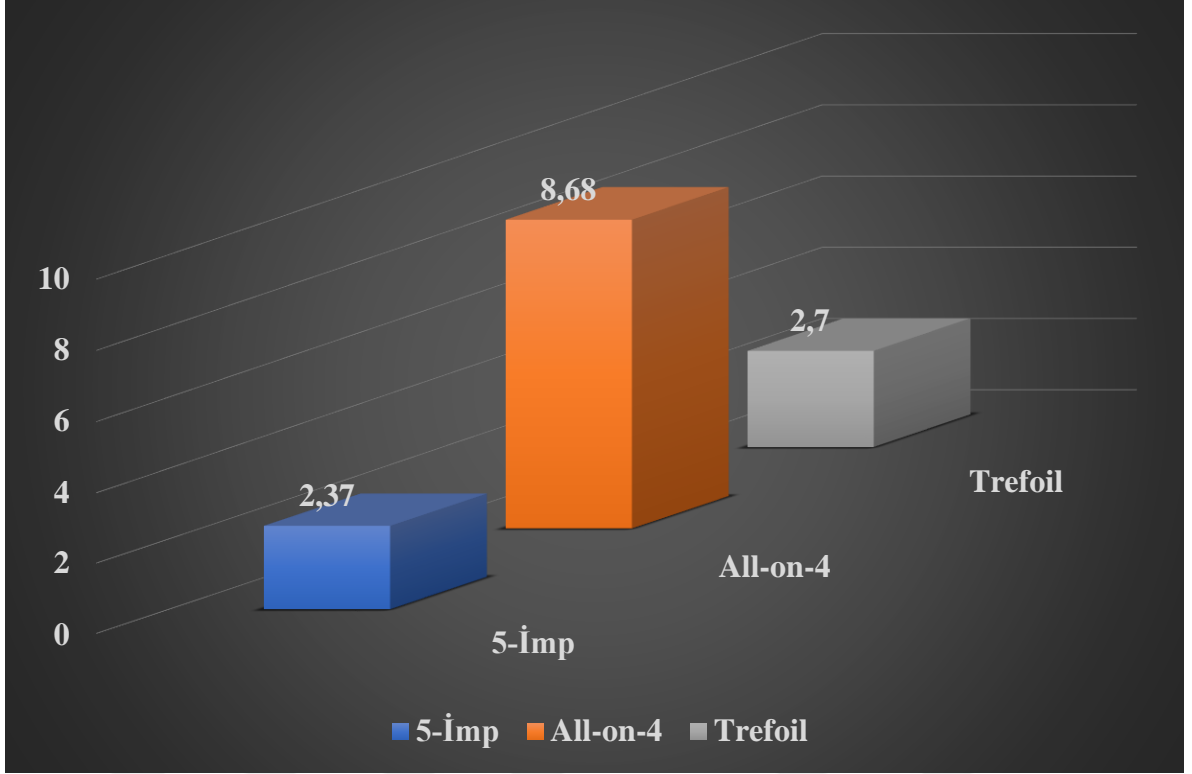


Şekil 4.3. Trefoil modelde spongiöz kemikteki çekme stresleri

4.1.2. Spongiöz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

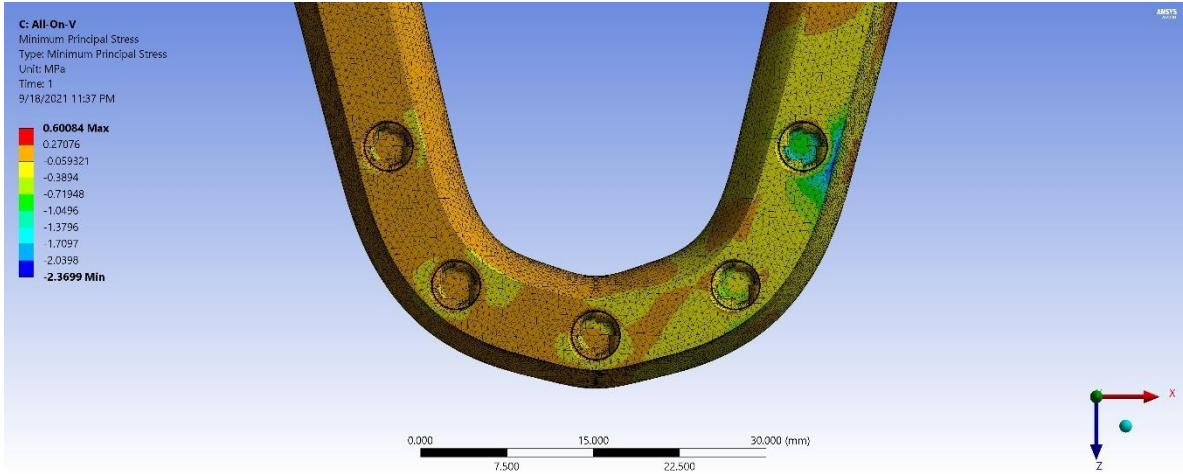
Spongiöz kemikte oluşan minimum principal stresler, kemikte oluşan basma streslerini belirtmektedir. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde spongiöz kemikte oluşan en yüksek basma streslerini göstermektedir.

Tablo 4.3. Tüm modellerde spongiöz kemikte gözlenen basma stres değerleri



4.1.2.1. Beş İmplant Destekli Modelde Spongiöz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

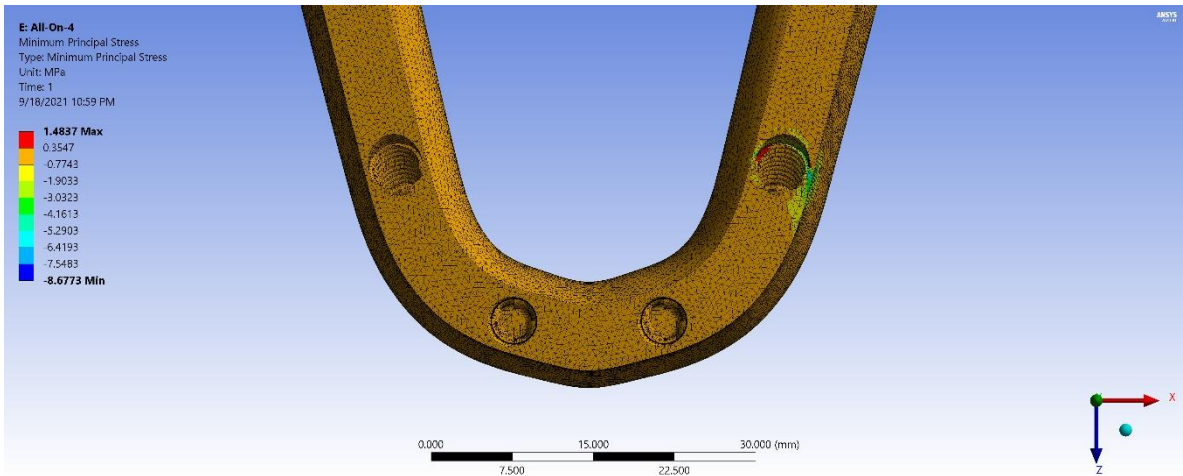
Beş implant destekli modelde spongiöz kemikte oluşan minimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant soketinin boyun bölgesinin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür ve değeri incelendiğinde en yüksek değer 2.37 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. 5 implant destekli modelde spongiöz kemikteki basma stresleri

4.1.2.2. All-on-4 Modelde Spongiöz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

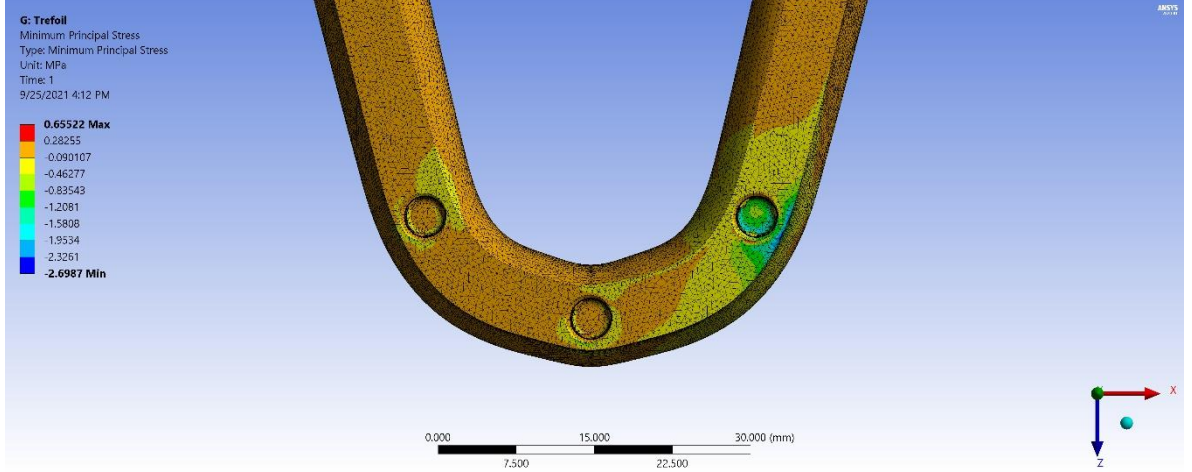
All-on-4 modelde spongiöz kemikte oluşan minimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde, lingualinde ve azda olsa distalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 8.68 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. All-on-4 modelde spongiöz kemikteki basma stresleri

4.1.2.3. Trefoil Modelde Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

Trefoil modelde spongioz kemikte oluşan minimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür ve en yüksek değer 2.70 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Trefoil modelde spongioz kemikteki basma stresleri

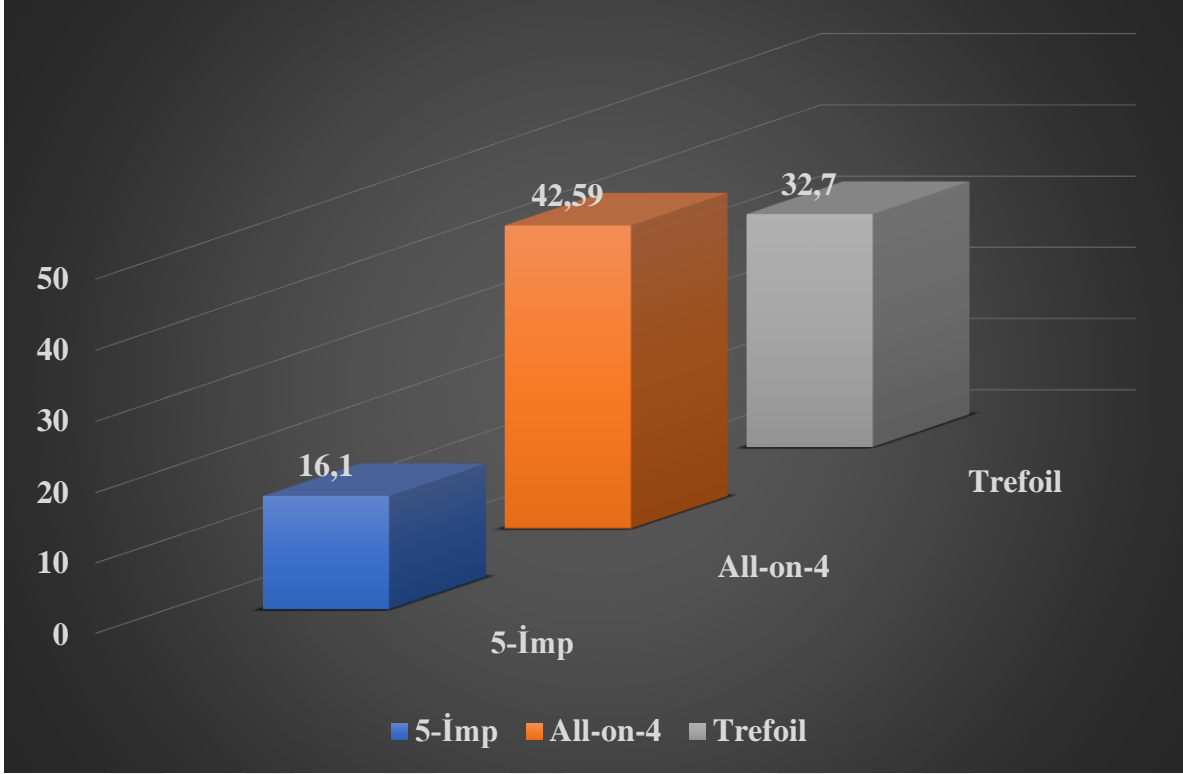
4.2. Kortikal Kemik Stres Bulguları

Kortikal kemik üzerinde oluşan stresler incelendiğinde, spongioz kemikte oluşan streslere benzer şekilde çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgeye yakın implant çevresinde streslerin fazla olduğu görülmektedir. İmplant socketinin boyun bölgesinde streslerin yoğunlaştığı görülmüştür. Bu nedenle çiğneme kuvvetinin uygulandığı alana yakın implant socketinin boyun bölgesindeki stres miktarları ve dağılımları değerlendirilmeye alınmıştır.

4.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

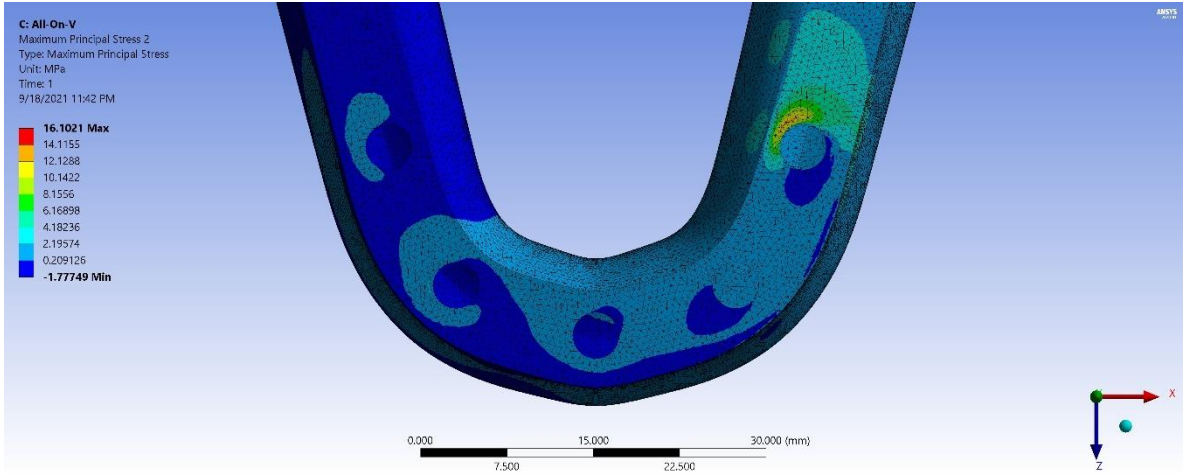
Kortikal kemikte oluşan maksimum principal stresler, kemikte oluşan çekme streslerini belirtmektedir. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme streslerini göstermektedir.

