

**ALT ÇENE TAM DİŞSİZLİK VAKALARINDA 2, 3 VE
4 İMPLANTLA DESTEKLENEN FARKLI.....**

Mesut TUZLALI
İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Ortak Doktora Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. E. Başak GÜL
Ortak Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI

Doktora Tezi – 2015

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ALT ÇENE TAM DİŞSİZLİK VAKALARINDA 2, 3 VE 4 İMPLANTLA
DESTEKLENEN FARKLI PROTEZ TASARIMLARININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Mesut TUZLALI

İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Ortak Doktora Tezi

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. E. Başak GÜL

Ortak Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI

MALATYA

2015

“Gözlerimizi kapayıp tek başımıza yaşadığımızı düşünemeyiz. Memleketimizi bir çember içine alıp dünya ile alakasız yaşayamayız. Aksine yükselmiş, ilerlemiş medeni bir millet olarak medeniyet düzeyinin üzerinde yaşayacağız. Bu hayat ancak ilim ve fen ile olur. İlim ve fen nerede ise oradan alacağız ve her millet ferdinin kafasına koyacağız. İlim ve fen için kayıt ve şart yoktur.”

Gazi Mustafa Kemal ATATÜRK (1992; S.D.I)

Bilimsel araştırmalar yaparak insanlığa hizmet etmiş değerli bilim insanlarına ithaf olunur.

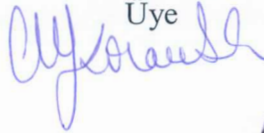
KABUL VE ONAY SAYFASI

İnönü Üniversitesi ile Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüleri Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan; **Mesut TUZLALI'nın "Alt Çene Tam Dişsizlik Vakalarında 2, 3 ve 4 İmplantla Desteklenen Farklı Protez Tasarımlarının Sonlu Elamanlar Stres Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi "** konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

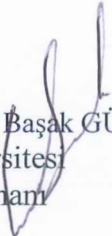
Tez Savunma Tarihi 09/10/2015


Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR
Başkent Üniversitesi
Jüri Başkanı

Yrd. Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI
Gazi Üniversitesi
Ortak Tez Danışmanı
Üye



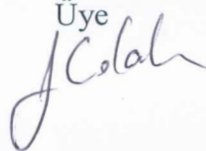
Yrd. Doç. Dr. Esmâ Başak GÜL
İnönü Üniversitesi
Tez Danışmanı
Üye



Yrd. Doç. Dr. Ümit YOLCU
İnönü Üniversitesi
Üye



Yrd. Doç. Dr. Sedef TOPÇUOĞLU
Zirve Üniversitesi
Üye



ONAY

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun .../.../2015 tarih ve 2015/..... sayılı Kararıyla da uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ
Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental İmplantın Tanımlandırılması ve Sınıflandırılması.....	5
2.2. İmplant Endikasyon ve Kontraendikasyonları.....	6
2.3. Dental İmplant Başarısı ve Etkileyen Faktörler.....	8
2.4. Tam Dişsiz Çenelerde Tedavi Planlaması.....	14
2.5. Tam Dişsiz Çenelerde Tedavi Seçenekleri.....	16
2.5.1. Konvansiyonel Doku Destekli Hareketli Mandibular Tam Protez.....	16
2.5.2. İmplant Destekli Overdenture Protezler.....	17
2.5.3. İmplant Destekli Sabit Protezler.....	19
2.5.4. Anterior İmplant Destekli Sabit Proteze Bağlanan Distal Uzantılı Mandibular Hareketli Bölümlü Protezler.....	21
2.6. Dental Biyomekanik.	22
2.6.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti.....	22
2.6.2. Çiğneme Kuvveti.....	24
2.6.3. İmplant Materyalinde Aranılan Özellikler.....	25
2.6.4. İmplant Yüzey Özellikleri.....	27
2.6.5. İmplant Kemik Arayüzü.....	28
2.6.6. Çevreleyen Kemiğin Yapısı.....	28
2.7. Sonlu Elemanlar Analizi.....	31
2.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Temel Kavramları.....	32
2.7.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	38
2.7.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	38
3. MATERYAL VE METOT.....	41
3.1. Tam Dişsiz Alt Çenenin Modellenmesi.....	42

3.2. İmplantların ve Abutmentların Modellenmesi.....	43
3.3. Protetik Üst Yapıların Modellenmesi.....	45
3.4. Sistemin Birleştirilmesi.....	45
3.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartları.....	45
3.6. Materyal Özellikleri.....	46
3.7. Yüklemem Koşulları.....	47
3.8. Analiz Sonuçlarının Yorumlanması.....	48
3.9. Modeller.. ..	50
3.9.1. Model 1.....	50
3.9.2. Model 2.....	50
3.9.3. Model 3.....	50
3.9.4. Model 4.....	51
3.9.5. Model 5.....	51
3.9.6. Model 6.....	52
3.9.7. Model 7.....	52
3.9.8. Model 8.....	53
3.9.9. Model 9.....	53
3.9.10. Model 10.....	54
3.9.11. Model 11.....	54
3.9.12. Model 12.....	55
3.9.13. Model 13.....	55
3.9.14. Model 14.....	55
3.9.15. Model 15.....	56
4. BULGULAR.....	57
4.1. İmplant Bulguları.....	59
4.1.1. Von Mises Değerleri.....	59
4.2. Kortikal Kemik Bulguları.....	61
4.2.1. Maksimum Principal Stres (Gerilme Tipi Stres) Değerleri.....	61
4.2.2. Minimum Principal Stres (Sıkışma Tipi Stres) Değerleri.....	63
4.3. Spongioz Kemik Bulguları.....	65
4.3.1. Maksimum Principal Stres (Gerilme Tipi Stres) Değerleri.....	65
4.3.2. Minimum Principal Stres (Sıkışma Tipi Stres) Değerleri.....	67

5. TARTIŞMA.....	84
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	95
KAYNAKLAR.....	97
EKLER.....	124
Ek.1. Özgeçmiş.....	124
Ek.2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge.....	125

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında her türlü yardım ve fedakârlığı sağlayan; bilgi, tecrübe ve güler yüzü ile çalışmalarına ışık tutan ayrıca sevgisini esirgemeyen, sağduyusu ve tüm içtenliğiyle bana her konuda yol gösteren, bilgiyi paylaşmaktan ve aktarmaktan büyük haz alan kıymetli hocam ve tez danışmanlarım, Sayın Yrd. Doç. Dr. E. Başak GÜL'e ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI'ya saygılarımla sonsuz teşekkürler ederim.

Çalışmalarım boyunca eğitimime ve öğretimime olan katkılarıyla desteklerini her zaman yanımda hissettiğim ve beni cesaretlendirip kıymetli zamanlarından harcadıkları vakit için Sayın Prof. Dr. Mehmet DALKIZ, Sayın Prof. Dr. N. Tülin POLAT, Sayın Yrd. Doç. Dr. Ediz KALE ve diğer tüm hocalarıma saygılarımla teşekkür ederim.

Asistanlığım sürecinde bana maddi - manevi birçok konuda desteklerini esirgemeyen değerli kardeşlerim Bekir EŞER, Hayati ATALA, Hilal ŞİRİNER başta olmak üzere diğer tüm asistan arkadaşlarıma içtenlikle teşekkür ederim.

Tezimde kullanılan modellerin hazırlanmasında, analizlerinin yapılmasında ve gerekli literatür bilgilerinin paylaşılmasında ellerindeki bütün imkânları kullanarak gerçekleştiren başta Hitit Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Halil AYKUL olmak üzere Sayın Emre ÖZYILMAZ, Ahmet ÇİNİLİ ve Eda ÖZYILMAZ'a özverili ve hassas çalışmaları için teşekkürü borç bilirim.

Maddi ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan sevgi ve şefkatlerini hiç bir zaman esirgemeyen ve haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim annem, babam ve kardeşlerime minnetlerimi sunarım.

Bu tez hiçbir proje desteği olmaksızın kendini bilime adanmış akademisyenler tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

Alt Çene Tam Dişsizlik Vakalarında 2, 3 ve 4 İmplantla Desteklenen Farklı Protez Tasarımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Amaç: Alt çene tam dişsiz hastalar için birçok implant destekli tedavi seçeneği mevcuttur. Bu tedavi seçenekleri birçok avantajlar taşımakla birlikte bazı olumsuzluklarında beraberinde getirmişlerdir.

Locator ve bar ataçmanlı implant üstü overdenture ve All-On-Four implant destekli sabit protezlere alternatif olarak anterior implant destekli sabit proteze diş eti kroşesi veya hassas bağlantılı ataçmanlarla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezlerin sonlu elemanlar analiziyle biyomekanik açıdan değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda tam dişsiz alt çeneye yerleştirilen 2, 3 ve 4 implant destekli anterior sabit proteze bağlanan distal uzantılı hareketli bölümlü protez, All-On-Four implant destekli sabit protez, locator tutuculu overdenture, bar tutuculu overdenture protezleri temsil eden 15 tane üç boyutlu sonlu elemanlar modeli hazırlanmıştır. Birinci molar dişin merkezine yakın 100 N vertical ve oblik kuvvetler uygulanmıştır. Oluşan stresler bilgisayar programı kullanılarak incelenmiştir.

Bulgular: Tüm yüklemelerde, en yüksek gerilmeler, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte oluşmuştur. Oblik yüklerde, dik yüklemelere oranla daha fazla gerilme miktarları oluşmuştur. İmplant çevresindeki kemikteki gerilme, yükleme koşullarından, yönünden ve implant açısından etkilendiği için uygulanan yüklerin implantın uzun aksına uygun gelmesi gerektiğinin önemli olduğu saptanmıştır.

Sonuç: İmplant sayısının artmasının gelen yükün dağıtılmasında esas streste azalma olmadığı görülmüştür. Locator ve bar ataçmanlı implant üstü overdenture ve All-On-Four implant destekli sabit protezlere alternatif olarak anterior implant destekli sabit proteze diş eti kroşesi veya hassas bağlantılı ataçmanlarla bağlanan posterior hareketli bölümlü protez yapılabilir.

Anahtar Kelimeler: Sınırlı eleman analizi, diş implantı, diş protezi tasarımı.

ABSTRACT

Evaluation of Different Prosthetic Designs Supported by 2, 3 or 4 Implants in Edentulous Mandibula by Finite Element Stress Analysis

Aim: Several implant treatment options have been described for mandibular edentulous patients. However, these treatments have several advantages and disadvantages.

The aim of this study was to evaluate an anterior fixed-splinted implant-supported restoration with a bar clasp or a precision attachment posterior partial denture as an alternative restoration to the removable implant-supported locator, bar or All-On-Four using finite element analysis.

Material and Method: In this study we prepared 15, three dimensional finite element models representing distal extension removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis, locator and bar retained overdentures and All-On-Four built over 2, 3 and 4 implants. One-hundred N vertical and oblique forces were applied on the first molar teeth bilaterally. The stresses were investigated using the computer program.

Results: In all loading conditions, the highest maximum stress values were observed at the cortical bone around the neck of the implant. The principal stress values were higher in oblique loading than in vertical loading conditions. The ultimate attention should be paid in order to orient the chewing forces along the long axis of the implant.

Conclusion: There is no reduction of the extreme principal stresses when the load is distributed over an increasing number of implants. An anterior fixed-splinted implant-supported restoration with a clasp or precision posterior partial denture is offered as an alternative restoration to the removable implant-supported bar or locator overdentures.

Key Words: Finite element analysis, dental implant, dental prosthesis design.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ν	:Poisson Oranı
$^{\circ}$:Derece
a	:İvme
Al₂O₃	:Alüminyum Oksit
CAD	:Bilgisayar destekli dizayn
DOF	:Degree of Freedom – Serbestlik Derecesi
E	:Elastisite Modülü
E	:Strain, Gerilme (ϵ , epsilon okunur)
F	:Kuvvet
Gpa	:Gigapaskal (1 Gpa = 10^6 Pa)
kg	:Kilogram
L₀	:Orjinal Uzunluk
m	:Kütle
m	:Metre
Max	:Maksimum
Min	:Minimum
mm	:Milimetre
MPa	:Mega Paskal (1MPa = 10^3 Pa)
N	:Newton (1N = 0.1 kg)
Pa	:Paskal (1 Pa = N/m ²)
psi	:Pound kuvvet bölü inçkare (pounds per square inc)
Rad	:Absorbe edilen radyasyon dozu

s	:Saniye
S, σ	:Stress, Gerilim (σ , sigma okunur)
SEL, σ_{EL}	:Elastik Sınır
SESA	:Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SPL, σ_{PL}	:Oransal Sınır
T.M.E.	:Temporomandibular Eklem
Ti-6Al-4V	:Titanyum Alaşımı
ΔL	:Deformasyon
σ_e	:Von Mises Stress, Eşdeğer Stres
σ_1	:Maksimum Principle Stress, Maksimum Asal Stres
σ_2	:Minimum Principle Stress, Minimum Asal Stres

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil no	Sayfa no
Şekil 2.1. Çenelerdeki rezorbsiyon dereceleri.....	15
Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın Kemik Kalite Sınıflandırması.....	31
Şekil 2.3. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflandırması.....	31
Şekil 2.4. Sonlu elemanlar analizi yapılan kafa ve çene modelleri.....	32
Şekil 2.5. Streslerin cisimlere etkileri.....	33
Şekil 3.1. Ansys Workbench ekran görüntüsü.....	42
Şekil 3.2. Modelin mesh sonrası görüntüsü.....	42
Şekil 3.3. İmplant, abutment ve protez bağlantı modelleri.....	44
Şekil 3.4. Krom – kobalt alaşımlı metal iskelet.....	45
Şekil 3.5. Modellerin sabitlenmesi.....	46
Şekil 3.6. Vertikal yükleme.....	48
Şekil 3.7. Oblik yükleme.....	48
Şekil 3.8. 2 implant – bar tutuculu mandibular overdenture protez.....	50
Şekil 3.9. 2 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.....	50
Şekil 3.10. 2 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.....	51
Şekil 3.11. 2 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.....	51
Şekil 3.12. 3 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.....	52
Şekil 3.13. 3 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.....	52
Şekil 3.14. 3 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan	

RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.....	53
Şekil 3.15. 3 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.....	53
Şekil 3.16. 4 implant – bar tutuculu mandibular overdenture protez.....	54
Şekil 3.17. 4 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.....	54
Şekil 3.18. 4 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.....	54
Şekil 3.19. 4 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.....	55
Şekil 3.20. 4 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.....	55
Şekil 3.21. 4 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez....	56
Şekil 3.22. 4 implant – All-On-Four implant destekli sabit protez.....	56
Şekil 4.1. Model 1 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	69
Şekil 4.2. Model 2 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	70
Şekil 4.3. Model 3 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	71
Şekil 4.4. Model 4 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	72
Şekil 4.5. Model 5 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	73
Şekil 4.6. Model 6 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	74

Şekil 4.7. Model 7 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	75
Şekil 4.8. Model 8 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	76
Şekil 4.9. Model 9 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	77
Şekil 4.10. Model 10 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	78
Şekil 4.11. Model 11 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	79
Şekil 4.12. Model 12 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	80
Şekil 4.13. Model 13 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	81
Şekil 4.14. Model 14 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	82
Şekil 4.15. Model 15 vertikal ve oblik yükleme - implant, kortikal ve spongioz kemik stres değerleri.....	83
Grafik 4.1. Protezlere uygulanan vertikal yükleme sonucu implanlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	59
Grafik 4.2. Protezlere uygulanan oblik yükleme sonucu implanlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	60
Grafik 4.3. Protezlere uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	61
Grafik 4.4. Protezlere uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik	

olarak ifadesi.....	62
Grafik 4.5. Protezlere uygulanan vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	63
Grafik 4.6. Protezlere uygulanan oblik yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	64
Grafik 4.7. Protezlere uygulanan vertikal yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	65
Grafik 4.8. Protezlere uygulanan oblik yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	66
Grafik 4.9. Protezlere uygulanan vertikal yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	67
Grafik 4.10. Protezlere uygulanan oblik yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.....	68

TABLolar DİZİNİ

Tablo no	Sayfa no
Tablo 3.1. Materyallerin mekanik özellikleri.....	47
Tablo 4.1. Protez modelleri üzerine uygulanan yüklemeler sonrası implantta ve destek kemikte oluşan streslerin Mpa değerleri.....	58

1. GİRİŞ

Çiğneme etkinliğinin yeterli olması yaşam kalitesi ve refahı için çok önemlidir. Koruyucu diş hekimliğindeki ilerlemelere rağmen, dişsizlik dünya çapında hala önemli bir halk sağlığı sorunu, zayıflatıcı / geri dönüşümü olmayan bir durum ve ağız sağlığı için hastalığın son işareti olarak tanımlanmaktadır (1, 2).

Dişsiz bireyler birçok ağız sağlığı (rezidüel kemik rezorbsiyonu, bozulmuş çiğneme fonksiyonu, sağlıksız beslenme, sosyal engellilik, zayıf ağız sağlığı) ve genel sağlık (farklı sistemik hastalıklar için büyük risk ve ölüm oranında artış) sorunlarına sahiptir (2).

Genellikle, tam diş eksikliğinde konvansiyonel tam protezler kullanılır. Tam protezler çoğunlukla üst çenede problemsiz kullanılabilirken, alt tam protezler özellikle çiğneme fonksiyonunda çok fazla çaba gerektirmektedir. Tam protezlerdeki en büyük sorun çiğneme fonksiyonu esnasında retansiyon ve stabilitenin yeterince sağlanamamasıdır. Alt çenede tam protezin başarısını etkileyen faktörler şunlardır: 1) Ağız tabanının hareketliliği, 2) Alveol kemiği üstünde ince mukoza varlığı, 3) Destek alanının küçüklüğü ve 4) Mandibulanın hareketidir (3).

Tam dişsiz olgularda protetik restorasyonlardaki retansiyon ve stabilitenin istenen derecede sağlanabilmesi için dental implantlar gündeme gelmiştir. İmplant destekli protezler dişsiz hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde arttırmıştır. Mevcut kanıtlar tam dişsiz mandibulanın restorasyonunda konvansiyonel tam protezlerin artık en uygun ilk seçenek olmadığını göstermektedir. Tam dişsiz mandibulanın tedavisinde ilk seçeneğin 2 implantlı overdenture olması gerektiğini gösteren çok kuvvetli kanıtlar bulunmaktadır (4).

Alt çene dişsiz hastalar için birçok implant destekli tedavi seçeneği tanımlanmıştır (5, 6). Uzun yıllar boyunca, osteointegre implant destekli overdenturelerle dişsiz alt çene rehabilitasyonunda başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Mental foramenler arasına yerleştirilen 2 ile 4 dental implantlarda yüksek başarı oranı bildirilmiştir (7, 8). Ancak mukoza-implant destekli restorasyon seçenekleri, devam eden posterior çene kemiği rezorbsiyonuna neden olabilirken (9), sadece implant destekli overdenture protezler ise uzun kantilevera sebep olarak biyomekanik dezavantaj oluşturabilir (10). Bu nedenle implant destekli protez tipinin

belirlenmesinin implantların dayanımı ve peri-implant dokuların sağlığı açısından önemlidir (11).

Tam dişsiz hastalar sabit veya hareketli overdenture protezlerle tedavi edilmektedir. İmplant destekli overdenturelerde bağlantı için çoğunlukla locator, bar ve ball ataçmanlar kullanılır. Locator ve bar ataçmanlı implant üstü overdenture ve All-On-Four implant destekli sabit protezlere alternatif olarak anterior implant destekli sabit proteze diş eti kroşesi veya hassas bağlantı ile bağlanan posterior hareketli bölümlü protez kullanılabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı tam dişsiz mandibulada All-On-Four implant destekli sabit protez ile 2,3 ve 4 implant destekli bar, locator tutuculu overdenture ve anterior sabit posterior hareketli kroşe / hassas bağlantılı protezlerin 100 N vertikal ve oblik kuvvetler altındaki kuvvet iletimi açısından davranışlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesidir.

Çalışmamızda 2, 3 ve 4 implant üzerine anterior sabit implant destekli proteze bağlanan distal uzantılı hareketli bölümlü protez, All-On-Four implant destekli sabit protez, locator tutuculu mandibular overdenture, bar tutuculu mandibular overdenture protezleri temsil eden 15 tane üç boyutlu sonlu elemanlar modeli hazırlanmıştır. Her bir modele 1. molar dişin merkezine yakın 100 N vertical ve oblik kuvvetler uygulanmıştır. Oluşan stresler bilgisayar programı kullanılarak incelenmiştir.

A) 2 implant

- (1) Bar tutuculu mandibular overdenture protez
- (2) Locator tutuculu mandibular overdenture protez
- (3) Anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez
- (4) Anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez

B) 3 implant

- (1) Locator tutuculu mandibular overdenture protez
- (2) Anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez
- (3) Anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez

C) 4 implant

- (1) Bar tutuculu mandibular overdenture protez
- (2) Locator tutuculu mandibular overdenture protez
- (3) Anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez
- (4) Anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez
- (5) All-On-Four implant destekli sabit protez

Tam dişsizliğin hastalar üzerindeki psikolojik etkileri karmaşık ve çeşitlidir. Minimum psikolojik etkiden nevrozizmaya kadar varan şiddetli travmalara sebep olabilir. Total protezler birçok hastanın estetik ihtiyaçlarını karşılayabilmesine rağmen, sosyal hayatlarının bundan önemli ölçüde etkilendiğini hissedenler de vardır. Oysa implant destekli protezle tedavi edilen hastaların %80'i, genel psikolojilerinin iyileşmiş olduğunu ve implant destekli protezlerin vücutlarıyla bütünleşmiş bir parça gibi gördüklerini ifade etmişlerdir (12, 13).