Tablo 4.4. Tüm modellerde kortikal kemikte gözlenen çekme stres değerleri



4.2.1.1. Beş İmplant Destekli Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

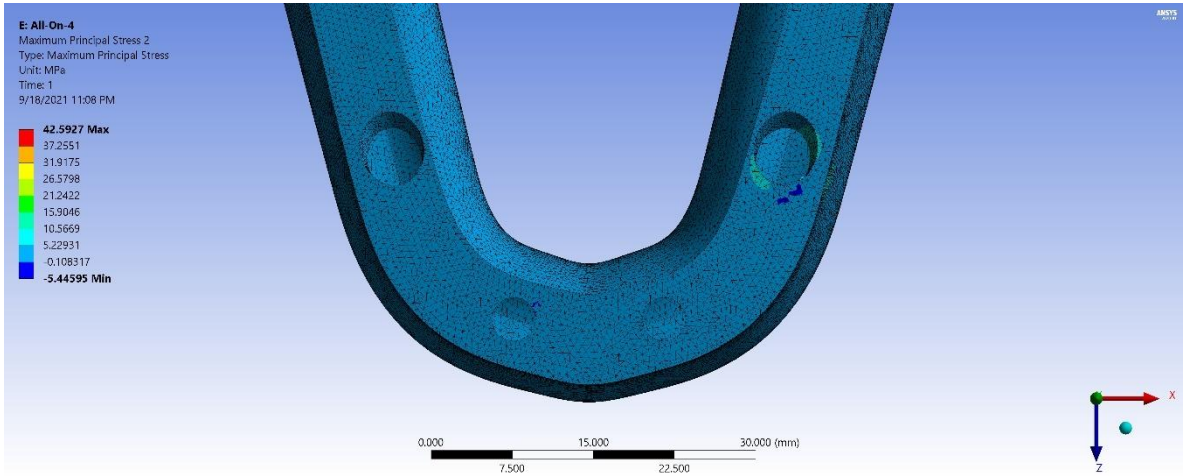
Beş implant destekli modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin disto-lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür ve en yüksek değer 16.10 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. 5 implant destekli modelde kortikal kemikteki çekme stresleri

4.2.1.2. All-on-4 Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

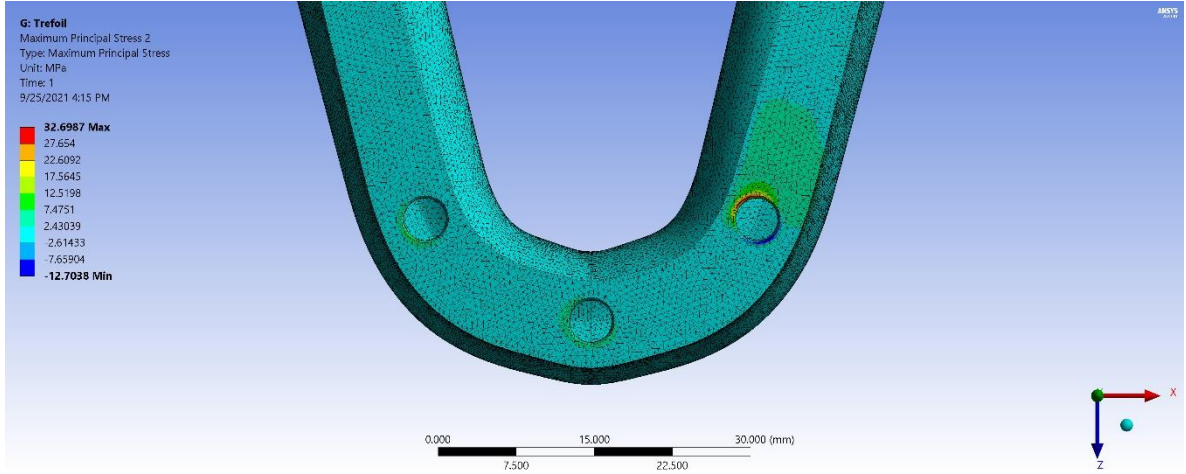
All-on-4 modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant soketinin boyun bölgesinin bukkalinde ve meziolingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 42.59 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. All-on-4 modelde kortikal kemikteki çekme stresleri

4.2.1.3. Trefoil Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

Trefoil modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin disto-lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür ve en yüksek değer 32.70 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.9).

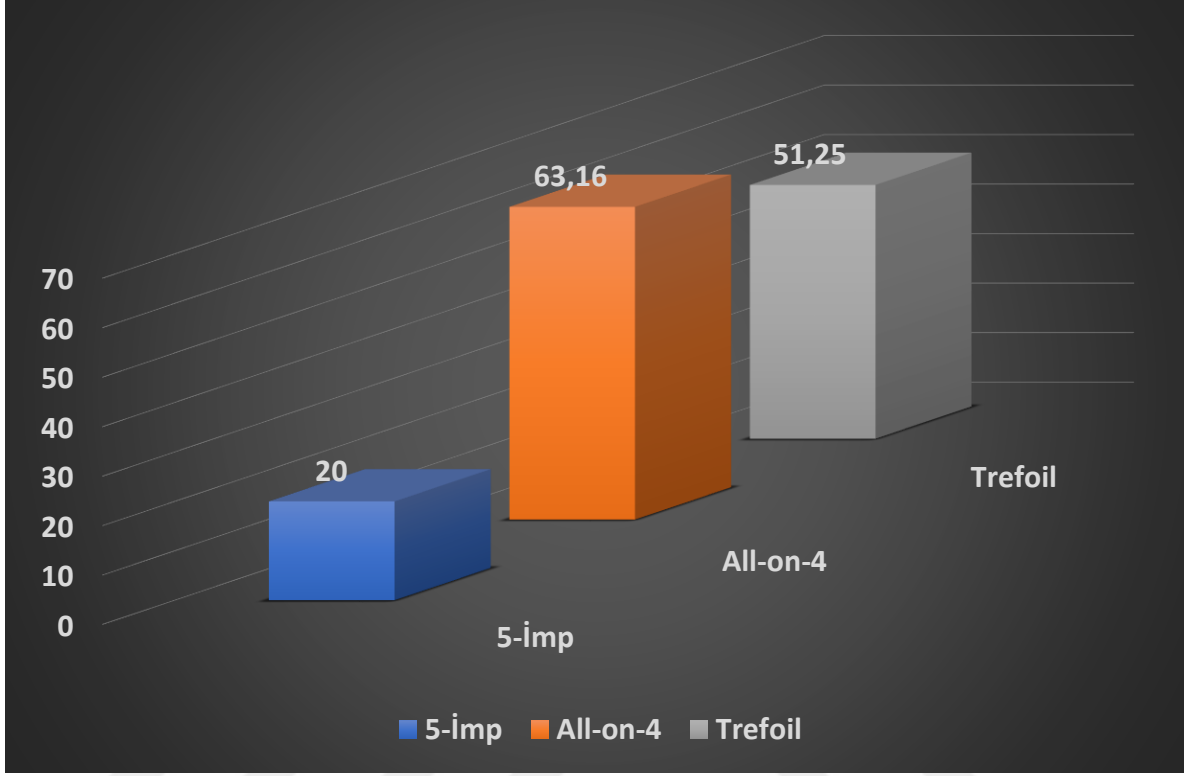


Şekil 4.9. Trefoil modelde kortikal kemikteki çekme stresleri

4.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

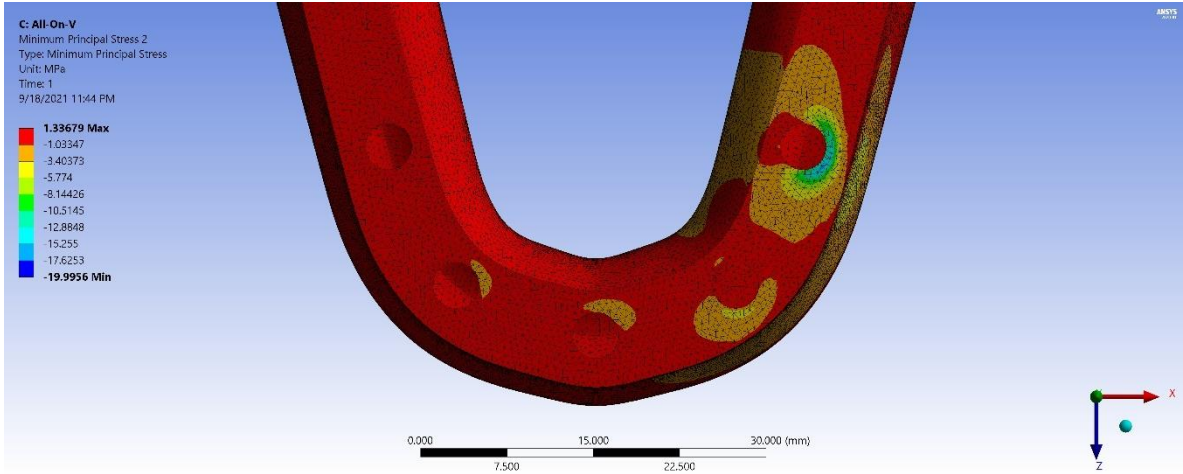
Kortikal kemikte oluşan minimum principal stresler, kemikte oluşan basma streslerini belirtmektedir. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma streslerini göstermektedir.

Tablo 4.5. Tüm modellerde kortikal kemikte gözlenen basma stres değerleri



4.2.2.1. Beş İmplant Destekli Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

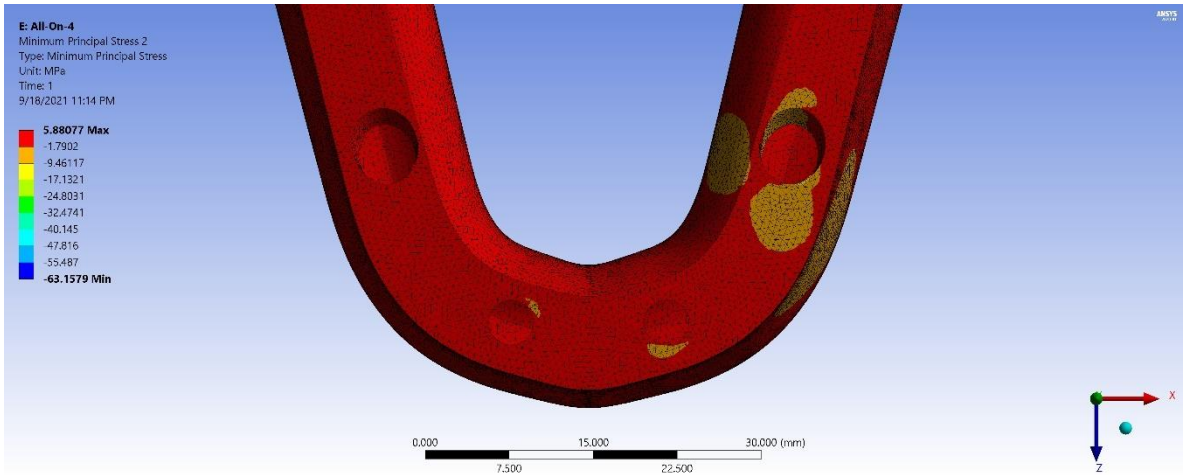
Beş implant destekli modelde kortikal kemikte oluşan minimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür ve en yüksek değer 20 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. 5 implant destekli modelde kortikal kemikteki basma stresleri

4.2.2.2. All-on-4 Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

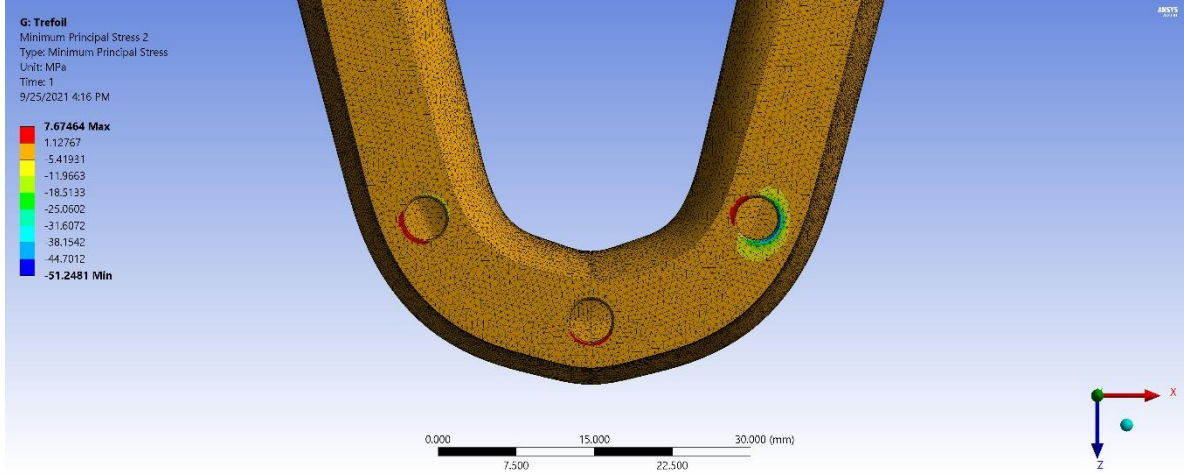
All-on-4 modelde kortikal kemikte oluşan minimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin mezio-bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür ve en yüksek değer 63.16 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. All-on-4 modelde kortikal kemikteki basma stresleri

4.2.2.3. Trefoil Modelde Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

Trefoil modelde kortikal kemikte oluşan minimum principal stresler incelendiğinde streslerin implant socketinin boyun bölgesinin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür ve en yüksek değer 51.25 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.12).

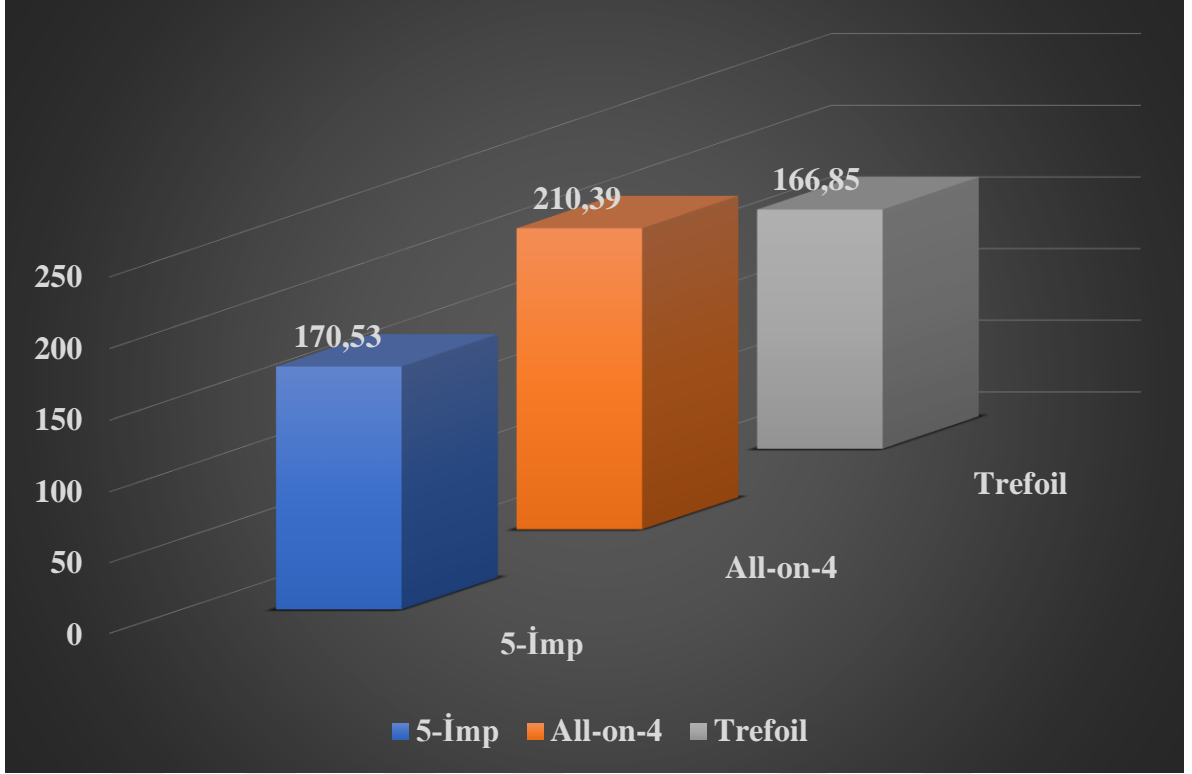


Şekil 4.12. Trefoil modelde kortikal kemikteki basma stresleri

4.3. İmplant von Mises Stres Bulguları

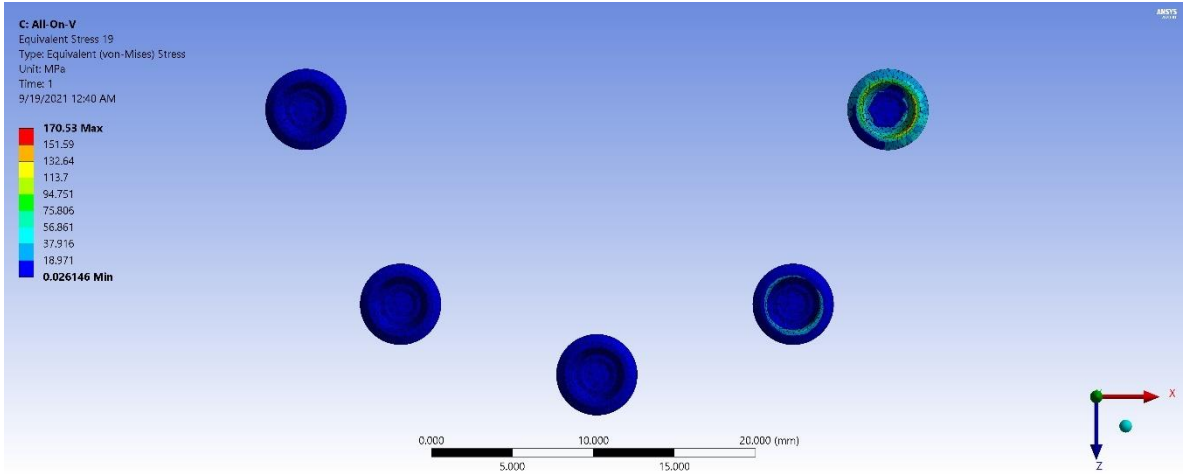
İmplant çevresinde oluşan stresler incelendiğinde, çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgeye yakın implantta streslerin fazla olduğu görülmektedir. Bu streslerin implantın boyun bölgesinin implant-abutment bağlantı alanında yoğunlaştığı görülmüştür. Bu nedenle çiğneme kuvvetinin uygulandığı alana yakın implanttaki stres miktarları ve dağılımları değerlendirilmeye alınmıştır. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde implantlarda oluşan en yüksek stresleri göstermektedir.

Tablo 4.6. Tüm modellerde implantlarda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri



4.3.1. Beş implant destekli Modelde İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

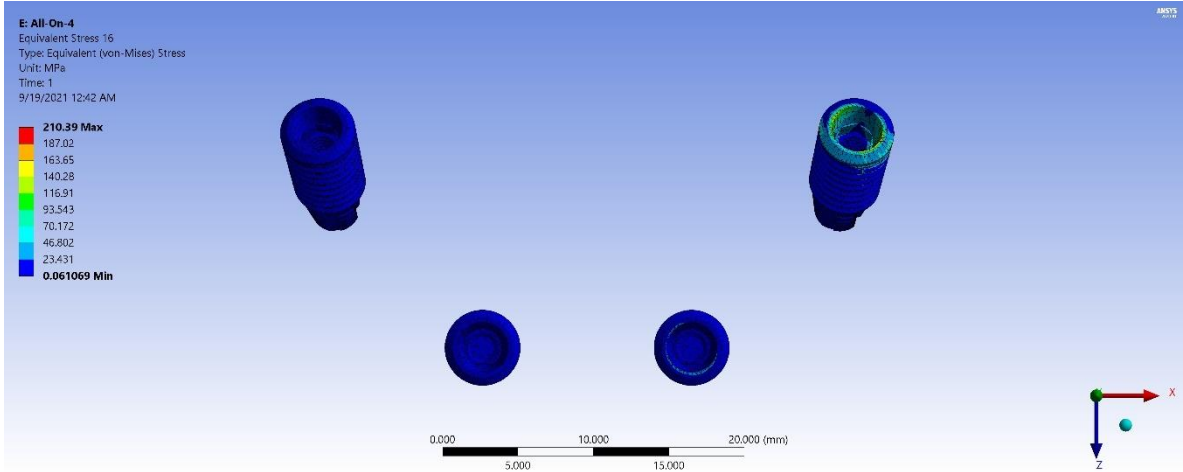
Beş implant destekli modelde implantta oluşan stresler incelendiğinde streslerin implant-abutment bağlantı bölgesinin bukkalinde ve lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 170.53 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.13).



Şekil.4.13. 5 implant destekli modelde implantlarda oluşan en yüksek von Mises değeri

4.3.2. All-on-4 Modelde İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

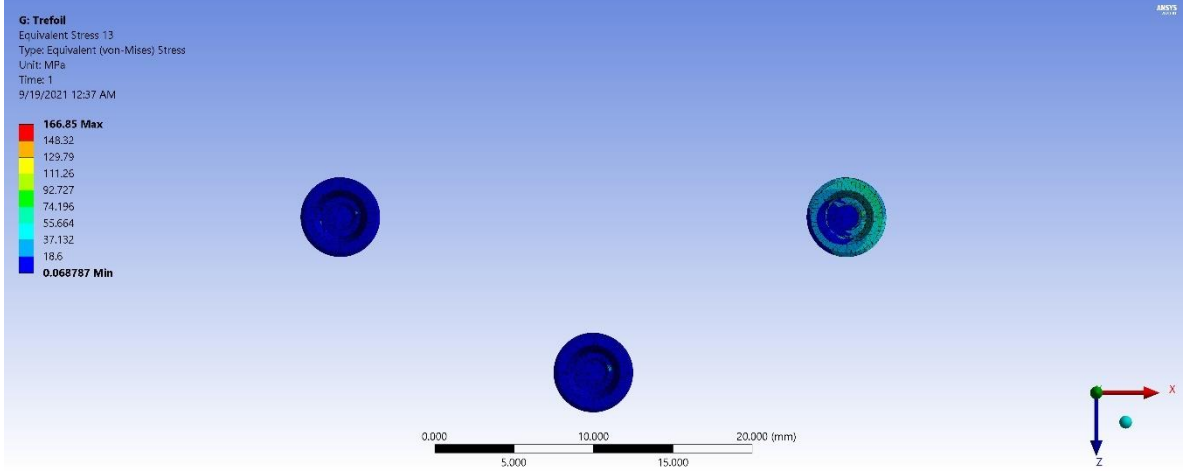
All-on-4 modelde implantta oluşan stresler incelendiğinde streslerin implant-abutment bağlantı bölgesinin mezio-bukkalinde ve lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Mezio-bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 210.39 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.14).



Şekil.4.14. All-on-4 modelde implantlarda oluşan en yüksek von Mises değeri

4.3.3. Trefoil Modelde İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

Trefoil modelde implantta oluşan stresler incelendiğinde streslerin implant-abutment bağlantı bölgesinin bukkalinde ve disto-lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Disto-lingual alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur ve en yüksek değer 166.85 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.15).

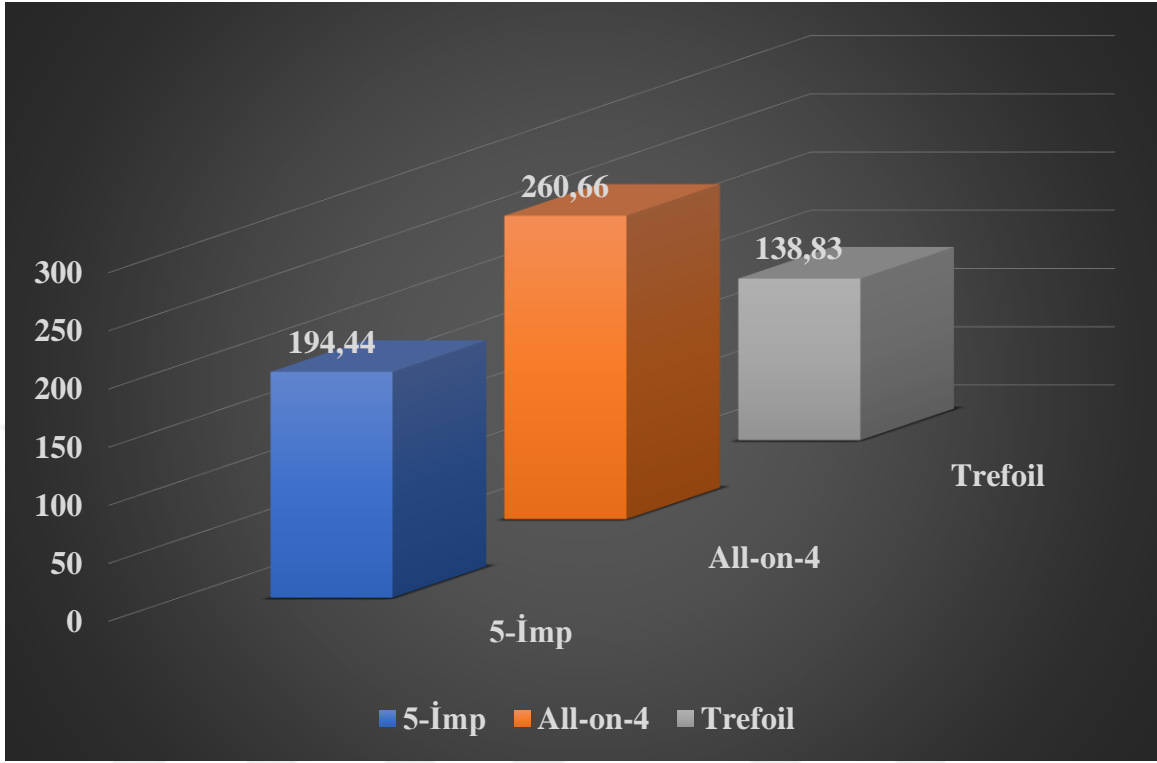


Şekil.4.15. Trefoil modelde implantlarda oluşan en yüksek von Mises değeri

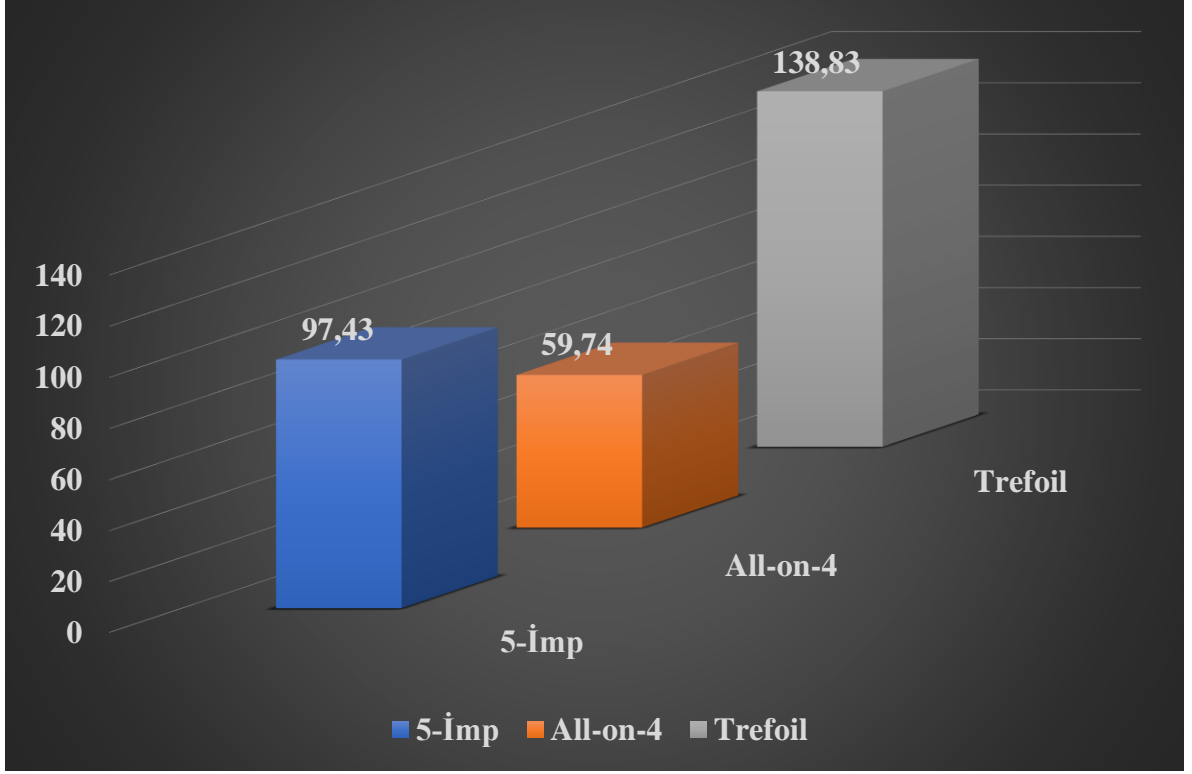
4.4. İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Von Mises Stres Bulguları

İmplant üst yapı komponentlerinde oluşan stresler incelendiğinde, çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgeye yakın implant üst yapı komponentlerinde streslerin daha fazla olduğu görülmektedir. Bu nedenle çiğneme kuvvetinin uygulandığı alana yakın implant üst yapı komponentlerindeki stres miktarları ve dağılımları değerlendirilmeye alınmıştır. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde implant üst yapı komponentlerinde oluşan en yüksek stresleri göstermektedir.

Tablo 4.7. Tüm modellerde abutmentlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

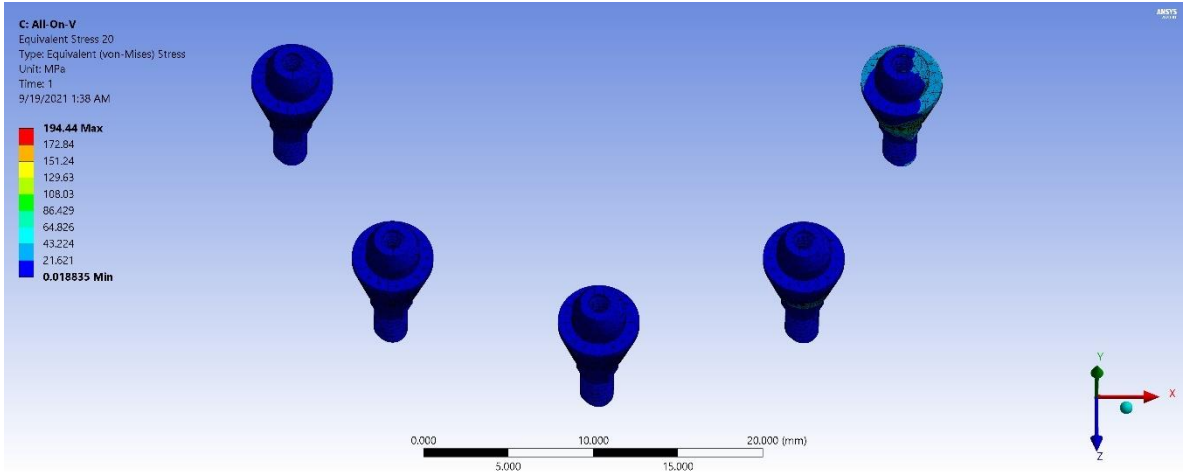


Tablo 4.8. Tüm modellerde oklüzal vidalarında gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

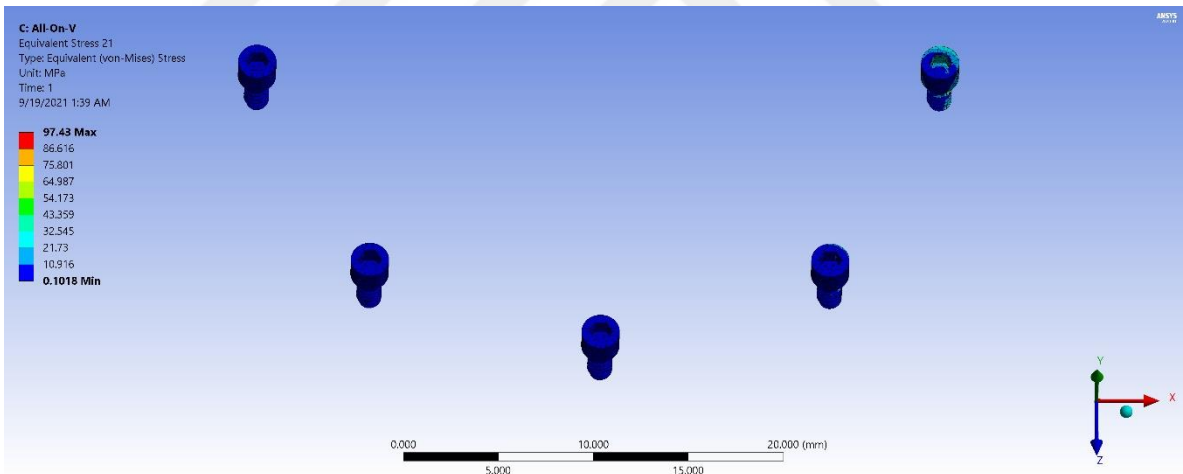


4.4.1. Beş implant destekli Modelde İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Beş implant destekli modelde implant üst yapı komponentlerinde oluşan stresler incelendiğinde abutment ve oklüzal vidalarındaki streslerin implant-abutment bağlantı bölgesinin bukkalinde ve lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur. Abutmentteki ve oklüzal vidalarındaki en yüksek değer sırasıyla 194.44 MPa ve 97.43 MPa olarak görülmüştür. (Şekil 4.16-4.17)