Cerrahi ve protetik açıdan bakıldığında, ideal tedavi planında her iki çenede kemik ogmentasyonu ile birlikte sabit implant restorasyonu için en az 5 ile 6 implant (14), overdenture protokolü için ise 2 ile 4 implant (15, 16) gerekir. Ancak, anatomik ve/veya mali sınırlamalar ya da hastanın geniş cerrahi prosedürlere karşı isteksizliği posterior bölgelerde implant yerleştirmeye bazen izin vermez.

Protez komplikasyonları (örneğin, akrilik dişler ve/veya protez kırıkları) ve bakım gereksinimleri (örneğin, tutucu elemanların değiştirilmesi, kaide besleme ve yenileme) nedeniyle hem tedavi zamanı hem de maliyeti arttırdığı için implant destekli overdenture protezler hastalar tarafından her zaman iyi kabullenilmez (17, 18). Ayrıca, overdenture protez çıkarıldığında metal tutucuların (locator, ball, bar) varlığını kabul etmek zorunda kalmaktadırlar. Birçok hasta tarafından bu seçenek reddedilmektedir. Bu yüzden her vakada kesin tedaviye; zaman ve maliyet içeriği, hastanın beklentileri ve birden fazla cerrahi işlem için hastanın itirazlarını değerlendirdikten sonra ulaşılmaktadır.

Sonuç olarak diş kayıpları sonucu oluşan fonksiyonel, estetik ve fonetik bozuklukların implant tedavisiyle ilk haline yakın bir şekilde hastaya iadesinde; protetik ve cerrahi prosedürler, anatomik - mali kısıtlamalar ve hastanın istekleri göz

önüne alınarak yapılabilecek en ideal implant protez tedavi seçeneğinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımlanması ve Sınıflandırılması

İmplant, insan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek amacıyla doku içerisine yerleştirilerek eksik bir organ veya dokunun yerini alan suni aygıtlara verilen isimdir. Cansız dokuların ya da biyomateryallerin organizmanın çeşitli fonksiyonlarına yardımcı olmak amacıyla canlı dokuya yerleştirilmesine **implantasyon** denir (19).

Diş hekimliğinde ise implantlar, kaybedilen dişlerin yerini alacak sabit veya hareketli protezlere desteklik sağlamak amacı ile kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu, biyofonksiyonel apareylerdir (20).

Genel tıpta kullanılan implantlar tamamen organizma içinde yer alırken, diş hekimliğinde kullanılan implantlar fibro-müköz tabakadan ağıza açılmaları ve bir kısımlarının ağız boşluğunda yer alması nedeniyle yarım implantlar (semi implantlar) olarak da isimlendirilir (19).

Dental implantların tarihsel geçmişine bakacak olursak; aslında tarih öncesi (prehistorik) insanların bunu kullandığına dair kanıtlar bulunmaktadır (21, 22). Per-Ingvar Branemark 1986 yılında Kanada'nın Toronto kentinde yapılan kongrede osteointegrasyonu tanıtmayla osseointegre implantlar diş hekimliğinin vazgeçilmezleri arasına girmiştir (23).

Bugün implantoloji tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir. Dental implantlar başlarda sadece dişsiz çenelerin tedavi edilmesi için düşünülmüş olsa da endikasyonları içine, parsiyel ve tam dişsizliklere ek olarak, maksillofasiyal defektlerin restorasyonuna ve ortodontik tedavi uygulamalarına da girmiş bulunmaktadır (24).

Günümüzde en önemli dental implant endikasyonları tam dişsizlik, kısmi dişsizlik ve tek diş eksikliklerinin (19) yanında kısaca şu üç başlık altında değerlendirilebilir (20, 25, 26):

- Hareketli protezlerin estetik ve fonksiyonel dezavantajları (protezlerin stabilitesini etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklar, protezi destekleyen dişsiz boşluklarda retansiyonu ileri derecede azaltacak morfolojik değişiklikler).

- Diş kaybının getirdiği fonksiyonel ve psikolojik problemler (ağız kaslarının zayıflamış koordinasyonu, yapışık mukoza miktarının azlığı nedeniyle düşük doku toleransı, bulantı refleksi).
- İmplant destekli protezlerin avantajları (tek diş eksikliğinde komşu dişlerin peperasyonunun istenmediği ve sabit bölümlü protez desteği için yeterli sayıda ve yerde doğal diş desteğinin olmadığı durumlarda).

2.2. İmplant Endikasyon ve Kontraendikasyonları

İmplant Endikasyonları:

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defektlerinde,
- Aşırı rezorbe kretleri olan tam diş eksikliklerinde,
- Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken kısmi dişsiz hastalarda,
- Oldukça uzun boşluk içeren sabit protez vakalarında,
- Hareketli tip protez kullanmayı reddeden hastalarda,
- Dişlerini prepare ettirmek istemeyen hastalarda,
- Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin oturduğu yumuşak dokularda meydana gelen ciddi değişiklik durumlarında,
- Oral kaslar koordinasyonunun zayıf olduğu durumlarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda (örneğin yapışık mukoza yerine daha çok alveolar mukoza varlığında),
- Protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıkların mevcut olduğu hastalarda,
- Tam protezlerden fazla beklentisi olan hastalarda,
- Aşırı kusma refleksi olan hastalarda,
- Hareketli proteze psikolojik olarak karşı olan hastalarda,
- Sayısı ve konumu yetersiz destek dişlerin mevcudiyetinde,
- Tek diş eksikliğinde,
- Travmaya bağlı diş kaybı veya kök kırılmalarında,
- İnternal granülomların mevcudiyetinde,

- Koruyucu yöntemler ve cerrahi ile düzeltilmesi mümkün olmayan apikal periodontitisli non-vital dişlerin varlığında,
- Eksternal ve internal kök rezorbsiyonlarında,
- Ortodontik ankraj amaçlı,
- Diş agenezisi (19, 20).

İmplant Kontraendikasyonları:

- Yüksek dozda radyasyona maruz kalmış hastalarda (>5000 Rad),
- Psikiyatrik problemi olan hastalarda (psikoz, dismorfobi),
- Hemolitik bozukluğu olan hastalarda,
- Romatizmal hastalarda,
- Nefrit,
- Kalp hastalıkları,
- Hepatik siroz,
- Allerjik durumlar,
- İmmün direnç defektlerinde,
- Fokal enfeksiyon şüphesinde,
- Sistemik kas ve kemik hastalıklarında,
- Damar hastalıklarında,
- Metabolizma hastalıklarında,
- Endokrin sistem hastalıklarında,
- Yumuşak veya sert doku patolojilerinde,
- Yeni diş çekimi yapılmış bölgelerde,
- İlaç ve alkol bağımlılığı ile sigara içme ve tütün çiğneme alışkanlığı olanlarda,
- Çene yüz bölgesine düşük dozda radyasyona maruz kalmış hastalarda (>4000 Rad),
- Diş çekimi sonrası kemik iyileşmesi tamamlanmamış vakalarda,
- Mandibular kanalın yüzeysel olduğu durumlarda,
- Geniş ve sarkık maksiler sinüs vakalarında,
- Osteomyelit vakalarında,
- T.M.E. şikâyetleri olan hastalarda,

- Liken planus, pemfigus, eritema multiforme gibi ağız mukozası hastalıklarında,
- Parafonksiyonlu hastalarda,
- Ağız hijyeni yetersiz olan hastalarda implant uygulamaları kontraendikedir (19).

2.3. Dental İmplant Başarısı ve Etkileyen Faktörler

Dental implant uygulamaları oldukça yaygınlaştığından, uygulamaların başarısını araştırmak da önem kazanmıştır. Endosseoz implantlar için arzulanan sonuç osseointegrasyonu değerlendirmeye yöneliktir. Osseointegrasyon, yük taşıyan implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında, direk olarak fonksiyonel ve yapısal bağlantı kurulması ya da kemikteki fonksiyonel yüklenme sırasında elde edilen ve korunan, alloplastik materyalin klinik ve asemptomatik rijit fiksasyonu ile zamana bağlı iyileşme sürecidir (24, 27, 28).

Osseointegrasyon derecesi, kemik kalitesi ile iyileşmede ve fonksiyon sırasında oluşan streslere bağlıdır (29). Osseointegrasyon üzerinde, kuvvetlerin tüm etkisi hala tam olarak bilinmemektedir (29, 30). Dental implantlara gelen yüklerin nitelik ve niceliğinin in vivo değerlendirilmesi, bize yüklenme koşulları hakkında bir ön fikir verebilir (31). İmplant ve abutment arasında sağlayacağımız sıkı bir kontak bizi, abutment seviyesinde ölçülen yüklerin çoğunun implantailetildiği fikrine yönlendirmektedir (30). Bu yüklerin, implantı çevreleyen kemikteki sonuçları, in vivo olarak değil ancak sonlu elemanlar (30) veya fotoelastik analiz (32) yöntemleri ile değerlendirilebilir. Bu analizler, aksiyel yüklerin genel olarak bükülme momentine kıyasla daha yüksek değerde olmasına rağmen, kemik üzerinde bükülme momentlerinin aksiyel yüklerden daha büyük etkisi olduğunu göstermiştir (30).

İmplantlarda Başarı Kriterleri:

- Uygulanan implant en az 5 yıl (hatta ömür boyu) fonksiyon görebilmelidir,
- Perigingival alanda kanama olmamalıdır,
- Perküsyonda hassasiyet olmamalıdır,
- Perigingival hiperplazi veya periservikal alanda granüler doku oluşumu olmamalıdır,

- Yeterli estetik form kazandırılmış olmalıdır,
- Hasta emosyonel açıdan eskiye oranla daha iyi bir durumda olmalıdır,
- İlk yılı izleyen beşinci yılın sonunda vertikal yönde kemik kaybı, implant boyunun 1/5'inden fazla olmamalıdır,
- Eğer periodontal bir sorun oluşmuşsa tedavi edilebilir düzeyde olmalıdır,
- Parestezi olmamalı, mandibular kanal, lingual fossa, maksiller sinüs veya burun boşluğu tabanı zarar görmemelidir,
- Klinik olarak implantlarda, bukkal-lingual, mesio-distal ve vertikal yönde mobilite olmamalıdır,
- Radyolojik olarak implant çevresinde radyolüsenlik görülmemeli,
- İmplantın yerleştirilmesini izleyen ilk yıldan itibaren, yıllık vertikal kemik kaybı olmamalı,
- İmplanttan kaynaklandığı düşünülen kalıcı bir ağrı olmamalıdır,
- Değerlendirme süresince implantlara fonksiyonel yük bindirilmiş olmalıdır,
- İmplantın yerleştirilmesinden sonra ilk 5 yıllık izleme süreci sonunda ağızda kalma oranı %85'den, ilk 10 yılın sonunda %80'den az olmamalıdır (19, 33, 34).