Şekil 4.16. 5 implant destekli modelde abutmentlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

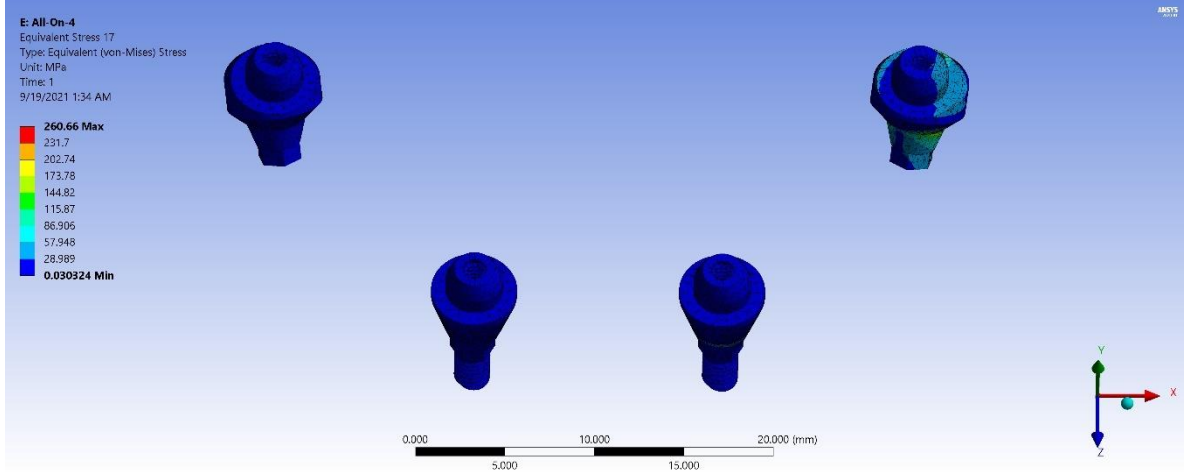


Şekil 4.17. 5 implant destekli modelde oklüzal vidalarda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

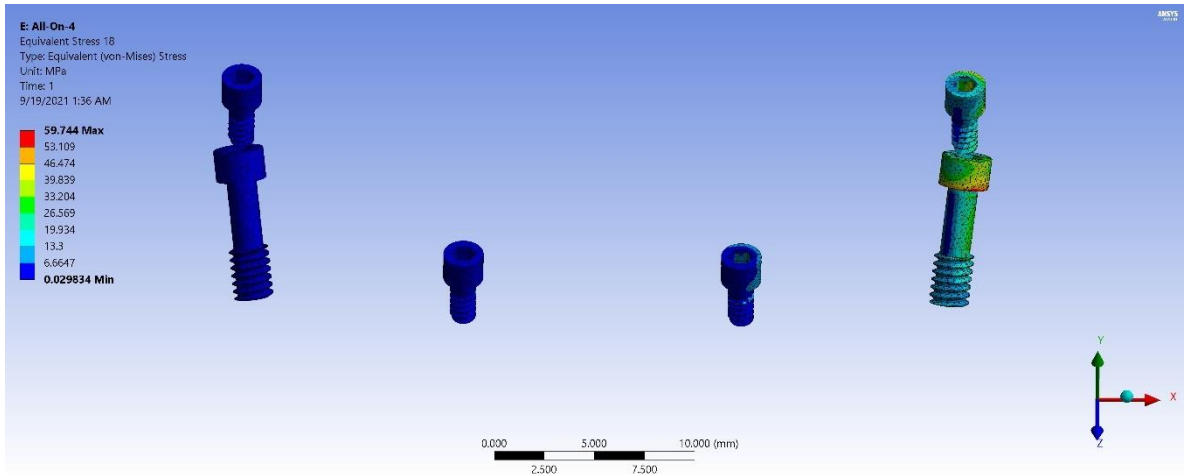
4.4.2. All-on-4 Modelde İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Oluşan von Mises Stres Bulguları

All-on-4 modelde implant üst yapı komponentlerinde oluşan stresler incelendiğinde abutment ve abutment vidalarındaki streslerin implant-abutment bağlantı bölgesinin mezio-bukkalinde ve lingualinde, oklüzal vidadaki stresin ise distal alanda yoğunlaştığı

görülmüştür. Abutment vidasında mezio-bukkal alan en fazla stres miktarının ve dağılımının olduğu alan olmuştur. Abutmentteki, abutment vidalarındaki ve oklüzal vidadaki en yüksek değer sırasıyla 260.66 MPa, 59.74 MPa ve 47.80 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.18, Şekil 4.19).



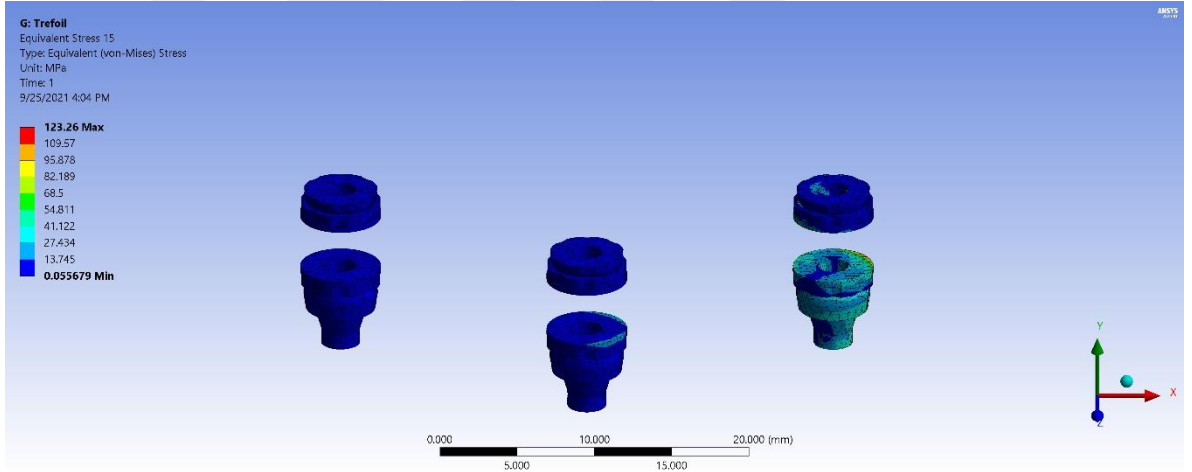
Şekil 4.18. All-on-4 modelde abutmentlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri



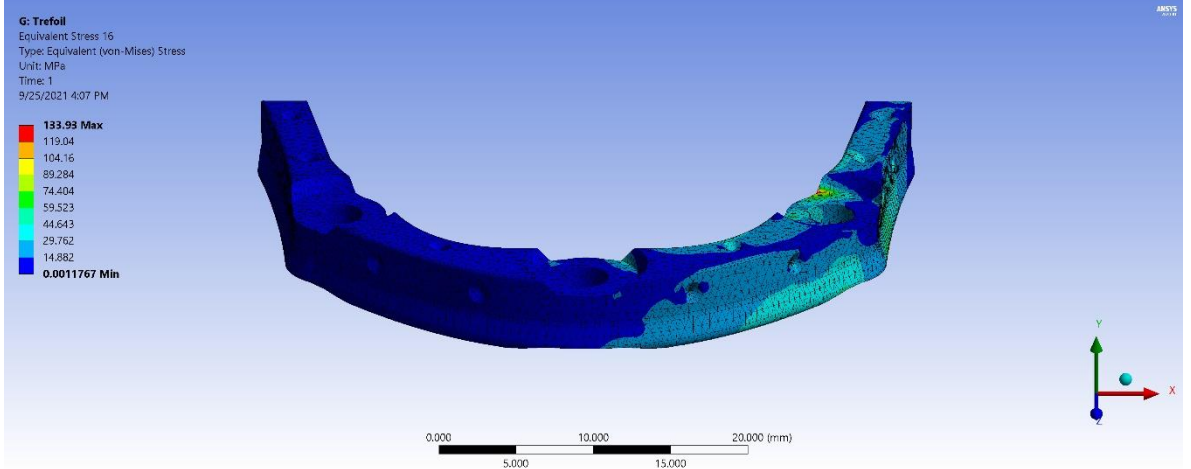
Şekil 4.19. All-on-4 modelde abutment ve oklüzal vidalarda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

4.4.3. Trefoil Modelde İmplant Üst Yapı Komponentlerinde Oluşan von Mises Stres Bulguları

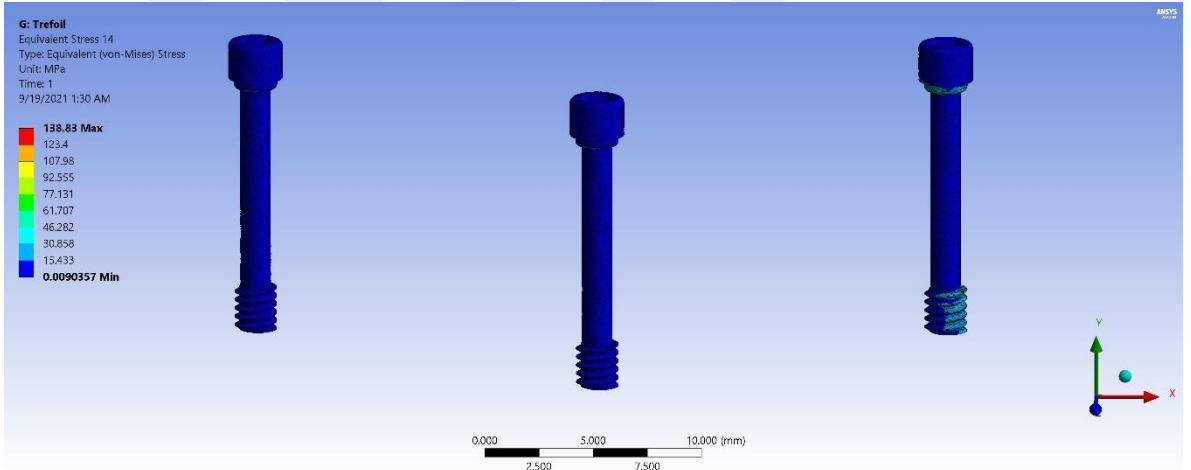
Trefoil modelde implant üst yapı komponentlerinde oluşan stresler incelendiğinde abutmentteki streslerin implant-abutment bağlantı bölgesinin bukkalinde ve disto-lingualinde, abutment parçalarındaki ve Trefoil bardaki streslerin disto-bukkal ve disto-lingualinde ve abutment-oklüzal vidadaki stresin ise hem boyun bölgesinin hem de apeks bölgesinin bukkal alanında yoğunlaştığı görülmüştür. Abutment parçalarındaki, Trefoil bardaki ve abutment-oklüzal vidalarındaki en yüksek değer sırasıyla 99.64 MPa, 123.26 MPa, 133.93 MPa ve 138.83 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.20, Şekil 4.21, Şekil 4.22).



Şekil.4.20. Trefoil modelde abutment parçalarında gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri



Şekil.4.21. Trefoil modelde trefoil barda gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

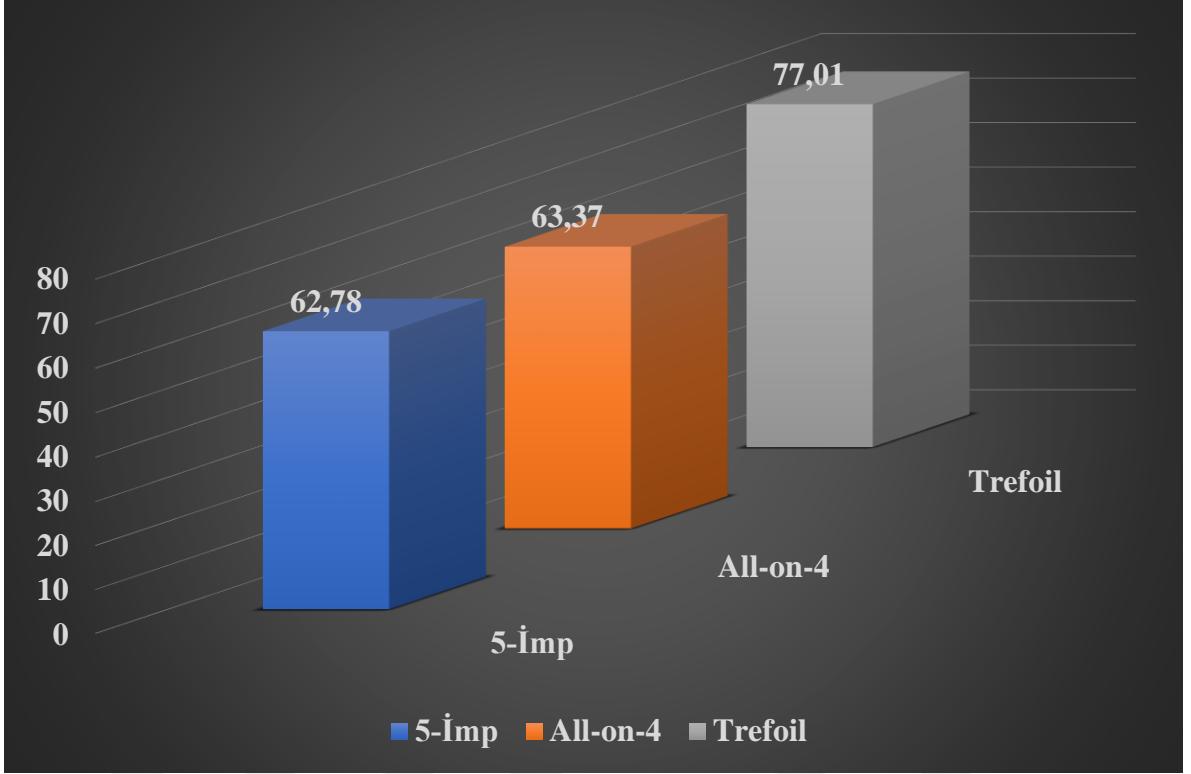


Şekil.4.22. Trefoil modelde abutment vidalarında gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

4.5. Protezlerdeki von Mises Stres Bulguları

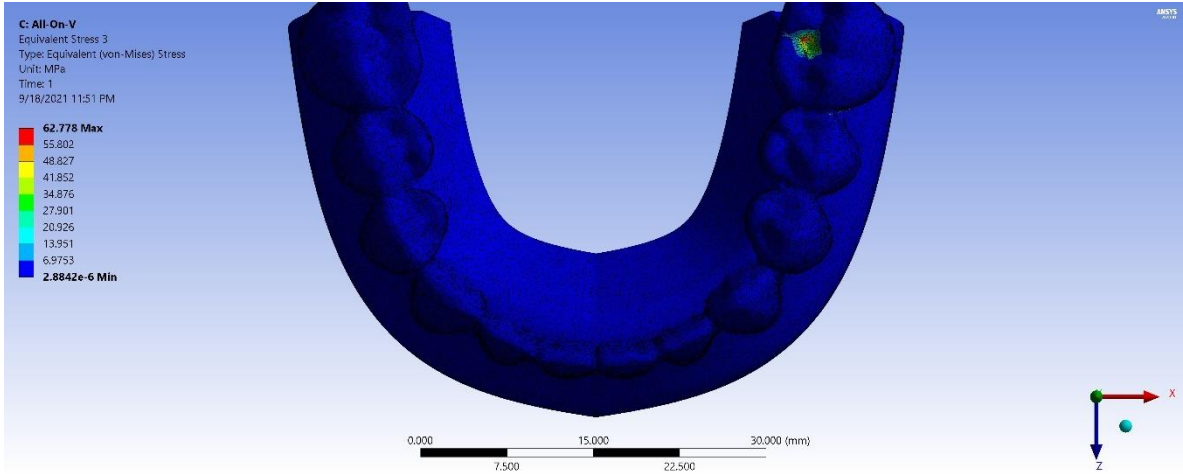
Protezlerde oluşan stresler incelendiğinde, çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgedeki oklüzal yüzeyde streslerin fazla olduğu görülmektedir. Bu nedenle çiğneme kuvvetinin uygulandığı oklüzal alandaki stres miktarları ve dağılımları değerlendirilmeye alınmıştır. Aşağıdaki grafikte tüm modellerde protezde oluşan en yüksek stresleri göstermektedir.

Tablo 4.9. Tüm modellerde protezlerde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri



4.5.1. Beş İmplant Destekli Modelde Protezlerde Oluşan von Mises Stres Bulguları

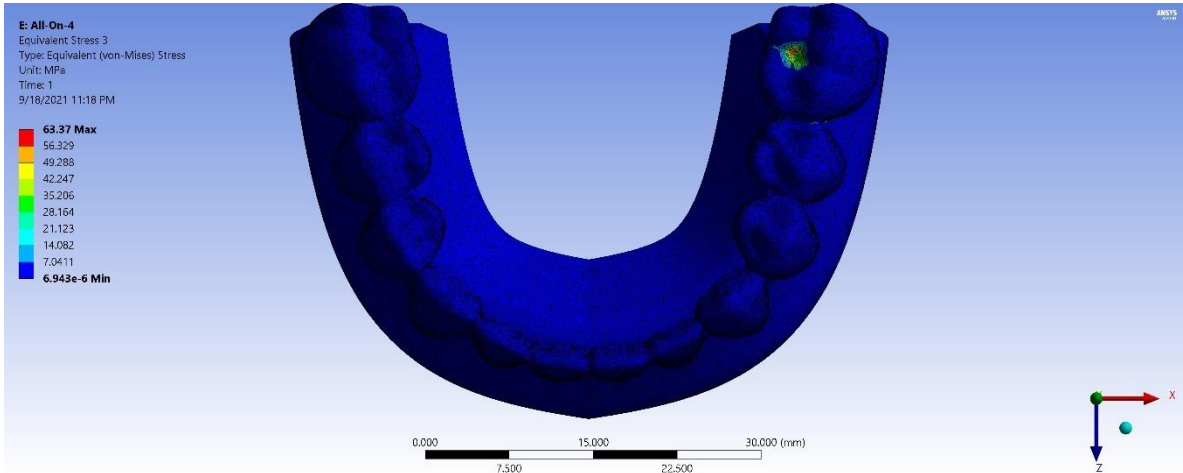
Beş implant destekli modelde protezde oluşan stresler incelendiğinde streslerin çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgedeki oklüzal yüzeyde, dar ve sığ bir alanda yoğunlaştığı görülmektedir ve en yüksek değer 62.78 MPa olarak görülmüştür. Protez abutment birleşiminde boyun bölgesinin bukkalinde azda olsa stresler oluşmuştur (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. 5 implant destekli modelde protezde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

4.5.2. All-on-4 Modelde Protezlerde Oluşan von Mises Stres Bulguları

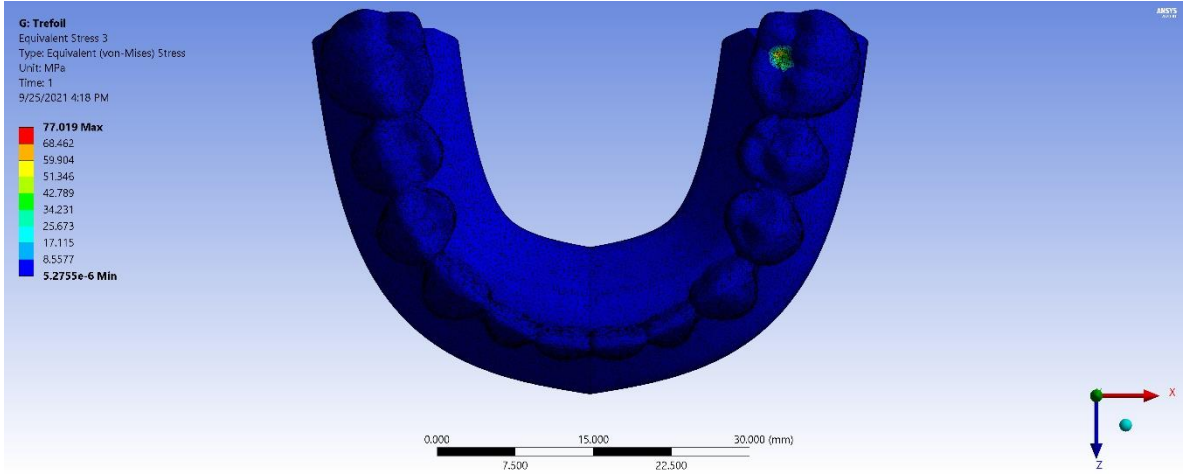
All-on-4 modelde protezde oluşan stresler incelendiğinde streslerin çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgedeki oklüzal yüzeyde ve dar bir alanda yoğunlaştığı görülmektedir ve en yüksek değer 63.37 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.24). Protez abutment birleşiminde boyun bölgesinin bukkalinde azda olsa stresler oluşmuştur.



Şekil 4.24. All-on-4 modelde protezde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

4.5.3. Trefoil Modelde Protezlerde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Trefoil modelde protezde oluşan stresler incelendiğinde streslerin çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgedeki oklüzal yüzeyde ve dar bir alanda yoğunlaştığı görülmektedir ve en yüksek değer 77.01 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4.25). Protez trefoil bar birleşiminin distalinde azda olsa stresler oluşmuştur.



Şekil 4.25. Trefoil modelde protezde gözlenen en yüksek von Mises stres değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; 5 implant destekli, All-on-4 ve Trefoil tedavi konsepti ile immedat hibrit protez yapılan tam dişsiz mandibula modeli üzerine oblik kuvvet uygulanarak kemik, implant, implant komponentleri ve protezde oluşan stresler sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre kortikal kemikte en yüksek stresler All-on-4 modelde gözlenmiştir. İmplant sayısının azalmasının stresin artmasına neden olmadığı görülmüştür. Bu nedenle H0 A reddedildi. İmplantlarda ve implant komponentlerinde gözlenen stresler implant sayısının azalmasıyla artmamıştır. En yüksek değerler All-on-4 modelde gözlendiği için H0 B ve H0 C reddedildi. İmmedat protezlerde oluşan stresler değerlendirildiğinde implant sayısının azalmasıyla stres miktarının arttığı gözlendiği için H0 D kabul edildi.

İmplantlar protetik tedavilerinin zamanlama farklılığı ile farklı protokollerde yüklenebilir. İmmedat yükleme; implant cerrahisi sonrası ilk 48 saat içinde planlanan restorasyonun yerleştirilmesi ve karşıt çenedeki dişlerle temasa getirilmesidir (145). İmmedat yükleme, ilk olarak 1979 yılında Ladermann tarafından uygulanmıştır. Ladermann, interforaminal bölgeye yerleştirdiği 4 implant üzerine aynı gün bar üzeri overdenture protez yapıp, restorasyonu fonksiyona getirmiştir (202).

Esposito ve ark.'nın (134) yayınladıkları derlemede 22 çalışma değerlendirilmiştir. 1024 hasta üzerinde yükleme protokolleri (immedat, erken, geç) karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda; immedat yükleme protokolü erken yüklemeye göre daha başarılı bulunmuş ancak konvansiyonel yüklemeye oranla implant kayıp oranının daha fazla olduğu, oklüzal temas etkisinin ise belirsiz olduğu bildirilmiştir.

Degidi ve ark.(203) 253 tane total ve parsiyel dişsiz hastaya 702 adet implant uygulamıştır. İmplantlar immedat fonksiyonel, immedat non fonksiyonel ve konvansiyonel olarak yüklenip karşılaştırılmıştır. 34 hastaya 253 implant uygulanıp immedat fonksiyonel yüklenmiş, 63 hastaya 135 implant immedat non fonksiyonel ve 156 hastaya 314 implant konvansiyonel olarak yüklenmiştir. Çalışmanın 1 yıllık değerlendirme sonucunda 1.5 mm'den az marjinal kemik kaybı gözlenmiştir. Başarı oranları immedat fonksiyonel yüklemeye 2 implant kaybıyla %99,2, immedat nonfonksiyonel yüklemeye 1

implant kaybıyla %99,2 ve konvansiyonel yüklemde ise 2 implant kaybıyla %99,4 olarak saptanmıştır ve gruplar arası anlamlı fark çıkmamıştır.

Maliyeti düşürmek ve hasta başında geçen zamanı kısaltmak amacıyla geçmişten günümüze dek çalışmalar yapılmaktadır. İmplant sayısını azaltmak ve standardize edilmiş bir protez sistemi kullanmanın bu amacı gerçekleştirebileceği görüşü hakimdir. Branemark'ın 1999 yılında geliştirdiği Novum konsepti (Nobel Biocare) bu amaca hizmet eden ilk tedavi protokolüdür. Bu konseptte implantın yerleştirilmesi sonrası ilk 24 saat içinde hastaya daimî protez sağlanmaktadır (204-206). Branemark ve ark. (130) 50 hastaya 150 adet implant uygulamış ve 1 yıllık takibini yapmıştır. Bu süreçte bir hasta hayatını kaybetmiş, bir diğer hastada 2 implant kaybı yaşanmış, başka bir hastada ise 1 implant kaybı görülmüş ve protezini mevcut iki implant üzerinde kullanmaya devam etmiştir. 1 yıl sonucundaki implant ve protez sağ kalım oranı %98 olarak bildirilmiştir.

Henry ve ark. (205) 51 hastaya Novum protokolüyle 153 implant uygulamıştır. Hastaların 39'una operasyon günü veya ertesi gün, 12 hastaya ise 2 veya daha fazla gün sonra sabit daimî protezleri teslim edilmiştir. İmplant sağ kalım oranı 1 yıl sonunda %91 olarak belirtilmiştir.

Gualini ve ark. (204) 15 hastaya Novum protokolü ile 45 implant yerleştirmiş ve 5 yıl süreyle takip etmiştir. Yerleştirilen 45 implantın iki ayrı hastada 4 tanesi kaybedilmiştir. 5 yıl sonunda implant sağ kalım oranı %91,1, protez sağ kalım oranı ise %86,7 olarak bildirilmiştir. Bu süreçte en sık karşılaşılan komplikasyonlar akrilik rezin ve diş kırıkları, vida gevşemesi ve üst barın modifikasyon gereksinimidir.

Novum konseptinin erken dönem klinik çalışma sonuçlarında yüksek implant ve protez başarı oranları bildirilirken, devam eden süreçte yapılan çalışmalarda sırayla implant ve protezde %9 ve %13 başarısızlık oranları bildirilmiştir (130, 131, 136). Sık vida gevşemesi, protez kırıkları, üst bar modifikasyon gereksinimi, dişlerde aşınma ve ankraj kırıkları gibi protez komplikasyonları sonucu Novum konsepti kullanımdan kalkmıştır. Ancak bu çalışmalar, bireyselleştirilmiş CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim) çözümleriyle pasif uyum ve standardize edilmiş bir protez sistemi üretiminde öncü olmuştur (138).

Branemark ve ark. (128) tarafından geliştirilen iki aşamalı konseptte kemiğin iyileşmesi, şekillenmesi ve osseointegrasyonun sağlanması için fonksiyonel yükmeden önce 3-9 ay arası beklenilmekteydi. All-on-4 konseptinde eğimli posterior implantların sağladığı primer tutuculuk sayesinde immediat yükleme uygulanabilmektedir (10).

All-on-4 konsepti ile yapılan tedavilerde implantların uzun süreli klinik takiplerinde yüksek başarı oranları gösterilmiştir (12). Malo ve ark. (207) çalışmalarında; 245 hastanın mandibulasına All-on-4 konseptiyle yüklenmiş 980 implant uygulanmış ve 10 yıllık klinik takibi gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda 13 hastada 21 implant kaybedilmiş, implantların 5 yıllık başarılarının %98,1, 10 yıllık başarılarının %94,8, 10 yıl sonundaki protetik tedavi başarısının %99,2 olduğu bildirilmiştir.

Babbush ve ark. (208), 165 hastaya 708 adet Nobel Active implantı All-on-4 konseptiyle immediat olarak yüklemişler ve 29 aylık takip sonuçlarını yayınlamışlardır. Çalışmalarında maksillaya 436 implant, mandibulaya 272 implant yerleştirilmiştir. 12 hastanın ise hem maksilla hem mandibulasında protetik tedavi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada klinik değerlendirmeler 3, 6, 12, 18, 24. ve 29. aylarda yapılmıştır. Totalde ilk 12 ay içerisinde 3 implant kaybedilmiş ve 29 ay sonundaki implant başarı oranı %99,2 olarak bildirilmiştir.

Galindo ve ark.'nın yaptığı çalışmada (209) 183 hastaya 732 implant uygulanarak All-on-4 konseptiyle mandibulası tedavi edilmiş ve 1 yıllık klinik takipleri yapılmıştır. 1 yılın sonunda hiçbir implantın çevresindeki kemik kaybı miktarının 1 mm'den fazla olmadığı görülmüştür. Bu süreç sonunda 1 implant kaybı görülmüş ve ortalama implant başarı oranı %99,86 olarak saptanmıştır. İmmediat protezlerde 3 hastada diş kırığı, 1 hastada titanyum alt yapı kırığı görülmüş ve protetik başarı oranı %99,9 olarak belirlenmiştir.

Agligardi ve ark. (210) tam dişsiz hastalarda All-on-4 tedavi konsepti ile immediat olarak yüklenen aksiyal ve açılı implantlar arasında marjinal kemik kaybı miktarını araştırmışlar. Çalışmaya toplam 173 tam dişsiz hasta dahil edilmiş olup, bunların 80'i erkek, 93'ü kadın hastadır. Bu hastalar geçici fonksiyonel akrilik protezlerle immediat yükleme yapılarak tedavi edilip, 5 yıla kadar takip edilmiştir. İlk 6 ay maksillada 4 aksiyal, mandibulada 1 açılı implant kaybedilmiştir. 1 yıllık ortalama marjinal kemik kaybı maksillada (204 implant) 0.9 +/- 0.7 mm; mandibulada (292 implant) 1.2 +/- 0.9 mm olarak

ölçülmüş olup aksiyel ve açılı implantların marjinal kemik kaybı miktarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Yapılan ilk öncü çalışmada trefoil sisteminde sağ kalım oranı Novum protokolüne göre daha başarılı değerler ortaya koymuştur. Novum protokolünde mekanik ve protetik komplikasyonlar Trefoil sistemine göre daha fazla görülmüştür. Novum protokolünde kullanılan bar iki parçadan oluşmaktadır, bu durum bağlantı sayısını arttırmış ve diğer protez bileşenleri için gerekli alanı daraltmıştır. Kalan kısıtlı alan dişler ve akrilik rezini yerleştirmek için yetersiz kalmış ve protez zayıflamıştır. Bu durum Novum konseptindeki barda modifikasyon gereksinimi oluşturmuştur. Trefoil sistemindeki bar 5.5 mm yüksekliğindedir ve Novum konseptindeki barın yaklaşık yarısı kadar hacimdedir. Bu durum Trefoil konseptindeki diğer protez bileşenlerine barı sarmak için daha fazla alan sağlar. Ayrıca Trefoil konseptinde ayarlanabilir ara parçalar sayesinde, implantlar ve tek parça titanyum bar arasında sabitleme mekanizması hassas bir pasif uyum sağlanmasına imkan verir (211). Böylece vida gevşemesi ve vida kırılması gibi mekanik komplikasyonlar azalır(212).

Karl ve ark. (138) interforaminal bölgeye yerleştirilen 3 implant üzerine yapılan trefoil prefabrik bar, döküm bar ve Cad/Cam ile üretilmiş barı karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada reçine modellere her grup için beşer model yerleştirilmiş. Her sisteme gerilim ölçer yerleştirilip, klinik vidalar 35 Ncm 'ye kadar sıkıştırılıp her üç implant bölgesinde oluşan stresler kaydedilmiştir. Sonuçta prefabrik bar ve Cad/Cam ile üretilen bar benzer özellik göstermiş olup, döküm bar en fazla uyumsuzluk gösteren grup olmuştur.

Borgonovo ve ark. (213) Trefoil konseptini uyguladıkları bir hastanın 30 aylık takibini yapmışlardır. Ameliyattan yaklaşık 4 saat sonra protez implantlara vidalanarak oklüzyonda fonksiyonel hale getirildi. Hasta cerrahi sonrası 6-18-30. aylarda panoramik röntgenleri alınarak kontrol edildi. Bu çalışma da 30 aylık takip sonucunda implant ve protezlerin idamesinin sağlıklı bir şekilde sağlandığı görülmüştür. Hastanın yapılan tedaviden estetik, fonksiyon ve hijyen açısından memnun kaldığı bildirilmiştir. Bu protokol hastaların sadece düşük maliyet beklentilerini karşılamakla kalmayıp tedavilerin en kısa sürede tamamlanmasına da olanak sağlar. Ancak protokolün daha doğru bir şekilde değerlendirmesini sağlamak yapılacak uzun süreli çok sayıda çalışmayla mümkün olacaktır.