Dental implant uygulamalarında başarı oranı günümüzde %90'dan fazladır. Ancak buna rağmen pek çok nedenden dolayı halen bazı uygulamalar başarısızlıkla karşı karşıya kalabilmektedir. Başarısız uygulamaların etiolojisinde pek çok faktör rol oynamaktadır. Bu faktörler;

Hasta Kaynaklı Başarısızlıklar:

- Genel sistemik durumu; geçmiş yıllarda dental implant uygulamaları için kesin kontraendikasyon teşkil eden pek çok sistematik hastalık ya da tedavi prosedürü günümüzde bir kontraendikasyon nedeni olarak görülmemektedir. Ancak yine de pek çok sistemik hastalık durumunda hastalara dental implantları uygulamak, başarısızlığa davetiye çıkarmak anlamına gelebilir. Dental implantların başarısını etkileyen sistemik hastalıklar; beslenme bozuklukları, hematolojik hastalıklar, eritrosit bozuklukları, lökosit bozuklukları, hemorajik diatez ve koagülasyon

bozuklukları, kardiovasküler hastalıklar, epilepsi, mental bozukluk, hepatolojik hastalıklar, endokrin hastalıkları,

- İmplant yapılacak bölgenin lokal şartları; ağız kuruluğu, mevcut kemik kalitesi / miktarı, anatomik yapı, intermaksiller ilişki, makroglosi, alveol kemiği ve ağız mukozasındaki patolojik değişiklikler,
- İmplant tedavisi sonunda yeterli ağız hijyeninin sağlanamaması,
- Tedaviyi etkileyen alışkanlıklar; sigara içmek, alkol ve madde bağımlılığı, brüksizm (19, 34).

Hastalar hareketli protezlerin dezavantajları, estetik kaygı ve diş yapısını koruma arzusu gibi birçok nedenden dolayı bir veya daha fazla implant yaptırmayı seçerler.

Finansal faktörler de implant planlamasında önemli hususlardandır. Özellikle cerrahi ve sonraki yapılacak implant restorasyonu tedavi harcamalarını hastanın karşılayıp karşılayamayacağıdır

Diş hekimi hastaya implant tedavisini tavsiye ederken tüm faktörleri göz önüne alarak değerlendirmelidir. Özellikle hastaya bağlı kriterleri (kemik kalitesi – kantitesi, genel ve ağız sağlığı, ağız alışkanlıkları gibi) göz önünde bulundurmalıdır. Özellikle, otoimmün hastalıklar ve kronik ağız hastalıklarının (erosif liken planus, Sjogren's sendromu, lökoplaki, stomatitis, aftöz ülserler, lupus ve diyabet gibi) implantlar üzerinde olumsuz etkisinin olabileceği unutulmamalıdır (24, 35-37).

Kemik kalitesi ve miktarı implant başarısındaki en önemli hususlardandır (38, 39). Kemik kalitesi dört tip olarak sınıflandırılır (40) ve sınıflamada D1 ve D2 tiplerinde implant başarısı daha yüksektir.

Çeşitli çalışmalar maksilla (kemiğin daha az yoğun olduğu) ve ciddi rezorpsiyona uğramış mandibulada implant başarısızlığının en fazla olduğunu rapor etmektedir (38, 39, 41). Bazı araştırmacılar kemik yoğunluğunun en belirgin faktör olduğuna inanmaktadır, bunun yanında diğer araştırmacılar ise hacim ve yoğunluk kombinasyonunun implant başarısında daha belirleyici olduğunu belirtmektedirler (42). Düşük kemik hacmi ile birlikte yumuşak kemik kalitesi (D4) implant başarısızlığı görülme sıklığını artırır (43).

Sistemik hastalıkları (en sık kontrolsüz diyabet) olan hastaların implant başarısızlığı sıklığında artışla karşılaşılabilmektedir (44). Kontrolsüz diyabet kan dolaşımını

bozar ve ayrıca nötrofillerin kemotaktik ve fagositik fonksiyonlarını azaltabilir. Sonuç olarak, implant bölgesinde kan sirkülasyonu tehlikeye girebilir ve enfeksiyona yatkınlık artabilir (45). Kontrollü diyabet hastalarının ve kontrolsüz diyabet hastalarının implant başarısızlık oranlarının karşılaştırıldığı son yapılan çalışmalarda ise hiç bir anlamlı fark göstermemektedir (46).

Bazı araştırmacılar özellikle menapoz sonrası kadınlarda osteoporözün implant başarısında önemli bir risk faktörü olduğunu ileri sürmüşlerdir (24, 35, 47-49). Aynı şekilde, osteopenik hastalarda azalmış kemik yoğunluğu nedeniyle implant tedavisinde olumsuz sonuçlanabilir. Bu iki hastalığa sahip hastaları D4 kemik kategorisinde girebilir. Yayınlanan birkaç klinik çalışmanın konu ve görüşlerde uyumsuzluklar görülmüştür. Bazı yazarlar osteoporözün dental implant entegrasyonunda negatif bir etkiye sahip olduğu belirtmesine rağmen, diğerleri Lumber omurga ve kalçasında osteoporözden muzdarip hastalarda dental implantların başarıyla uygulandığını not etmişlerdir (35, 47, 48). Genel olarak implant cerrahisinde kemik dansitesinin görsel olarak değerlendirilmesinde, osteoporöz teşhisinde kullanılan radyolojik ya da dansitometrik (pDEXA – Periferik Dual Enerjili X Işını Absorpsiyometre) ölçümlerin kullanılmasının uygun olduğu görülmektedir (50).

Bugüne kadar görüş birliğine ulaşılmamış olmasına rağmen, Sjögren sendromu, lupus, liken planus, immunolojik bozukluklar ve malabsorbsiyon hastalıkları gibi diğer sistemik hastalıkların implant sonucunu etkileyebileceği öne sürülmüştür. Aslında, tükürük salgınınun azalması (Sjögren sendromunda olduğu gibi) hastayı diş çürüğüne yatkın hale getireceğinden, bu gibi vakalarda implantlar tedavi seçeneği olarak öne sürülmüştür (51).

Radyasyona maruz kalmış bir çenede dental implant yerleştirilmesinin yerindelğini değerlendirirken, üç konu baskındır: ağız kuruluğu, azalmış kan dolaşımı desteği ve osteoradyonekrozun bulunma olasılığıdır (35, 52, 53). Radyoterapi sonrası implantlar için başarısızlık oranı az gibi atfedilse de ama kemik kalitesi üzerindeki uzun dönem etkileri belirsizdir. Buna göre cerrahlar, implant işleminden önce yeterli radyasyon sonrası iyileşme önermektedir. Literatüre göre ise radyasyon sonrası iyileşme 3 ile 12 ay süre arasında değişmektedir.

Hekim Kaynaklı Başarısızlıklar:

Günümüzde çok çeşitli hasta grupları için uygun materyal ve yöntemler geliştirildiğinden, aslında yeterli önem verilmemesine rağmen başarıyı etkileyen en önemli faktör dental implant hastalarının seçimidir. Dental implant hastaları değerlendirilirken, periodontolog, cerrah ve prostodontist arasındaki işbirliğine gerekli durumlarda dahiliye, kardiyoloji, onkoloji ve radyoloji uzmanları dahil edilmelidir. Uygun hasta seçimi başarı için ne kadar gerekliyse doğru cerrahi tekniğin uygulanması da o derece önemlidir (19, 34).

a) Cerrahi Başarısızlıklar

- İntraoperatif cerrahi (hemoraji, sinir harabiyeti, maksiler sinüs ya da nazal boşluğun harabiyeti, kemik fraktürleri, komşu dişte harabiyet, aşırı kemik kaybı, yanlış açılendirma, kemik perforasyonları, yetersiz implant stabilitesi),
- Postoperatif (erken post operatif başarısızlıklar, geç post operatif başarısızlıklar).

b) Protetik Başarısızlıklar

- Anormal krestal kemik kaybı,
- Estetik başarısızlıklar,
- Konuşma bozuklukları,
- Üst yapı uyumsuzlukları,
- Oklüzal vidanın gevşemesi,
- Doğal dişin intrüzyonu,
- Komponent kırıkları,
- Abutment vidasının gevşemesi,
- İmplant kırıkları,
- Vertikal boyut hataları.

Kemik kalitesinin ve kantitesinin yanında çiğneme kuvvetleri, karşıt arkin durumu, greftleme işlemleri, anatomik yapılara yakınlık gibi faktörler iyi değerlendirilmelidir.

Özellikle son 20 yılda implantların kullanımı büyük bir ivme kazanmıştır ve implant kaybı yüksek olan vakalarda implant başarısını arttırmak için implant dizaynı üzerinde çalışmalar yoğunlaşmıştır (54).

İmplantın boyu, çapı, yüzey özellikleri ve yapısı gibi faktörler implant tedavisinde önemli etkenlerdir. Birçok çalışmada uzun implantların mekanik açıdan kısa implantlara göre avantajlı olduğu bulunmuştur (41, 55, 56). Çoğunlukla 10 – 13 mm uzunluktaki implantlar kullanılmaktadır (24).

İmplant çapının artış oranı boy artış oranından daha fazla yüzey alanı elde edildiği için mümkün olan en geniş çaplı implant kullanılmalıdır. Diş – implant arası (min 3,0 mm) ve implant – implant (min 4,0 mm) arasında yeterli mesafe bırakılarak kemiğin beslenmesine engel olmayacak ve maksimum sayıda implant kullanılarak gelen oklüzal kuvvetler geniş bir alana dağılacak şekilde planlama yapılmalıdır (19, 24).

Birçok yazar sınırlı cerrahi tecrübenin ve cerrahi travmanın erken implant kaybına yol açtığını bildirmektedir (36, 57). Operasyon sırasında cerrahi bölgenin yetersiz irrigasyonu, cerrahi işlem sırasında fazla kuvvet uygulanımı, cerrahi frezlerin yeterli kesim yapamaması gibi nedenlerden dolayı kemikte aşırı ısınma meydana gelerek nekroza yol açmaktadır (38, 58, 59).

Dental implantlar yerleştirilmeden önce hastanın protetik planlaması yapılmış olmalıdır. Hareketli protezler daha az implant gerektirmesi, tamirinin kolay olması, kaybedilmiş doku desteğini sağlaması, çıkarılarak temizliğinin kolay yapılabilmesi ve gece brüksizmini engellemesi gibi avantajlar sunmaktadır (24). Ancak sabit bir protez düşünüldüğünde daha fazla implant gereksinimi olduğu için yeterli kemik kalitesi ve kantitesine ihtiyaç duyulur.