Literatürde trefoil konseptiyle ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır. 5 implant destekli, All-on-4 ve Trefoil tedavi konsepti üzeri immediat yüklemeyi karşılaştıran bir çalışma ise mevcut değildir. Bu tez çalışmasının amacı literatürdeki bu eksikliği giderebilmek amacıyla 5 implant destekli, All-on-4 ve Trefoil tedavi konseptinden oluşan birer model oluşturup immediat yükleme yapılarak belirli bir kuvvet uygulayıp implant, implantı çevreleyen kemik, implant komponentleri ve protezde oluşan stres değerleri ve dağılımlarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırmaktır.

İmplant, implant üstü protez ve kemik sistemleri geometrik olarak karmaşıktır. Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bu sistemlerde meydana gelen stres dağılım analizi ve klinik performansı değerlendirmek amacıyla uygun bir yöntemdir (214). Bu sebeple çalışmada implant ve implant çevresi kemikte meydana gelen stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanması kolay, hızlı ve düşük maliyetlidir. Fakat karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde verdiği sonuçlar çok doğru olmayabilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebilir ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir (170, 214, 215). Gerçek klinik şartların karmaşıklığı göz önünde tutulunca üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diğer yöntemlere kıyasla daha avantajlıdır (216). Bu sebeple çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanıldı.

Yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar stres analiziyle doğru sonuçlar elde edebilmek için anatomik yapının gerçeğe yakın modellenmesi gerektiği bildirilmiştir. Bu sebeple ideal bir modelleme için eleman sayısının en az 200.000 ve düğüm noktası sayısının en az 30.000 olması önerilmektedir. Eleman boyutu da 150-300 μm arasında olmalıdır. Eleman boyutunun 300 μm 'den büyük olması durumunda yanıltıcı sonuçlar elde edilir (217). Bizim çalışmamızda elde edilen modellerde 200 μm eleman boyutu kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda kullanılan eleman ve düğüm sayıları sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak yapılan çalışmalarda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısından oldukça fazladır. Bu sebeple çalışmamızda elde edilen sonuçların gerçeğe yakın olduğunu düşünebiliriz.

Oral kavitenin karmaşık geometriye sahip olması nedeniyle sonlu elemanlar stres analiziyle yapılan çalışmalarda gerçeğe yakın modellenmesi oldukça zordur. Bu nedenle belli sadeleştirmeler yapılması gerekmektedir. Sonlu elemanlar stres analiziyle yapılan çalışmaların büyük kısmında kemik-implant teması %100 kabul edilir. Ancak implant etrafındaki spongiöz kemiğin gözenekli yapısı nedeniyle kemik-implant teması asla %100 değildir. Klinik olarak bu temas %30 ile %70 arasındadır (170, 218). Bu çalışmada implantların immedat olarak yüklenmesi değerlendirildiği için implant ve kemik osseointegrasyonu yok sayıldı. Bu nedenle implant ve kemik ara yüzünde sürtünme katsayısı tanımlandı.

Diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda materyaller izotropik, homojen ve linear elastik olarak kabul edilir (219). Çalışmamızda amacımız; tek bir model ve tasarım analizi yapmak değil, farklı tasarımda modeller yaparak oluşturdukları sonuçları karşılaştırmaktır. Çalışmamızın sınırları dahilinde tüm yapılar homojen, izotropik ve linear elastik kabul edilmiştir. Bu sebeple sonuçlar değerlendirilirken sonlu elemanlar stres analizinin bu kısıtlamaları göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde yapıların materyal özellikleri sonucu etkileyen en önemli faktördür. Elastisite modülü ve Poisson oranı materyallerde ayırt edici iki bağımsız sabittir. Yapılan analizin doğru değerler verebilmesi için bu iki değer gerçeğe benzer olması ve sisteme doğru şekilde girilmesi gerekir (170, 220). Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan kortikal ve spongiöz kemik, implant, protez, dental materyaller gibi yapıların poisson oranı ve elastik modülleri için literatürde kabul edilmiş evrensel bir tablo yoktur (200, 201). Çalışmamızda kullandığımız değerler literatür göz önünde bulundurularak önceki çalışmalarda en çok kullanılan değerlere göre belirlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinde, dental çalışmalarda tüm yapılar kesintisiz temas şeklinde modellenir. Çalışmamızda da spongiöz-kortikal kemik, implant-çene kemiği, implant-abutment, abutment-altyapı materyali, altyapı-üstyapı materyali kesintisiz temas şeklinde modellenmiştir. Oral kavitedeki karmaşık geometriyi modellerken belli sadeleştirmeler yapılmıştır. Analiz sonuçlarının yorumlanmasında tüm bu kısıtlamalar göz önünde bulundurulmuştur.

Doğal dişlerdeki mikro hareketlilik nedeniyle gelen oklüzal yükler sonucu oluşan stresler periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağılır. İmplantlarda ise gelen oklüzal kuvvetler servikal bölgede kortikal kemikte ve apekte dağılırlar (221). Kortikal kemik spongios kemiğe kıyasla daha yüksek elastisite modülüne sahiptir. Dolayısıyla gelen kuvvetler karşısında daha güçlü ve deformasyona daha dirençlidir (222). Bu nedenle başarısızlık genellikle kortikal kemik-implant bağlantısında oluşmaktadır (170). İmplant destekli tam ark sabit protezler için en uygun kemik tipi daha sıkı ve yoğun kemik içeren tip 1 ve tip 2 kemiktir (223). Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan pek çok çalışmada mandibula kortikal kemik tipi tip 2 ve kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir (224, 225). Bizde çalışmamızda kemik kalınlığını 2 mm ve tip 2 kortikal kemik olarak belirledik.

İmplantlar üzerine gelen oklüzal kuvvetler implant destekli tedavilerin uzun süreli başarısında önemli bir role sahiptir (226). Yapılan pek çok çalışma da oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri daha iyi yansıttığı bildirilmiştir (199, 227).

Demenko ve ark. (228) mandibular molar dişe lingual yönden oklüzal düzlemle 75° açı yapacak şekilde 118,2 N kuvvet uygulamışlardır. Naini ve ark. (229) yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında; All-on-4 konseptine uygun olarak oluşturdukları modelde mandibular birinci molar dişe 300 N kuvvet uygulamışlardır. Yük uygulama alanındaki yanlış stres konsantrasyonlarını azaltmak için üç adet 100 N kuvvet vektörüne bölündü ve 4 mm çapında bir alana uygulandı.

Doğan ve ark. (199) gelen kuvvetlerin All-on-4 konseptinde implant ve implant çevresindeki kemikte meydana getirdiği stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir. İki premolar ve birinci molarlara lingual yönden bukkal tüberküle doğru oklüzal düzlemle 75° açı yapacak şekilde 100 N, toplamda 300 N kuvvet uygulamışlardır. Yapılan pek çok çalışmada, ortalama posterior ısırma kuvvetini taklit etme amacıyla implantların uzun aksıyla 30° eğimle bukkolingual yönde 100 N oblik yük uygulanmıştır (223, 230-232). Bizim çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini daha iyi taklit edebilmek amacıyla diğer çalışmalara benzer olarak birinci molar dişin distal triangular bölgesinde belirlenen 1.5 mm'lik alana 100 N'luk oblik kuvvet (x, y ve z düzlemde 45°) uygulanmıştır.

İmplant destekli sabit protezlerin alt yapılarında farklı çeşit materyaller kullanılmaktadır. İmplant destekli hibrit protezlerin alt yapısında metal veya titanyum, üst

yapısında akrilik veya seramik gibi materyaller kullanılır (106). Trefoil konseptinde prefabrik olarak üretilen tek parça titanyum bar üzerine akrilik protez uygulanmaktadır (13). Çalışmamızda her grupta akrilik protez uygulanmıştır. Trefoil konseptinde hazır titanyum bar üzerine akrilik protez uygulanmıştır. Trefoil, All-on-4 ve 5 implant destekli modellere uygulanan akrilik protezler aynı özelliktedir.

İmplant destekli protezlerde ideal üst yapı materyalinin hangisi olduğu konusunda yeterince çalışma bulunmamaktadır (233). Rijit olan metal destekli porselen gibi oklüzal materyaller implant ve çevresindeki kemiğe yük iletimini artırarak stres miktarını arttırabilir (230). Yapılan bir çalışmada implant destekli protezlerde üst yapı materyali olarak rijit materyal kullanımının implantlarda oluşan stres miktarını arttırdığı bulunmuştur (234). Ancak bazı çalışmalar bunun aksine sertliği düşük olan üst yapı materyallerinin implant ve çevre dokularda daha yüksek stres miktarına neden olduğunu savunmuştur (235, 236). Gomes ve ark. (233) ise tek üye implant destekli protezlerde üst yapı materyalinin, implantı çevreleyen kemik dokusunda gözlenen stres miktarında herhangi bir etkisi olmadığını savunmuştur.

İmplantlar ve implant destekli sabit protezlerle ilgili yapılan pek çok sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen stresler implant etrafında bukkal, lingual, mezial, distal olarak belirlenen dört noktadan değerlendirilmiştir (199, 237, 238). Çalışmamızda ise kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen stresler implantta çepeçevre değerlendirilmiş ve en yüksek sonuç değerlendirmeye alınmıştır.

İmplantların eğimli olarak yerleştirilmesi ile geniş antero-posterior mesafe sağlanır. Kantilever mesafesi kısalmır ve uygun oklüzal yük dağılımı sağlanır (239, 240). İmplantların açılı yerleştirilmesiyle marjinal kemik kaybına sebebiyet veren bükülme kuvvetlerinde artış gözlenebilir (199). Ancak çok üyeli implant destekli protezlerle implantlar birbirine bağlandığında protez materyalinin rijiditesi ve implant dağılımından ötürü bükülme kuvvetleri azalabilir (109, 110).

Alt çenede mental foramenler arasında kalan bölüm bükülme ve stres kuvvetlerine karşı daha stabildir. Çenenin açılması esnasında ve protruziv harekette oluşan gerilmeler mental foramenlerin distal kısmında meydana gelmektedir. Sabit restorasyonlarda distale

fazla gidilmesi halinde alt çene hareketlerinin implantların prognozunu olumsuz etkilediği söylenmiştir. Ancak birbirine bağlanmış tam ark restorasyonlarda implantlar mental foramenler arasına yerleştirildiğinde alt çenede daha az bükülme oluşmaktadır (241). Bu bilgiler ışığında bizde çalışmamızda tüm modellerde implantları mental foramenler arasına yerleştirdik.

Modellerin geometrisi ve sınır koşullarındaki farklılık nedeniyle sonlu elemanlar stres analiz sonuçları diğer çalışmalarla sayısal olarak karşılaştırılmaz. Fakat elde edilen sonuçlar diğer çalışmalarla streslerin dağılım yeri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilir (242).

Kemik gibi kırılğan materyaller için basma ve çekme stres değerleri önem arz eder. Kemiğin en üst çekme ve basma dayanıklılığına eşit ya da daha büyük çekme ve basma stresleri olduğu zaman kırık meydana gelebilmektedir (243). Kortikal kemiğin basma streslerine karşı en üst dayanıklılık değeri 170-190 MPa, çekme streslerine karşı en üst dayanıklılık değeri 100-130 MPa'dır. Bu değerler aşıldığında aşırı yükleme meydana gelir (244, 245). Spongioz kemik için bu değerler daha düşük olup literatürde hem basma hem çekme dayanımı 5 MPa olarak kabul edilmiştir (246, 247). Çalışmamızda kortikal kemikte en yüksek çekme ve basma stresler 42.59 MPa ve 63.16 MPa olarak bulunmuştur. Çalışmamızdaki modellerde kortikal kemiğin basma ve çekme kuvvetleri için üst dayanım sınırı aşılmamıştır. Bu nedenle kortikal kemikte herhangi bir deformasyon beklenmemektedir. Ancak All-on-4 modelinde çekme ve basma stresleri sırasıyla 6.59 ve 8,68 olarak bulunmuştur. Bu değerlerin spongioz kemiğin üst dayanım sınırı olan 5 MPa'ı aştığı gözlenmiştir. Bu nedenle All-on-4 modelinde spongioz kemikte deformasyon oluşabileceği düşünülmektedir.

Von Mises stres değerleri, yük transferi ve dağılım mekanizmalarını karakterize eden evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Bu değerler, mekanik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin yield (akma) noktasını aştığında kırık meydana gelebilir. Bu nedenle implantlarda meydana gelen von Mises stres değerlerinin yorumlanması önemlidir (243). Çalışmada en yüksek von Mises stres değeri All-on-4 modelde implant-abutment bağlantı bölgesinin mezio-bukkalinde 210.39 MPa olarak

bulunmuştur. Bütün modellerde titanyum implantlarda meydana gelen von Mises stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 1119 MPa'ı geçmediği için implantlarda bir başarısızlık görülmeceği düşünülmüştür (248).

İmplant üst yapı komponentlerinde meydana gelen von Mises stres değerleri incelendiğinde abutmentlerde meydana gelen en yüksek stres All-on-4 modelde posterior implantın implant-abutment bağlantı bölgesinin mezio-bukkalinde ve lingualinde yoğunlaştığı görülmüş ve 260.60 MPa olarak bulunmuştur.

Abutment vidalarındaki von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer Trefoil modelde 138.83 MPa olarak bulunmuştur. Trefoil modelindeki vidalar hem abutment vidası hem de oklüzal vida görevi gördüğü için boyları All-on-4 ve 5 implant destekli modeldeki vidalara kıyasla daha uzundur. Ayrıca gelen kuvvetleri tek başına karşıladığı için Trefoil modelindeki vidalarda daha yüksek stres değerleri bulunmuştur.

Protezlerde oluşan von Mises stresler incelendiğinde, All-on-4 ve 5 implant destekli modelde birbirine yakın değerler görülmüştür. En yüksek değerler ise trefoil modelde çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgedeki oklüzal yüzeyde ve 77.01 MPa olarak görülmüştür. Trefoil modeldeki stres değerlerinin daha fazla çıkmasının nedeni ise diğer modellere nazaran uzun kantilever mesafesi olduğu düşünülebilir.

Yapılan pek çok çalışmada implantların açılı yerleştirilmesinin başarılı klinik sonuçları olduğu görülmüştür (249-251). Yapılan çalışmalarda açılı yerleştirilen implantın osseointegrasyon sürecine olumsuz bir etkisi olmadığı gösterilmiştir. Her iki çeneye eğimli ve dik yerleştirilen implantların marjinal kemik kaybı miktarında farklılık gözlenmemiştir (207, 252).

Begg ve ark. (253) All-on-4 tekniğinde 0°, 15°, 30° ve 45° distale açılı implantların çevresindeki stres dağılımlarının foto elastik yöntemle değerlendirmiştir. 0°, 15° ve 30° eğimle yerleştirilen implantların stres dağılımlarında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. 45° eğimle yerleştirilen implant modelindeki stres değerlerinde belirgin bir artış görülmüştür. Distal implantların daha az açıyla yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir.

Naini ve ark.'nın (229) All-on-4 konseptinde yaptıkları stres/gerinim analiz çalışmalarında posteriora doğru eğimli yerleştirilen implantları çevreleyen kemikteki stres değerlerinde yaklaşık % 9 artış olduğu gözlenmiştir.

Zampelis ve ark. (254) iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada, distale açılı implantları sabit bir restorasyonla birbirine bağlayarak stres dağılımlarını değerlendirmiştir. 45° distale eğimli yerleştirilen implantlar sabit bir restorasyonla bağlanıp, vertikal olarak yerleştirilen implantlarla karşılaştırıldığında kemikte stres artışına yol açmadığı gözlenmiştir. Ayrıca implantların açılı yerleştirilmesinin uzun kantilever mesafesine göre biyomekanik açıdan daha avantajlı olduğu ifade edilmiştir.