Malzeme Kaynaklı Başarısızlıklar:

İnsan üzerinde implant materyalleri ile birlikte birçok biyomateryal kullanılmak zorundadır. Bu materyallerin de biyoyumlu olması zorunludur. Günümüzde araştırmacılar arasında titanyum ve titanyum alaşımlarının biyoyumları konusunda fikir birliği sağlanmış olmasına rağmen hala greft materyalleri, membranlar ve diğer protetik restorasyon materyallerinin biyoyumlulukları ile ilgili sorunlar tamamen giderilebilmiş değildir. Özellikle protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller; biyoyumlarının yanında mekanik dayanım ve estetik özellikler de taşımak zorundadır. Bu açıdan bakıldığında implant destekli

restorasyonlarda titanyum ve alaşımlarının, altın alaşımları ve seramiklerin bu istekleri büyük oranda karşıladığı düşünülebilir.

Laboratuvar Kaynaklı Başarısızlıklar:

Tedavinin son aşaması olan protetik yapıların hazırlanmasında laboratuvar işlemlerinin de payı bulunmaktadır. Laboratuvar işlemleri;

- Modelin elde edilmesi
- Modelasyon
- Tijleme
- Döküm
- Tesviye ve polisaj

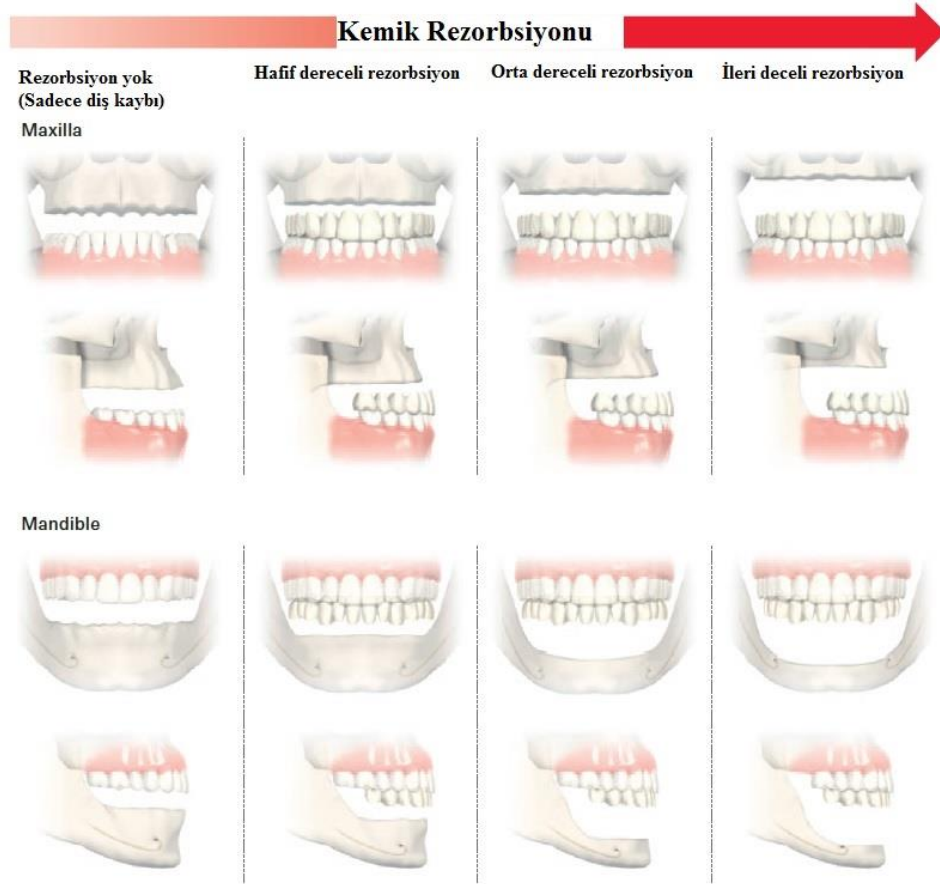
İmplant protezlerinde başarı; hasta, hekim ve teknisyen işbirliği ile sağlanacaktır. Ancak başarısız her uygulamadan hekimin sorumlu tutulacağı hiçbir zaman unutulmamalıdır (19, 34).

2.4. Tam Dişsiz Çenelerde Tedavi Planlaması

Dişsizlik insanlar için bedensel zayıflatıcı bir etken olarak karşımıza çıkmaktadır. Dişsiz bireyler protezlerini kullanırken ancak bir engelli gibi işlev görebilirler (60). Çünkü tam dişsiz bireyler protezlerini rahat kullanamamaktadırlar. Mandibular tam protezlerdeki en büyük zorluk fonksiyon görememesidir. Ağız tabanının hareketliliği, alveol sırtta ince mukoza varlığı, azalmış destek alan ve alt çene hareketliliği gibi faktörler alt çene tam protezleri olumsuz yönde etkiler. Tüm bu faktörler bile mandibular protezlerin maksiler protezleri kullanmaktaki zorluğu açıklamaktadır. Maksillada protez sınırları mandibulaya göre çok daha az hareketlilik gösterir, üstelik kalın fibröz tabakadan oluşan stabil geniş damak varlığı hem protezleri destekler hem de oklüzal kuvvetlere karşı koyar. Yukarıdaki bu farklılıklar hastaların neden mandibular protez kullanırken maksiler protezlere göre daha fazla zorluk yaşadığını açıklamaktadır (3).

Mandibuladaki atrofinin ve rezorbsiyonun derecesi restorasyon seçeneklerini direkt olarak etkileyeceği için kalan sert ve yumuşak doku miktarı ve şeklinin belirlenmesi çok önemlidir (Şekil 2.1.). Yani alveol kemiğin durumu cerrahi işlemi etkileyeceği için protez dizaynını da aynı şekilde etkileyecektir.

Tam protezler kullanılması zor olan protezlerdir. Fonksiyon estetikten daha ön planda tutulur. Bu protetik tedavinin başarısını arttırmak için farklı ölçü tekniklerinden diş formlarına kadar birçok çalışma yapılmıştır (61). Bu çabalara rağmen, hala hastaların büyük çoğunluğu protezlerini kullanamamaktadır. Bu zorunluluk implant destekli restorasyonları zorunlu kılmıştır. Günümüzde kabul gören düşüncelere göre tam dişsiz alt çeneye yapılabilecek en temel restorasyon anterior bölgeye yapılacak 2 - 4 implant destekli overdenture veya hibrit protezlerdir (62).



Şekil 2.1. Çenelerdeki rezorbsiyon dereceleri.

Dişsizliklerin implantlarla tedavisinde, protetik üst yapıların planlanması, tüm işlemleri yönlendireceğinden, implantların uygulanabilirliğinin incelenmesi aşamasında yapılmalıdır. İmplant destekli protetik restorasyonlarda başarı, doğal dişlerden destek alınan protetik uygulamalarda olduğu gibi oral hijyen, mevcut

periodontal ve periimplant dokuların sağlığı, uyumlu oklüzyon gibi etkenlerle sağlanır. İmplant destekli restorasyonlarda protetik başarı değerlendirildiğinde (63);

- Dişsizlik durumu,
- Karşıt ve doğal dentisyonun durumu,
- İmplant destek arayüz özellikleri,
- Destek şekli,
- Oklüzyon,
- Protez dizaynının önemli olduğu unutulmamalıdır (63).

Tam dişsiz alt çenelere yapılabilecek tedavi seçenekleri; geleneksel tam protezler, implant destekli sabit protezler, implant tutuculu ve implant destekli overdentureler, implant tutuculu ve doku destekli overdentureler, anterior sabit implant destekli proteze bağlanan distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protezler ve akrilik dişlerden işlenmiş sabit protezlerdir (hibrit protezler).

2.5. Tam Dişsiz Alt Çenelerde Tedavi Seçenekleri

2.5.1. Konvansiyonel Doku Destekli Hareketli Mandibular Tam Protez

Tam dişsiz mandibulanın geleneksel protetik tedavisi tam protezlerdir (64, 65). Bununla birlikte bu tür protezlerde stabilite ve retansiyon yetersizliği gibi birçok problemle karşılaşılmaktadır (66). Ayrıca mandibulanın kret şekli ve yüksekliğinden etkilendiği için zamanla devam eden alveol kemik kaybı önceki uyumlu protezde stabilite bozukluğuna neden olur. Mandibular tam protezlerin %50'sinden fazlasında stabilite ve retansiyon problemleri olduğu bilinen bir gerçektir (67, 68).

Azalmış tükürük akışı, dilin azalmış motor kontrolü, zayıf ısırma gücü ve körelmiş duyuşal fonksiyon da negatif yönde arttırıcı faktörler olmaktadır. Bu faktörler birçok hasta çiğnemedede ağrı hissi duymasına ve yerken, konuşurken ya da gülerken protezin hareketi konusunda sıklıkla endişe duymalarına neden olur. Hastaların rapor edilen başka bir problemi ise sosyal statü üzerinde protezin olumsuz etkisi hakkında korku duymalarıdır (69-71). Protezin hareketi estetik kaygılara da yol açabilir. Hastalar ısırma ve çiğnemedede yaşadıkları zorluklar nedeniyle yemek yemede problem yaşadıkları için özellikle sosyal ortamlarda ve dışarıda yiyecek seçeneklerini uyarlamak zorunda kaldıklarını bildirmektedirler. Hatta bu yüzden bazı hastalar sosyal ortamlardan tamamen uzak durmaktadırlar (70, 71).

2.5.2. İmplant Destekli Overdenture Protezler

Günümüzde implant destekli overdenture protezler tam dişsiz alt çene rehabilitasyonunda yaygın olarak kullanılan tedavi modelidir. İleri derecede rezorbe alt ve üst çene tam dişsiz arklara sahip hastalar doku destekli tam protezler kullanılırken retansiyon, stabilite, destek ve çiğneme fonksiyonuyla ilgili genellikle sorunlar yaşarlar. İmplant tutuculu protezler hem implantlardan hem de dokulardan destek alırlar. Overdenture tasarımının belirlenmesinde göz önünde bulundurulması gereken faktörler; endikasyonlar, biyomekanik prensipler, protez alan analizi, bağlantı ataçmanı seçimi, optimum implant gereksinimi, protez dizaynı, implantların konumu, hasta memnuniyeti ve başarı oranlarıdır (68). Doku destekli protezlerde olduğu gibi hasta tarafından takılıp çıkarılabilirler. Bu yöntem özellikle konjenital ve cerrahi defektli, aşırı rezorbe kretlere sahip ve yumuşak doku desteğini kaybetmiş hastalara fonksiyonel ve estetik açıdan yardımcı olur. Az sayıda implant yerleştirildiği için daha ekonomiktir. Üst yapı ise hasta tarafında takılıp çıkarılabilir ve sabit proteze göre daha ucuz ve yapımı daha kolaydır (20, 63).