Yapılan bir çalışma All-on-4 tekniğine göre yerleştirilmiş iki distal implant eğiminin stres dağılımına etkisini foto elastik yöntemle incelemiştir. Diğer çalışma sonuçlarına paralel şekilde 30° eğimle yerleştirilen implant kullanımının posterior implantın distal krestal kemiğinde oluşan maksimum stresleri aksiyal yerleştirilen implantlara göre yaklaşık %17 azalttığı görülmüştür (255).

Bevilacqua ve ark.'nın (256) yaptığı çalışmada, açılı yerleştirilen distal implant kullanımının daha orantılı yük dağılımı sağladığı görülmüştür. Sabit protezlerde distale 30° eğimli yerleştirilen implantlar ve uzun kantilever mesafesi olan vertikal yerleştirilen implantlarla karşılaştırılmıştır. Eğimli yerleştirilen implantların kortikal kemikte %52, trabeküler kemikte %47,6 stres miktarını azalttığı görülmüştür.

Takahashi ve ark. (257), All-on-4 tekniğine uygun yerleştirilen 45° eğimli implant kullanımının implant çevresindeki kortikal kemikte stresleri arttırdığını ifade etmiştir. Ancak kısa kantilever ile kullanılan eğimli implantların stresleri azalttığı görülmüştür. Yapılan başka bir çalışmada, implant eğiminin artmasının distal implant çevresinde önemli bir stres artışı yapmadığı görülmüştür. Kantilever mesafesini azaltmak amacıyla açılı implant kullanımının distal yük değerlerini azalttığı belirtilmiştir (258).

Kim ve ark. (255) mandibulanın foto elastik modeli üzerinde All-on-4 sisteminde posterior implantların dik ve 30° açılı yerleştirilmesinin biyomekanik etkilerini araştırmıştır. Streslerin her iki durumda posterior implantın distalinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Distal implantın 30° eğimli yerleştirilmesinin stresi arttırmadığı gözlenmiş, dik yerleştirilen implantlarla benzer stresler bulunmuştur.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle yapılan bir çalışmada, eğimli yerleştirilen implantların yükleme yapılan bölgedeki streslerin azalmasında önemli etkisi olduğu bildirilmiştir (259). Yapılan diğer çalışmalarda ise 30°-45° açıyla distale eğimli yerleştirilen

implantların kortikal kemik bölgesinde geniş stres dağılımı oluşturduğu gözlenmiş olup kaldıraç kolunun kısılmasıyla streslerin azaldığı bildirilmiştir (253, 255, 256, 260).

Bu çalışmada All-on-4 modelinde posterior implantlar distale 30° eğimle yerleştirilmiştir. Tüm modellerde çekme ve basma streslerinin posterior implantların servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Kantilever uzunluğunun kısılmasıyla protezlerdeki von Mises stres değerlerinin azaldığı gözlemlendi. Bu sonuç yukarıda bahsedilen çalışmalarla benzerlik gösterir.

Doğan ve ark. (199) farklı All-on-4 tasarımlarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemiştir. Çalışma sonucunda tüm tasarımlarda en yüksek stres değerlerini distal implantların kortikal kemik çevresinde bulmuştur. Bizim çalışmamızda da kortikal ve spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek çekme ve basma stres değerleri All-on-4 modelinde gözlenmiştir. En yüksek stres kortikal kemikte distal implantın çevresinde basma stresi olarak 63.16 MPa bulunmuştur. Bunun nedeni olarak ise posterior implantların açılı yerleştirilmesi sırasında frezeleme işlemi nedeniyle distal bölgede meydana gelen kortikal kemik kaybı olabileceği düşünülmektedir.

Fazi ve ark. (260) sonlu elemanlar stres analiziyle yaptıkları çalışmada implant destekli sabit protez için altı farklı model oluşturulmuştur. İnterforaminal bölgeye yerleştirdikleri implantlar modellerde üç ile beş arasında değişim göstermiştir. Üç ve beş implant içeren modellerdeki implantlar paralel olup, dört implant içeren modellerde paralel, 17° ve 30° açılı olarak yerleştirilmiştir. Sağ kantileverin uç noktasına dikey düzlemle 25° açıyla 200 N yük uygulanmıştır. Üç paralel implant içeren modelde implant ve kemikteki stres değerleri, dört ve beş paralel implant içeren modellere göre daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca distale 30° eğimle yerleştirilen All-on-4 implant modelinde kemik, altyapı ve implantlardaki streslerde olumlu bir azalma gözlenmiştir. Bizim yaptığımız çalışmada ise kemik ve implantlarda meydana gelen stresler All-on-4 modelde daha yüksek bulunmuştur. İmplant vidaları ve protezde meydana gelen en yüksek stresler ise trefoil modelde gözlenmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasının deneysel koşulları ve limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuç ve öneriler elde edilmiştir:

1. Tüm modellerde spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerleri incelendiğinde; 5 implant destekli tedavi protokolündeki stresler Trefoil tedavi protokolündeki streslere göre nispeten daha az bulunmuştur. Ancak All-on-4 tedavi protokolündeki streslerin ise Trefoil tedavi protokolündeki streslerin iki katından fazla olduğu görülmüştür. All-on-4 modelde görülen streslerin spongiöz kemiğin kırılma dayanımının üzerinde olması nedeni ile, spongiöz kemikte deformasyon gözlenebilir.

2. Tüm modellerde kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerleri incelendiğinde; 5 implant destekli tedavi protokolündeki stresler Trefoil tedavi protokolündeki streslerin neredeyse yarısından az olduğu bulunmuştur. Ancak All-on-4 tedavi protokolündeki streslerin ise Trefoil tedavi protokolündeki streslerden belirgin bir şekilde fazla olduğu görülmüştür. İmplant sayısının artmasıyla streslerin azalması beklenen bir durumdur. All-on-4 tedavi protokolünde çıkan yüksek streslerin nedeni posterior implantların açılı yerleştirilmesiyle immedat yüklemde distal bölgede kortikal kemik desteği alınamamasından oluştuğu düşünülmektedir. Bu yüzden All-on-4 tedavi protokolünde posterior implantların açılı yerleştirilmesi için yapılan frezeleme işlemi atravmatik bir şekilde yapılmalı ve böylelikle kortikal kemik kaybı minimuma indirilmelidir.

3. Tüm modellerde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde; Trefoil tedavi protokolündeki stresler 5 implant destekli tedavi protokolündeki streslerden nispeten daha az bulunmuştur. Trefoil tedavi protokolünde implant sayısı daha az olmasına rağmen stresin az görülmesinin nedeni olarak hazır Trefoil barın kullanılmasının stresleri önemli derecede karşıladığı düşünülmektedir. Ancak All-on-4 tedavi protokolündeki streslerin ise 5 implant destekli tedavi protokolündeki streslerinden belirgin bir şekilde fazla olduğu görülmüştür. All-on-4 tedavi sisteminde stres değerlerinin yüksek olması posteriordaki implantların açılı yerleştirilmesi nedeniyle kortikal kemik desteğinin distalde kaybedilmesi olduğu düşünülmektedir.

4. Tüm modellerde implant üstü komponentlerdeki stres değerleri incelendiğinde Trefoil tedavi protokolündeki stresler (Trefoil barda, abutment ve abutment parçalarından daha fazla stres olduğu) 5 implant destekli tedavi protokolündeki streslerin neredeyse yarısı kadar olduğu bulunmuştur. Ancak All-on-4 tedavi protokolündeki streslerin ise 5 implant destekli tedavi protokolündeki streslerden belirgin bir şekilde fazla olduğu görülmüştür. Tüm modellerde implant üstü komponentlerdeki streslerin implantlarda görülen streslerle paralellik göstermesi beklenen bir sonuçtur.

5. Tüm modellerdeki abutment ve oklüzal vidalarındaki stres değerleri incelendiğinde All-on-4 tedavi protokolündeki stresler 5 implant destekli tedavi protokolündeki streslerden nispeten daha az bulunmuştur. Ancak Trefoil tedavi protokolündeki streslerin ise 5 implant destekli tedavi protokolündeki streslerden belirgin bir şekilde fazla olduğu görülmüştür. Bunun nedeni Trefoil modelde abutment vidasının hem oklüzal vida hem de abutment vidası görevi görmesi olarak düşünülmektedir.

6. Tüm modellerdeki protezlerde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde 5 implant tedavi protokolündeki streslerin All-on-4 tedavi protokolündeki streslerden eser miktarda daha az bulunmuştur. Ancak Trefoil tedavi protokolündeki streslerin ise All-on-4 tedavi protokolündeki streslerden nispeten daha fazla olduğu görülmüştür. Tüm modellerdeki protezlerde meydana gelen stres değerleri protez kırılma dayanımının oldukça altındadır. Ayrıca tüm modellerdeki streslerin dar ve sığ bir alanda yoğunlaştığı görülmüştür. Bu nedenle protez komplikasyonlarının oluşmaması amacıyla oklüzal vida deliklerinin oklüzal temas noktalarından uzakta konumlandırılması tavsiye edilmektedir.

Tüm bu sonuçların ışığında; All-on-4 tedavi protokolünde kemik, implant ve abutment komplikasyon görülme riski, Trefoil tedavi protokolünde ise protez ve abutment vida komplikasyon görülme riski daha fazladır. Bu nedenle immediate protez yapılacak tedavilerde posterior açılı implant yerleşimi esnasında kortikal kemik desteğinin kaybedilmediği implant tasarımlarından biri olan Quattrocone (Medentika. Implants GmbH, Germany) açılı implantların kullanılmasının daha uygun olabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Cunha-Cruz J, Hujoel PP, Nadanovsky P. Secular trends in socio-economic disparities in edentulism: USA, 1972-2001. *J Dent Res.* 2007;86(2):131-6.
2. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent.* 2013;2013:498305.
3. Allen PF, McMillan AS. A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. *J Can Dent Assoc.* 2003;69(10):662.
4. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.* 1972;27(2):120-32.
5. Divaris K, Ntounis A, Marinis A, Polyzois G, Polychronopoulou A. Loss of natural dentition: multi-level effects among a geriatric population. *Gerodontology.* 2012;29(2):e192-9.
6. Tallgren A, Lang BR, Miller RL. Longitudinal study of soft-tissue profile changes in patients receiving immediate complete dentures. *Int J Prosthodont.* 1991;4(1):9-16.
7. Chee W, Jivraj S. Treatment planning of the edentulous mandible. *Br Dent J.* 2006;201(6):337-47.
8. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(5):847-57.
9. Priest G, Smith J, Wilson MG. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2014;111(6):466-75.
10. 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 Suppl 1:2-9.

11. Maló P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Brånemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:37-46.
12. 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 Suppl 1:S88-94.
13. Higuchi K, Liddelow G. An Innovative Implant-Supported Treatment for the Edentulous Mandible: Case Report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(2):e13-e6.
14. Morgano SM, VanBlarcom CW, Ferro KJ, Bartlett DW. The history of The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):311-2.
15. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler: Quintessence; 2010.
16. Turkyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology.* 2010;27(1):3-10.
17. Mau J, Behneke A, Behneke N, Fritzeimer CU, Gomez-Roman G, d'Hoedt B, et al. Randomized multicenter comparison of 2 IMZ and 4 TPS screw implants supporting bar-retained overdentures in 425 edentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(6):835-47.
18. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):601-2.
19. Redford M, Drury TF, Kingman A, Brown LJ. Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18-74 years of age: United States, 1988-1991. *J Dent Res.* 1996;75 Spec No:714-25.
20. Anastassiadou V, Robin Heath M. The effect of denture quality attributes on satisfaction and eating difficulties. *Gerodontology.* 2006;23(1):23-32.

21. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(11):1455-8.
22. Allen PF, McMillan AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):173-9.
23. Smith JM, Sheiham A. How dental conditions handicap the elderly. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1979;7(6):305-10.
24. Hogenius S, Berggren U, Blomberg S, Jemt T, Ohman SC. Demographical, odontological, and psychological variables in individuals referred for osseointegrated dental implants. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1992;20(4):224-8.
25. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology.* 2002;19(1):3-4.
26. Berkey DB, Berg RG, Ettinger RL, Mersel A, Mann J. The old-old dental patient: the challenge of clinical decision-making. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(3):321-32.
27. Aktaş G, Canay Ş. İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontologica Turcica.* 2015;32(3):158-64.
28. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. *Int J Prosthodont.* 2002;15(4):413-4.
29. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J.* 2009;207(4):185-6.
30. Thomason JM, Kelly SA, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent.* 2012;40(1):22-34.

31. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. 2nd ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; 2014. 1,43,210-23, 33, 91-92 p.
32. Özdoğan A, İncesu A. İmplant destekli hibrit protezler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;26:366-9.
33. Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010;15(2):e375-8.
34. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. Missouri: Mosby Elsevier 2008. 99-100 p.
35. Thalji G, Bryington M, De Kok IJ, Cooper LF. Prosthodontic management of implant therapy. Dent Clin North Am. 2014;58(1):207-25.
36. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent. 1997;77(1):28-35.
37. Hamed MT, Abdullah Mously H, Khalid Alamoudi S, Hossam Hashem AB, Hussein Naguib G. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. Clin Cosmet Investig Dent. 2020;12:9-16.
38. Jain AR, Nallaswamy D, Ariga P, Philip JM. Full mouth rehabilitation of a patient with mandibular implant screw retained Fp-3 prosthesis opposing maxillary acrylic removable over-denture. Contemp Clin Dent. 2013;4(2):231-5.
39. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:108-25.
40. Vere J, Bhakta S, Patel R. Implant-retained overdentures: a review. Dent Update. 2012;39(5):370-2, 4-5.
41. Karakoca S, Boynuegri D, Yalim M. Dissiz Alt Çenede İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulamaları/İmplant-Retained Mandibular Overdentures: Case Report. Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi 2010;16(3):274.

42. Shafie H. Clinical and laboratory manual of implant overdentures. Victoria: Blackwell; 2007. 3-5, 31-2,69-73 p.
43. Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu Ç. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2010;31(1):9-18.
44. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. J Prosthet Dent. 1999;82(2):188-96.
45. Blomberg S, Lindquist LW. Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone-anchored bridges. Acta Psychiatr Scand. 1983;68(4):251-62.
46. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res. 1995;6(4):227-31.
47. Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98(6):470-7.
48. Chiapasco M, Gatti C. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(1):29-38.
49. De Kok IJ, Chang KH, Lu TS, Cooper LF. Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained overdentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(2):415-26.
50. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. J Prosthet Dent. 1993;69(4):386-90.
51. Liddelow G, Henry P. The immediately loaded single implant-retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. Int J Prosthodont. 2010;23(1):13-21.
52. Aktaş G, GÜNCÜ M, Canay Ş. İki implant üstü locator tutuculu tam protez kullanan hastalar: Bir yıllık klinik takip. Cumhuriyet Dental Journal. 2015;18(4):351-8.

53. MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):28-37.
54. Boven GC, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJ. 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(3):220-33.
55. Kimoto K, Garrett NR. Effect of mandibular ridge height on masticatory performance with mandibular conventional and implant-assisted overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):523-30.
56. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent.* 2006;15(1):24-34.
57. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont.* 2009;22(5):429-40.
58. Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont.* 2000;13(2):125-30.
59. Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent.* 1997;78(2):159-65.
60. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: Peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(3):170-7.
61. Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent.* 1971;26(3):280-95.
62. Misch CE. *Dental implant prosthetics-E-book*: Elsevier Health Sciences; 2004.
63. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*: John Wiley & Sons; 2013.

64. Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament. I: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(1):59-65.
65. Payne AG, Solomons YF, Tawse-Smith A, Lownie JF. Inter-abutment and peri-abutment mucosal enlargement with mandibular implant overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):179-87.
66. Misch C. Partial and complete edentulous maxilla implant treatment plans: Fixed and overdenture prostheses. *Dental Implant Prosthetics* St Louis: Mosby. 2005:281-94.
67. ULUDAĞ B, POLAT S. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. 2010.
68. Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):482-6.
69. Warreth A, Alkadhimi AF, Sultan A, Byrne C, Woods E. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants-- Part I. *J Ir Dent Assoc.* 2015;61(2):93-7.
70. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(3):352-7.
71. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):560-9.
72. Romanos GE, May S, May D. Treatment concept of the edentulous mandible with prefabricated telescopic abutments and immediate functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(3):593-7.
73. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *JOURNAL OF THE CANADIAN DENTAL ASSOCIATION.* 2007;73(8):691-4.
74. Daou EE. Biomaterial aspects: A key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015;5(4):255-62.