Bazı araştırmacılara göre genç hastalarda ya da 10 yıldan az dişsiz hastalarda, anterior 2 implant tutuculu protezin fonksiyon sırasında anterior – posterior rotasyonu nedeniyle posterior alanda kemik rezorbsiyon artışına sebep olabileceği nedeniyle kontraendike olduğunu ifade etmişlerdir (72-74).

Misch'e göre, implant destekli protezler implantlar arasındaki birçok barla stabilize olduğu gibi, her bir bar üzerine yerleştirilmiş bağlantı klipsleri sıklıkla birbirine paralel değildir ya da posterior alveol kretine dik olarak yerleştirilmemiştir. Bu nedenle, bağlantı klipsleri çiğneme fonksiyonu sırasında tutarak protez hareketliliğini kısıtlar. Bu da protezle bar bağlantısı arasında azaltılmış hareket kısıtlılığı, implantlardan artmış protez desteği ve implantlarda artmış burkulma kuvvetleri ortaya koymaktadır (74). Zayıf posterior kret formu içeren klinik durumlarda, posterior mukoza desteğinin azaltılması protezin dönme hareketini engellemesi açısından avantajlı olabilir. Sabit protezlerde de benzer şekilde, stabil bir oklüzal düzlem ve anterior maksilla ve posterior mandibulada olası kemik rezorbsiyonunu azaltıcı protez pozisyonu oluşturur (9, 75). Topuz ya da bar gibi klips bağlantılı implant tutuculu protez dizaynları yumuşak dokunun esnekliğinden dolayı önemli miktarda dönme ve dikey hareketlenmeye izin verir bu da rezidüel krette kemik

kaybına yol açar. Bu nedenle implant tutuculu protezlerin fonksiyonel başarısı için protezin optimal genişlikte ve uyumda olması önemlidir.

Başarılı overdenture implant tedavisinde protetik alan analizi planlarken protez implant bağlantı sistemlerindeki protez parçalarının seçenekleri göz önünde bulundurulmalıdır. Bar bağlantılı overdenture protezde dişlerin boyutları, protez kaidesinin kalınlığı, bar bağlantısının kalınlığı, hijyenin sağlanması için bar ile mukoza arasındaki boşluk ve yumuşak doku kalınlığı hesaba katılırsa en az 13 – 14 mm interoklüzal aralık gereklidir (76). Ball bağlantı için 10-12 mm ve locator ataçman için 8,5 mm en az yer gereksinimi vardır (77, 78). Protez bağlantı bileşenleri için yetersiz alan varlığı; aşırı konturlu proteze, oklüzal dikey boyut artışına, ataçmanlara yakın yerde diş kırıklarına, bağlantı parçalarının protezden ayrılmasına, protez kırığına ve genel hasta memnuniyetsizliğine sebep olabilir.

İmplantları splintleyip rijit bar bağlantısı ya da birbirinden bağımsız implant bağlantı sistemlerinden hangisinin kullanılacağına karar verilmelidir. Ayrıca bu tedavi kararına yardımcı olacak rehber prensipler literatürde sınırlı ve tartışmalıdır. Ataçman seçimi implant sayısı ve yerleşimine, kemik kalitesine, ark şekline, retansiyonuna ve protez dizaynına bağlı olarak etkilenir (79).

Overdenture implant protezlerde kullanılan bağlantılar; genel olarak abutmentlerin birbirine bağlandığı veya tekli kullanıldığı durumların yanı sıra bağlantı klipslerinin esnek veya rijit tip olmasına göre de tasarlanırlar. Günümüzde implant destekli overdenturelerde kullanılan bağlantılar: Ball bağlantılar (lastikli yüzük ve / veya metal yerleşimli), klipsli bar ataçmanlar, locatorlar, mıknatıslılar, alt yapı içine yerleştirilmiş locatorlı bar bağlantılardır.

Abutment paralelliği tekli implantlar için çok kritik öneme sahiptir. Paralel olmayan abutmentler matrisin hızlı aşınmasına yol açar. Bu yüzden implant sayısının artışıyla paralelliğin sağlanması daha zor olacağı için birbirine splintlenmelidir.

Mandibular anterior kret V şeklinde olduğunda, bar bağlantı kanin bölgesine yerleştirilen implantlar arasına yerleştirildiğinde dil boşluğunu ihlal eder. Daha anterior iki implant arasına bar bağlantı planlanırsa yerleştirilen barın uzunluğu yetersiz kalacaktır. Bu yüzden bu tür vakalarda, ball bağlantı veya 3 – 4 implantla bar bağlantılı overdenture protez ya da anterior bölgeye foramen mentaleler arası bölgeye

4 implant destekli anterior sabit posterior hareketli bölümlü protez kullanımı endikedir (80).

Bar kullanımı protezin maliyetini arttırır, işlem prosedürünü komplike hale getirir, teknik hassasiyete daha fazla ihtiyaç duyulur ve genellikle diğer bağlantı tiplerine göre daha fazla alan gerekir (6). Barın hissedilen en önemli avantajı birbirine paralel olmayan implantlara yerleştirilebilmesidir (72). Ancak tekli bağlantılar da belli dereceye kadar paralel olmayan implantlarda kullanılabilir (81).

Mevcut verilere bakıldığında alt çene overdenturede bağımsız implantları destekler. Ball ve bar ataçmanlar ile implanta iletilen stres ise literatürde hala tartışmalıdır (82-84).

İmplant destekli tam protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır. Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik (reziliyans) miktarı birbirine göre değişiklik göstermektedir.

İmplant sayısı ve çenedeki dağılımı ve protezin tasarımına göre overdenture protezleri;

- implant – doku destekli mandibular overdenture protezler (kullanılan bağlayıcılar ve ataçmanlar, gelen oklüzal kuvvetleri protez aracılığıyla implantlar ve posterior dişsiz kretlere dağıtırlar).
- implant – implant destekli mandibular overdenture protezler (çenedeki implant dağılım şekli ve bağlayıcıların tasarımına bağlı olarak gelen oklüzal kuvvetler direk olarak implantlar tarafından karşılanır) olarak tanımlayabiliriz.

2.5.3. İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant destekli sabit protezler hastaların kabullenmesi ve fonksiyonların iadesi açısından en başarılı protezler olduğu kanıtlanmıştır (85-91). İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan implant sayısının artması ve karmaşık protetik restorasyon nedeniyle doğrusal bir maliyet artışı olmaktadır (92-95). İmplant tutuculu protezler ile implant destekli sabit protezlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda objektif ölçüm ve subjektif hasta memnuniyeti açısından hiç veya çok az anlamlı fark bulunmuştur (96, 97). Özellikle uzun süre protez kullanmış bazı yaşlılar (50 yaşından büyük)

overdenture protezleri tercih etmektedir (96). Maliyet farkı birçok dişsiz hastada sabit protez alternatifini engellemiştir (97-99). İmplant tutuculu overdenture protezler implant destekli sabit protezlere göre ekonomik açıdan avantajlı görünse de (100) uzun vadede pek avantajlı olduğu söylenemez. Özellikle posterior bölgedeki dişsizlik durumlarında implant destekli sabit protezler, hareketli protezlerle karşılaştırıldığında hastalar için en uygun seçeneklerdir (20).

İmplant yerleştirilmesini engelleyecek sistemik, anatomik veya ekonomik sınırlama olmadığında her eksik diş için bir implant yerleştirilerek yapılan sabit restorasyonlar en ideal alternatiftir (74). Bununla birlikte 6 – 8 implant destekli restorasyonlarda estetik ve fonksiyonel olarak yüz güldürücü sonuçlar vermektedir.

All-On-Four İmplant Tedavi Konsepti:

Tam dişsiz hastaların bazılarında, maksilla ve mandibula posterior bölgesinde sinir repozisyonu, sinüs lifting, greftleme gibi komplike tedaviler uygulamadan implant destekli protez tedavisi yapmak neredeyse imkansız olabilmektedir (101). Bu tür vakalarda bir tedavi seçeneği olarak All-On-Four implant tedavi seçeneği olabilir. İmplantların aılandırılmasıyla daha uzun implant yerleşimi sağlaması, kısa kantilever kol ile gelişmiş protez desteği sunması, implant arasındaki mesafeyi arttırarak ve kemikten ankraj almayı kolaylaştırması bu metodun avantajlarıdır. All-On-Four implant tedavi seçeneğiyle dişsiz arklarda ya da immedat çekim sonrası immedat yükleme ile; çenelerin anterior bölgeye aksiyel olarak iki ve posterior bölgeye eğimli (en fazla 45° açılı) multi-unit implantlar kullanılarak dişsiz hastalara sadece dört implant sabit restorasyon mümkün olabilmektedir. Bu metod Paulo Malo ve arkadaşları tarafından 2003 yılında geliştirilmiştir (102-104).

İmplantların aılandırılması ilgili anatomik yapıları korur ve uzun implantların yerleştirilme olanağı sayesinde protezi desteklemek için optimal iyi kortikal ankraj sağlar. Mandibulada eğimli implantların kullanılması mental foramen bölgesinden uzaklaşılarak, maksillada ise sinüs ogmentasyonuna gerek kalmadan iyi bir kemik desteği sağlamaktadır. Ayrıca aılandırmayla implantlar arası mesafe arttığından kemik augmentasyon ihtiyacını ortadan kaldırdığı gibi kısa da olsa kantilever olanağı sunar (102, 105, 106).

2.5.4. Anterior İmplant Destekli Sabit Proteze Bağlanan Distal Uzantılı Mandibular Hareketli Bölümlü Protezler

Dişsiz hastalar sürekli olarak hareketli protezlerine alışma zorluğundan şikayet ederler. Dişlerinin çıkarılabilir olmasını sevmeyen bazı hastaların duygusal bir bileşenin olması da ayrıca değerlendirilmesi gereken bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır (107). Eğer hasta düzenli olarak rutin kontrollere gelirse, gerektiğinde proteze besleme yapılarak stabilitesi iyileştirilebilir. Ancak bu işlemde çoğu hastalarda yüksek düzeyde konfor ve fonksiyon sağlamayabilir (108). Dişsiz hastalar için implant destekli overdenture protezler ve bilateral distal uzantılı sabit protezler alternatif tedavi olarak sunulmaktadır (109, 110). Özellikle kanin-kanin arası bar bağlantılar hastaların dil hareketlerini engellediği için büyük sorun oluştururlar. Distal uzantılı sabit protezler overdenture protezlerle karşılaştırıldığında sabit olmaları nedeniyle daha fazla konfor sağlamaktadır. Bununla birlikte distal uzantılı sabit protezlerin bazı fonksiyonel ve biyomekanik dezavantajları da olabileceği akıldan uzak tutulmamalıdır (111-114). Alt yapı dizaynı ve rijit abutment bağlantısı kemik – implant arayüzünde eğilme momentlerine neden olması ve makaslama kuvvetlerinin osteointegrasyon sürecine zarar vermesi dezavantaj olarak düşünülmektedir. Fonksiyonel açıdan bakıldığında distal uzantılı implant destekli sabit protezlerin implant overdenture protezlerin oklüzal kuvvetler karşısında alveolar kreti ek destek olarak kullanmasıyla karşılaştırıldığında yeterince çiğneme etkinliğini iyileştirmediği belirtilmektedir (115).

Overdenture protezler posterior uzantısının oklüzal ilişkisi nedeniyle uygun kraniomandibular stabilite oluşturmasına rağmen bu durum fonksiyonel baskı sonucu alveol kret rezorbsiyonuna neden olabilir (9). Sinir repozisyonu ve / veya greft yöntemleriyle atrofik mandibulada kret yüksekliği arttırılarak implant yerleştirilmesi düşünülebilir. Fakat her zaman hasta için kabul edilebilir tedavi seçenekleri olmadığı gibi sonucunu tahmin etmekte zor olabilir.

Hasta için greftleme ve komplike cerrahi prosedürleri içermeyen alternatif bir tedavi seçeneği olarak mental foramenler arasına yerleştirilen implantlarla desteklenen sabit proteze bağlı bilateral hareketli bölümlü protezlerdir. Bu protez tipi overdentureların sağladığı estetik ve fonksiyonel avantajlara ek olarak stres

yönlendirici özelliğiyle dişsiz krete gelen kuvvetleri azaltmakta ve anterior bölgede sabit bir protez imkanı sunmaktadır (107).

2.6. Dental Biyomekanik

İnsan vücudunu oluşturan dokuların yapısında etkili olan biyolojik ve mekanik faktörlerin birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir. “Bio” ve “mekanik” terimlerinin bileşimi ile oluşan biyomekanik kavramı ise mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır (116). İmplantlar ağız içerisinde çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlerle karşılaşılır. Fonksiyonel implant ve protetik restorasyon tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde dağıtarak protezin fonksiyonuna yardımcı olmasıdır (74). Bu yüzden klinisyenin protez tasarımını planlarken dental biyomekanik kavramları iyi bilmesi gerekmektedir (116).

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (117, 118):

2.6.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir. Formülü: F (kuvvet) = m (kütle) \times a (ivme) birimi, Newton (N) = Kg \times m/s²

Dental implant literatüründe kuvvet genellikle “kilogramkuvvet” olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme (tensile), sıkıştırma (compressive), burkulma (torsion) veya makaslama (shear) olarak sınıflandırılır. Dental implantlar üzerine doğal olarak fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir yani pasif uyuma sahip üstyapıları olan implantlarda bile oklüzal yükler gelmezken dental implantlar üzerinde birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetler genelde çok küçük büyüklükte olmakla beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilir (19, 118).

Doğal dişlere gelen kuvvet dağılımı periodontal ligamentin mikro hareketi sayesinde olur. İmplantlarda ise böyle bir durum söz konusu olmadığından kuvvet dağılımı olamaz ve kuvvetin büyük kısmı kret tepesinde yoğunlaşır (119, 120). Kemik implant arayüzeyinde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve

makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemik daha çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az makaslama tipi kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır (74). Bu nedenle implant tasarımında makaslama ve çekme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar üretilmelidir. Sıkışma tipi kuvvetler implant parçalarını bir arada tutan vidalarda da en iyi kabul edilebilen kuvvetlerdir (121-123).

İmplant üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik arayüzündeki vertikal yükler kret tepesinde yoğunlaşır, lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü artırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağıtılmasında protez şekli ve tüberkül eğimleri de etkilidir (124). Barbier ve arkadaşları (118, 125) IMZ marka implantları etrafındaki aksiyel ve aksiyel olmayan yükleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişler, çalışmalarında özellikle horizontal yüklerin azaltılması gerektiğini göstermişlerdir.

Kemik, belli bir eşik altındaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir (126). Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerde farklılıklar göstermektedir. Gotfredsen ve arkadaşları (127) köpek mandibulasına yerleştirdikleri implantlar arasındaki ekspansiyon vidasını aşamalı olarak aktive ederek, implantlara lateral statik yükler uyguladıkları çalışmalarında, yükleme sonrasında, kontrol grubuna göre, yük uygulanan implantlar çevresinde daha yüksek yoğunluklu kemik oluşumunu ve kemik implant temasının daha fazla mineralize olduğunu göstermişlerdir. Geng (29) ise bir dental implantın, başarı veya başarısızlığında ana faktörün, implantın kuvvetleri çevre kemiğe iletme tarzı ve miktarının olduğunu ifade etmiştir.

Tavşan tibyaları üzerinde statik ve dinamik yüklemeler uygulayarak yapılan çalışmada, dinamik yüklemelerde implantlar çevresinde kemik rezorpsiyonları belirlenirken, statik yüklenen implantlarda, çevre kemiğin korunduğunu ve kontrol grubuyla farklılık göstermediği bulunmuştur (128). Araştırmacılar, bu çalışmaların kapsamında belirli bir değere kadar olan dinamik yüklemelerin kemik formasyonuna neden olabileceğini belirtmekle birlikte, aşırı dinamik yüklemelerin kemik deformasyonuna sebep olacağını, statik yüklemelerin ise deney kapsamında uygulanan

kuvvet limitleri dahilinde zararlı olmadığı sonucuna varmışlardır. Ağız içerisinde bir implanta statik yük uygulamanın en tipik örneği pasif uyumu olmayan protetik üstyapılardır. Günümüzde kullanılan tekniklerde üstyapıların pasif uyumunun çoğu zaman mümkün olmadığı bilinen bir gerçektir (129). İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı için pasif uyum ön şarttır (130). Ancak deneysel çalışmalar sadece protetik üstyapı uyumsuzluğu nedeniyle marjinal kemik rezorpsiyonu olmadığını, kemiğin bu tip yüklere toleransı olduğunu göstermektedir (131). Görüldüğü gibi mevcut çalışmalarda implantlarda marjinal kemik kaybına neden olan aşırı yüklemenin niteliği ve niceliği hakkında bir görüş birliği yoktur.

2.6.2. Çiğneme Kuvveti

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır (132). Çeşitli araştırmalarda çiğneme sırasında implantlar üzerine değişen büyüklük, sıklık ve süre ile farklı yüklerin geldiği gösterilmiştir (Tablo 2.1.).

Dişsizlik süresi uzadıkça maksimum çiğneme kuvveti yaş ve çevresel faktörlere bağlı azalmaktadır. Bununla birlikte implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde çiğneme kuvvetlerinde tekrar artış görülebilmektedir (133). Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişebilmektedir (134, 135).

Doğal dişli ve tam dişsiz durumlarda maksimum okluzal kuvvetler arasında büyük fark bulunmaktadır. Doğal dişli bireylerde molar bölgesinde okluzal kuvvet ortalama 150 – 250 psi ölçülürken, tam dişsiz bireyde 50 psi'den daha az bir değer ölçülür. Bununla birlikte dişsiz kalma süresi uzadıkça bu aradaki fark daha da artmaktadır. Okluzal kuvvetlerdeki bu azalmayla birlikte protezlerin stabilite eksikliği gibi dezavantajları da eklenince bireylerin çiğneme etkinliği de düşmektedir. Doğal dişli bireylerde çiğneme performansı %90 iken tam protez kullanan hastalarda yaklaşık %58'dir (24).

Tablo 2.1. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen ortalama maksimum çiğneme kuvvetleri.

Araştırmacı	Doğal Diş Dental İmplantlar	Ortalama Maksimum Çiğneme Kuvveti
Braun ve arkadaşları (136)	Doğal diş	738±209 N
Mericske-Stern ve Zarb (137)	İmplant destekli tam protez	35 – 330 N
Carr ve Laney (133)	Geleneksel protez İmplant destekli protez	59,6 N 112,9 N
Van Eijden (138)	Kanin 2.Premolar 2.Molar	469±85 N 563±99 N 723±138 N
Morneburg ve Proshchel (139)	Üç üyeli implant destekli sabit protez Anterior tek implant Posterior tek implant	220 N 91 N 129 N
Fontjin-Tekamp ve arkadaşları (140)	İmplant destekli protez Molar bölgesi Anterior bölgesi	50 – 400 N 25 – 170 N

2.6.3. İmplant Materyalinde Aranılan Özellikler

Hidroksiapatit ve karbon gibi pek çok biyouyumlu materyal olmasına rağmen çiğneme kuvvetlerine dayanıklılıkları yeterli olmadığı için dental implant materyali olarak kullanılamazlar. Bu materyaller okluzal kuvvetlere maruz kaldıklarında

içlerinde mikro çatlaklar oluşur ve korozyona uğrarlar. Alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi hem dayanıklı ve biyouyumlu materyaller ise kemiğe göre elastisite modülleri çok fazla (33 kat) olduğu için stresi kendilerinde toplar ve kemikte kullanmama atrofisi ile başarısızlığa neden olurlar. Buna “**stres shielding**” etkisi de denmektedir. İmplantın artan çapı da (özellikle 6 mm’den fazla olan) aynı etkiye neden olabilmektedir. Titanyum ve titanyum alaşımları ise biyo uyumlulukları ve dayanıklılıkları hem kendi içlerinde kırılmayacak kadar dayanıklı hem de çevre kemiğe kullanılmama atrofisine neden olmayacak kadar elastisite modülüne sahip (6 kat) olduğu ispatlanmış materyaller olarak bilinirler (24).

Bir implantın başarısı konakçının implanta cevabına ve materyalin konaktaki cevabına bağlıdır (141). Günümüzde bu özellikleri taşıyan implant materyali titanyumdur. Titanyum çok reaktif bir element olduğu için hava ile temas eder etmez nano saniye gibi çok kısa sürede üzeri 2 – 6 nm kalınlığında bir oksit tabaka ile kaplanır. Bu oluşan oksit tabakası sayesinde korozyona karşı direnç ve yerleştirildiği bölgede vücut sıvılarına ve proteinlere karşı afinite sağlanır. Yüzeyindeki titanyum oksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi kabul edilir (142-144). Bu oksit tabakası sayesinde materyalde korozyon olmadığı söylene de titanyumdan vücuda düşük oranlarda bazı elementlerin salınışı söz konusu olabilirler. Frisken ve arkadaşları koyun mandibulasına birer adet implant yerleştirdikten sonra diske ettikleri bölgesel lenf nodülleri, akciğer, karaciğer ve dalakta ölçtükleri titanyum değerlerini implant yerleştirilmemiş kontrol grubunun değerlerine göre oldukça yüksek olduğunu göstermişlerdir ancak sonuçların istatistiksel olarak önemsiz olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmada diğer bir önemli bulgu ise osseointegre olmamış implantların bulunduğu koyunlardaki titanyum oranlarının daha fazla olmasıdır. Araştırmacılar ortopedik implantlara göre çok küçük olan dental implantlardaki korozyonun ihmal edilebilir düzeyde olduğunu ifade etmişlerdir (145).