75. Preiskel HWJĪAM, Shiau YY, editörler. New Magnetic Applications in Clinical Dentistry. Quintessence Pub Co Inc, Chicago. Magnetic Applications in Clinical Dentistry. 2004:22-7.
76. Mizutani H, Rutkunas VJNMAiC-cDseCQPCI. Preparations of abutments for magnetically retained overdentures. 2004:70-4.
77. Watanabe I, Tanaka Y, Ohkubo C, Miller AW. Application of cast magnetic attachments to sectional complete dentures for a patient with microstomia: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):573-7.
78. Angelini E, Pezzoli M, Zucchi F. Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry. *J Prosthet Dent.* 1991;65(6):848-53.
79. Riley MA, Williams AJ, Speight JD, Walmsley AD, Harris IR. Investigations into the failure of dental magnets. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):249-54.
80. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):401-10.
81. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):128-34.
82. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont.* 2004;13(4):221-6.
83. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2):99-105.
84. Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD.* 2001;13(2):151-6; quiz 8.
85. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent.* 1996;76(6):624-32.

86. Shafie H. Principles of attachment selection. Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures Ames, Iowa: Blackwell. 2007.
87. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil. 1999;26(3):195-202.
88. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. J Prosthet Dent. 2001;86(5):468-73.
89. Misch C, Judy K. Mandibular implant overdentures design and fabrication. Dental Implant Prosthetics St Louis: Mosby. 2005:228-51.
90. Chu FC, Deng FL, Siu AS, Chow TW. Implant-tissue supported, magnet-retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: a clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91(3):219-22.
91. Raghoobar GM, Meijer HJ, Slot W, Slater JJ, Vissink A. A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants? Eur J Oral Implantol. 2014;7 Suppl 2:S191-201.
92. Bryant SR, Walton JN, MacEntee MI. A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures. J Dent Res. 2015;94(1):36-43.
93. Al-Harbi FA. Mandibular Implant-supported Overdentures: Prosthetic Overview. Saudi J Med Med Sci. 2018;6(1):2-7.
94. ÖZDOĞAN A, İNCESU A. İmplant destekli hibrit protezler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;26(2).
95. Sipahi C, Aydınтуğ YS. Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu: olgu sunumu. Gülhane Tıp Derg. 2011;53:56-9.
96. Kola MZ, Shah AH, Khalil HS, Rabah AM, Harby NM, Sabra SA, et al. Surgical templates for dental implant positioning; current knowledge and clinical perspectives. Niger J Surg. 2015;21(1):1-5.

97. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.
98. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(5):639-45.
99. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):417-24.
100. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):836-55.
101. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J.* 2014;8:85-94.
102. Bergman G, RL EJAD, Chicago NU. RL, Laboratory technique for the brånemark osseointegrated implant system. 1987.
103. Spiekermann H. *Implantology.* 1st ed. Thieme,1995.
104. Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):725-34.
105. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):28-33.
106. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *J Prosthodont.* 2011;20(7):570-6.
107. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(10):Ze16-9.

108. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4):255-63.
109. 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(5):646-54.
110. Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):1011-8.
111. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR, 3rd. The all on 4 shelf: mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(1):175-81.
112. Maló P, Rangert B, Dvårsäter L. Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(3):138-46.
113. Chan MH, Holmes C. Contemporary "All-on-4" concept. *Dent Clin North Am.* 2015;59(2):421-70.
114. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The "All-on-four" immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res.* 2014;2:78-81.
115. Anandh B, Lokesh B, Ebenezer V, Jimson S, Parthiban J. All on four—the basics. *Biomedical and Pharmacology Journal.* 2015;8(October Spl Edition):609-12.
116. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2007;97(6):S26-S34.
117. Ho C. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australian Dent J.* 2012;23:138-48.

118. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2014;8(10):ZE16.
119. Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical oral implants research*. 2010;21(5):459-65.
120. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *International journal of dentistry*. 2013;2013.
121. Jahangiri L, Choi M, Moghadam M, Jawad S. Interventions for missing teeth: Removable prostheses for the edentulous mandible. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2015(2).
122. Emami E, Michaud PL, Sallaleh I, Feine JS. Implant-assisted complete prostheses. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):119-31.
123. Bansal S, Aras MA, Chitre V. Guidelines for treatment planning of mandibular implant overdenture. *Journal of Dental Implants*. 2014;4(1):86.
124. Vogel R, Smith-Palmer J, Valentine W. Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(2):343-56.
125. Vogel R, Smith-Palmer J, Valentine W. Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(2).
126. Beikler T, Flemmig TF. EAO consensus conference: economic evaluation of implant-supported prostheses. *Clinical oral implants research*. 2015;26:57-63.
127. Emami E, Michaud PL, Sallaleh I, Feine JS. Implant-assisted complete prostheses. *Periodontology 2000*. 2014;66(1):119-31.

128. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
129. Rocuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJ. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:229-37.
130. Brånemark PI, Engstrand P, Ohnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(1):2-16.
131. Engstrand P, Gröndahl K, Ohnell LO, Nilsson P, Nannmark U, Brånemark PI. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(1):3-10.
132. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. All-on-three delayed implant loading concept for the completely edentulous maxilla and mandible: a retrospective 5-year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):1584-92.
133. Ostman PO. Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept. *Periodontol 2000.* 2008;47:90-112.
134. Esposito M, Grusovin MG, Achille H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009(1):Cd003878.
135. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(3):608-21.
136. van Steenberghe D, Molly L, Jacobs R, Vandekerckhove B, Quirynen M, Naert I. The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(3):360-5.

137. Aouini W, Lambert F, Vrielinck L, Vandenberghe B. Patient Eligibility for Standardized Treatment of the Edentulous Mandible: A Retrospective CBCT-Based Assessment of Mandibular Morphology. *J Clin Med.* 2019;8(5).
138. Karl M, Carretta R, Higuchi KW. Passivity of Fit of a Novel Prefabricated Implant-Supported Mandibular Full-Arch Reconstruction: A Comparative In Vitro Study. *Int J Prosthodont.* 2018;31(5):440–2.
139. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007(2):Cd003878.
140. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
141. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update.* 1993;4(10):77-81.
142. Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1995;15(4):344-61.
143. Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:103-8.
144. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(1):1-9.
145. Grütter L, Belser UC. Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:169-79.
146. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. *J Periodontol.* 2001;72(4):506-11.

147. Ergün G, Eğilmez F. İmplantların İmmediyat ve Erken Yükleme Protokollerinin Değerlendirilmesi. ADO Klinik Bilimler Dergisi.1(2):68-79.
148. den Hartog L, Slater JJ, Vissink A, Meijer HJ, Raghoobar GM. Treatment outcome of immediate, early and conventional single-tooth implants in the aesthetic zone: a systematic review to survival, bone level, soft-tissue, aesthetics and patient satisfaction. J Clin Periodontol. 2008;35(12):1073-86.
149. Cochran DL. The evidence for immediate loading of implants. J Evid Based Dent Pract. 2006;6(2):155-63.
150. Wismejer D, Casentini P, Gallucci G, Chiapasco M. ITI Treatment Guide, Loading protocols in implant dentistry edentulous patients: Quintessence Publishing; 2010. 125-87 p.
151. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. J Prosthet Dent. 2005;94(3):242-58.
152. Wismejer D, Casentini P, Gallucci G, Chiapasco M. ITI Treatment Guide Vol 4 Loading Protocols in Implant Dentistry Edentulous Patients. Berlin.2010.
153. Bilhan H, Sönmez E, Mumcu E, Bilgin T. Immediate loading: three cases with up to 38 months of clinical follow-up. J Oral Implantol. 2009;35(2):75-81.
154. Bahat O, Sullivan RM. Parameters for successful implant integration revisited part I: immediate loading considered in light of the original prerequisites for osseointegration. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12 Suppl 1:e2-12.
155. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. Clinical oral implants research. 2004;15(5):520-8.
156. Cavallaro J, Jr., Greenstein B, Greenstein G. Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density. J Am Dent Assoc. 2009;140(11):1366-72.

157. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:124-35.
158. Evlioğlu G, Özfidan E. İmmediat yükleme. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry.*40(1-2):41-6.
159. Sugeran PB, Barber MT. Patient selection for endosseous dental implants: oral and systemic considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(2):191-201.
160. van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S111-20.
161. Jabero M, Sarment DP. Advanced surgical guidance technology: a review. *Implant Dent.* 2006;15(2):135-42.
162. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):35-7.
163. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):26-33.
164. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(7):889-902.
165. van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):202-9.
166. Strub JR, Jurdzik BA, Tuna T. Prognosis of immediately loaded implants and their restorations: a systematic literature review. *J Oral Rehabil.* 2012;39(9):704-17.
167. Sennett R. Immediate loading in implant dentistry: surgical, prosthetic, occlusal and laboratory aspects. *British Dental Journal.* 2005;199(3):180-1.

168. Avallone E, Baumeister T, Sadegh A. Marks' standard handbook for mechanical engineers. 11 ed. New York: McGraw-Hill;2006.
169. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method--an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(3):281-5.
170. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
171. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-71.
172. Donald AR, Fulay PP, Wright WJ. The science and engineering of materials. 6 ed: CL Engineering; 2010.
173. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993;26(2):111-9.
174. Caputa AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1987.
175. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil.* 1988;15(6):615-24.
176. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhek Derg.* 2010;11:18-23.
177. Shigley J, Mischke C, Budynas R. Mechanical engineering design (International Edition): McGraw Hill Higher Education; 2003.
178. I.M. Cisimlerin Mukavemeti. 6 ed. İstanbul: İTÜ Vakfı; 1988.
179. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Finite Element Method. Med Eng Phys.* 2000;22(5):359-70.
180. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(2):174-9.

181. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials (13)2012. 34-5 p.
182. Ulusoy M, Aydın A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 23 ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2003. 487-509 p.
183. Beer FP, Johnston ER. Mechanics of Materials. 2 ed. London: McGraw Hill Book Co; 1992.
184. Bathe KJ. Finite element procedures: Klaus-Jurgen Bathe; 2007.
185. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian J Dent Res. 2010;21(3):425-32.
186. Çankaya MÖ. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2005.
187. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res. 1968;47(3):427-32.
188. Moratal D. Finite Element Analysis: From Biomedical Applications to Industrial Developments: BoD-Books on Demand; 2012.
189. Küçükkurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(4):701-10.
190. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. J Prosthet Dent. 2004;92(5):434-40.
191. Jianping G, Weiqi Y, Wei X. Application of the finite element method in implant dentistry: Springer; 2008.
192. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9(4):257-70.
193. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol. 2000;26(2):77-81.

194. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-57.
195. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1987;4(2):25-31.
196. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-21.
197. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68(1):96-102.
198. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008;30(2):218-25.
199. 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(4):501-10.
200. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302.
201. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio E, Jr., Vaz LG, Vander Sloten J, et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1279-87.
202. Ledermann P. [Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws]. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1979;34(12):907-11.

203. Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):99-107.
204. Gualini F, Gualini G, Cominelli R, Lekholm U. Outcome of Brånemark Novum implant treatment in edentulous mandibles: a retrospective 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):330-7.
205. Henry PJ, van Steenberghe D, Blombäck U, Polizzi G, Rosenberg R, Urgell JP, et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Brånemark Novum protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 (3): 137-42.
206. Menini M, Bagnasco F, Pera P, Tealdo T, Pesce P. Brånemark Novum Immediate Loading Rehabilitation of Edentulous Mandibles: Case Series with a 16-Year Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019;39(5):729-35.
207. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(3):310-20.
208. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol.* 2011;37 (4):431-45.
209. Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27 (3):628-33.
210. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(5):459-65.

211. Higuchi K, Rosenberg R, Davó R, Albanese M, Liddelow G. A Prospective Single-Cohort Multicenter Study of an Innovative Prefabricated Three-Implant-Supported Full-Arch Prosthesis for Treatment of Edentulous Mandible: 1-year Report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(1):150-9.
212. Karl M, Taylor TD. Bone Adaptation Induced by Non-Passively Fitting Implant Superstructures: A Randomized Clinical Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(2):369-75.
213. Borgonovo AE, Galbiati SLM, Re D. Trefoil System for the Treatment of Mandibular Edentulism: A Case Report with 30 Months Follow-Up. *Case Rep Dent*. 2020;2020:8845649.
214. Assunção WG, Barão VAR, Gomes ÉA, Delben JA, Ribeiro RF. FEA in Dentistry: A Useful Tool to Investigate the Biomechanical Behavior of Implant Supported Prosthesis. *Finite Element Analysis: From Biomedical Applications to Industrial Developments*, 2012. 57 p.
215. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217-28.
216. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 2002;29(4):350-6.
217. Çağlar A, Aydın C, Ozen 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(1):36-44.
218. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;73(1):140-7.

219. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J, Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):239-46.
220. Hsu M-L, Chang C-L. Application of finite element analysis in dentistry. Finite element analysis. *Sciyo*,2010. 43-60 p.
221. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.
222. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.
223. Faverani LP, Barão VA, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Garcia Júnior IR, et al. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;37:164-70.
224. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(4):184-9.
225. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*. 2009;31(7):806-15.
226. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):e27-38.
227. 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(2):80-8.
228. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res*. 2011;90(10):1211-5.

229. 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(4):776-81.
230. Assunção WG, Barão VAR, Gomes ÉA, Delben JA, Ribeiro RF. FEA in Dentistry: A Useful Tool to Investigate the Biomechanical Behavior of Implant Supported Prosthesis. *Finite Element Analysis: From Biomedical Applications to Industrial Developments*. 2012:57.
231. Barão VA, Delben JA, 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(7):1312-20.
232. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;35:92-9.
233. Gomes É A, Barão VA, Rocha EP, de Almeida É O, Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1202-9.
234. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont*. 1991;4(3):282-91.
235. Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont*. 2001;14(5):406-11.
236. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10(1):19-27.

237. Ataol M, Kilinc A, Saruhan N, Gundogdu M. Finite Element Analysis of Two Different Implant Applicable for Vertical Bone Deficiency at Maxillary Sinus. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*. 2019;9(3):315-21.
238. KILINÇ A, Ataol M, Saruhan N, Gündoğdu M. Maksilla Posterior Bölgede Vertikal Kemik Miktarının Yetersizliği Durumunda Uygulanan Kısa İmplantların Üzerindeki ve Etrafındaki Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*. 2018;25(4):349-55.
239. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5(3):277-85.
240. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.
241. Misch CE. *Dental İmplant Protezler*,(Çeviren: Kutay Ö.). 1.Basım ed. İstanbul: Nobel Matbaacılık; 2009. 32,253-4 p.
242. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(3):369-76.
243. 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(5):722-30.
244. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013;109(1):9-21.
245. Natali A. *Dental biomechanics*.Materials in Dental Implantology: CRC Press; 2003. 5,72 p.

246. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422-31.
247. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory.* 2008;16(8):971-87.
248. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's restorative dental materials.* 13 ed: Elsevier Mosby; 2011.
249. 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(4):612-21.
250. Mozzati M, Arata V, Gallesio G, Mussano F, Carossa S. Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: a retrospective analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(3):332-40.
251. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(3):434-41.
252. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e139-50.
253. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):663-71.
254. 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(6 Suppl):S35-43.

255. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):976-84.
256. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):539-42.
257. 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(4):179-84.
258. Cidade CP, Pimentel MJ, Amaral RC, Nóbilo MA, Barbosa JR. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Braz Oral Res.* 2014;28.
259. Silva-Neto JP, Pimentel MJ, Neves FD, Consani RL, Santos MB. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res.* 2014;28:67-73.
260. 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(4):752-9.

EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge

9 Mart 2019 tarih ve 30709 sayılı T.C. Resmi Gazete’ de yayımlanan ‘ Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamalarının Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik’in 1. Bölüm, 2. Madde, 1. Fıkrası (Bu yönetmelik insanlar üzerinde yapılacak olan 27/10/2014 tarihli ve 29158 sayılı Resmi Gazete ’de yayımlanan Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamaları Yönetmeliğinde yer alan geleneksel ve tamamlayıcı tıp uygulamalarının klinik araştırmalarını, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek ve tüzel kişileri kapsar.) gereğince, bu çalışmanın bir klinik araştırma değil, sadece bilgisayar ortamında yapılan bir çalışma olması nedeniyle etik kurul kararı alınmamıştır.

EK-2. Özgeçmiş