Dental implantlarda kullanılan titanyum saf veya alaşımlar olmak üzere 2 formda olabilir. Titanyum alaşımlarından Titanyum-Alüminyum-Vanadyum (Ti-6Al-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyo-uyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerden birisi olarak bilinmektedir. Alaşımdaki **alüminyum** materyalin dayanıklılığını artırıp yoğunluğunu azaltırken, **vanadyum** korozyon direncini arttırmaktadır (142, 144). Titanyum alaşımlarının genel fiziksel

özellikleri saf titanyumdan daha üstündür. Ancak saf titanyum implantlara üretim sonrası ısıtma işlemi uygulandığında fiziksel özellikleri Ti-6Al-4V (Grade V) alaşımlara benzer özellikler kazanabilmektedir.

Yapılan bir çalışmada kullanılan implant materyalinin elastisite modülünün en düşük 110.000 MPa olması gerektiği vurgulanmıştır (146).

Aynı geometriye sahip protetik üstyapılardan yüksek elastisite modülüne sahip üstyapı ile düşük elastisite modülüne sahip üstyapı karşılaştırıldığında yüksek rijiditeye sahip protezlerin kemik-implant arayüzüne daha az stres ilettiğini söyleyen araştırmalar vardır (147, 148). Bununla beraber iletilen stresin kullanılan materyalin elastisite modülüyle değişmediğini söyleyen çalışmalar da bulunmaktadır (149, 150).

2.6.4. İmplant Yüzey Özellikleri

Günümüzde implant yüzeyleri machined, işlenmiş ve kaplanmış şekilde karşımıza çıkmaktadır. Machined yüzey implantın kayar otomattan (üretim bandı) çıktığında sahip olduğu yüzey halidir. Bu ham bir işlem olup bu şekli ile implantlar kullanılmazlar. Yüzey alanını genişletmek, osseointegrasyon süresini kısaltmak ve implant başarısını arttırmak amacıyla yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu yüzeyin en büyük avantajı olarak yüzey pürüzlülüğünün artması ile birlikte fonksiyonel yüzey alanının artmasıdır. Bu etki farklı araştırmacılar tarafından incelenmiştir (151, 152). Pürüzlendirilmiş titanyum yüzeylerinde implant ve kemik yüzeyi arasında mikro mekanik bir kilit olduğu ve bu yüzeylerde kemik gelişiminin daha hızlı olacağı öne sürülmüştür. Iamoni ve arkadaşları yarısına kadar hidroksiapatitle kaplanmış özel implantları insan retromolar bölgelerine yerleştirip 1, 3, 6 ve 12. aylarda yüzeylerinde oluşan kemik temasını incelemişlerdir. Hidroksiapatit kaplı alanlarda daha yüksek oranda kemik teması olduğunu göstermişlerdir (153). Pürüzlü implantlarda implantı geri çıkarmak için gerekli tork değeri daha yüksektir (154, 155). Buser ve arkadaşları (156) elektro polisaj uygulanmış, orta boyutta taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, büyük boyutlu taneciklerle kumlanmış, büyük boyutlu taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, titanyum plazma kaplanmış ve hidroksiapatitle kaplanmış altı farklı yüzey özelliğine sahip implantı karşılaştırdıkları çalışmalarında en fazla kemik temasının en pürüzlü implant yüzeyinde olduğunu göstermişlerdir.

Carr ve arkadaşları (157) implantı yerinden çıkarıcı tork değerlerinin belirlenmesi yöntemiyle maymunlarda yapmış oldukları çalışmada maksimum tork değerlerini titanyum plazma kaplı implantlarda, 138,8 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 74,2 Ncm bulmuşlardır. Klokkevold ve arkadaşları (154) aynı yöntemle tavşanlarda mini implantlarda yapmış oldukları çalışmada, asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerinden çıkarıcı ortalama tork değerini 20,5 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 4,95 Ncm bulmuşlardır.

Gotfredsen ve arkadaşları (158) tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada 5 farklı yüzey özelliğine sahip titanyum implantları kullanmışlardır. Çalışmada yüzey özellikleri ile geri çıkarma tork değerleri arasında doğrudan ilişki olduğu görülmüştür. O'Sullivan ve arkadaşları (159) insan kadvraları üzerinde yaptıkları çalışmada primer stabilitenin implant makro geometrisi ile değişebileceğini göstermişlerdir (159).

Cochran ve arkadaşları (160) yaptıkları klinik çalışmada yüzey modifikasyonlarının kemik implant temas oranını arttırdığını ve cerrahi sonrası iyileşme süresini kısalttığını göstermişlerdir (160).

Bununla birlikte implant yüzey pürüzlülüğünün kemik-implant birleşiminde çok büyük etkisi olmadığına dair çalışmalar da mevcuttur (161, 162).

2.6.5. İmplant Kemik Arayüzü

İmplant-kemik arayüzünde implant kemik teması ve implant fibröz doku teması olmak üzere iki ilişkiden söz edilebilir. Fibröz doku implant ilişkisi klinik olarak başarısızlığı ifade eder.

Klinik çalışmalar, zaman içerisinde implantlar çevresinde kret tepesinde kemik kaybı olduğunu göstermiştir (163). Albrektsson ve arkadaşları (33) fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1,2 mm'ye kadar, bunu takip eden yıllarda ise 0,2 mm'ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bu limitleri aşan kemik kaybı patolojik olarak kabul edilmiş ve plak birikimi veya aşırı okluzal kuvvetler nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir (158-164).

2.6.6. Çevreleyen Kemik Yapısı

Çene kemikleri yoğunluklarına göre Tip I (D1), Tip II (D2), Tip III (D3) ve Tip IV (D4) olmak üzere dört farklı tipte karşımıza çıkmaktadır. Dişsiz alandaki

kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında belirleyici bir faktördür (24).

Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olması yeterli değildir aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma yapılmış ve implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (56, 58, 74, 85, 165-167). Adell (85) yaptığı 15 yıllık klinik gözlemlerde mandibuler anterior bölgedeki implantları maksiler anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur. En çok implant başarısızlığı, posterior maksillada bulunmuştur (164).

Sennerby ve arkadaşları (168) tavşanlarda yaptıkları çalışmada, sadece üç yivi ile kortikal kemiğe stabilize edilen bir implantın, tamamen trabeküler kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant-kemik teması sağladığını, ayrıca bu implantı yerinden çıkarıcı kuvvetlerin daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (168). Jaffin ve Berman (167) 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişlerdir. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı %35 olarak rapor edilmiştir.

Sevimay ve arkadaşlarının (169) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında D1 ve D2 kemikte stres dağılımını D3 ve D4 kemiğe göre daha homojen bulmuşlardır.

Kemiğin mekanik özelliklerini dışta; kortikal tabakanın porozitesi, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen lif oluşumu ve deformasyon hızı içte ise trabeküler tabakanın porozitesi ve trabeküler yapının anizotropisi ve de bireysel trabeküldeki dokuların materyal özellikleri belirlemektedir (31). Kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayancı, baskı gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100 MPa; trabeküler kemiğin kuvvet dayancı ise çekme ve baskı gerilmelerinde aynıdır ve yaklaşık 2 – 5 MPa arasındadır (170).

Ağızda görülme yerlerine göre en yoğun kemik anterior mandibulada en pöröz kemik ise maksiler posterior bölgede gözlenir. Bununla birlikte kemik yoğunluğu hastanın dişsiz kaldığı süreye, dişlerin çekiminden önce veya sonraki parafonksiyonel

alışkanlıklarına, kas bağlantılarına, hastanın sistemik durumuna ve hormonal etkilere bağlı olarak değişebilir (24).

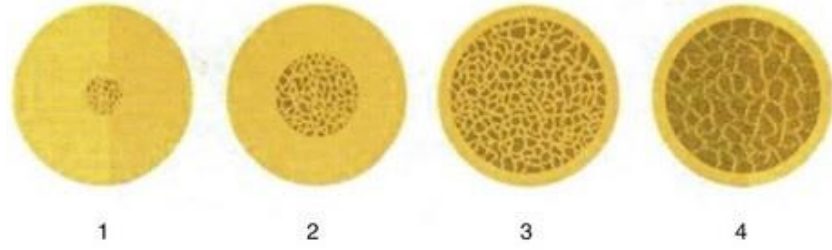
Kortikal kemik, implant yerleştirilmesi için trabeküler kemiğe göre daha elverişlidir (29). Yoğunluğunun fazla olması, elastiklik modülünü yükseltmekte ve dolayısıyla kemik direncinin artmasının yanı sıra fonksiyonel kuvvetler karşısında deformasyona karşı dayanıklı olmasını sağlamaktadır (148, 171).

Kemik Sınıflandırmaları;

Kemik histomorfolojik olarak dışta kortikal yapının çevrelediği içte trabeküler yapının doldurduğu organizmamızın destek yapısıdır. Kortikal ve trabeküler yapının kalınlığı, yoğunluğu ve sertliği kişiden kişiye değişiklik gösterir. Yaş, cinsiyet, hormonlar, beslenme alışkanlıkları ve genetik özelliklerine göre farklılıklar gösterebilmektedir. Çenelerde ise dişlerin varlığı çiğneme alışkanlıkları, ağız hijyeni, sistemik ve lokal hastalıklar kemiğin kalite ve kantitesini etkileyebilmektedir. Dişlerin kaybedilmesini takiben alt ve üst çenede kemik kalite ve kantitesi de değişmektedir. Bu değişim birçok çalışmaya konu olmuştur. Çene kemiğinin kalite ve kantitesi araştırmacılar tarafından sınıflandırmaya tabi tutulmuştur. Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb (172) sınıflandırması diğeri ise Misch (24) sınıflandırmasıdır.

Lekholm ve Zarb sınıflandırmasına göre kemik 4 değişik kaliteye sahiptir (Şekil 2.2.);

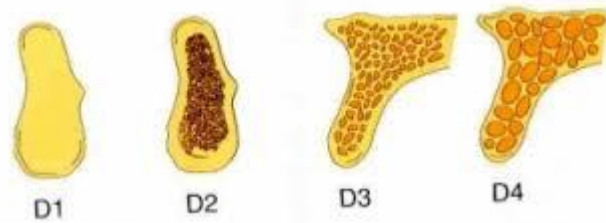
- Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,
- Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,
- Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,
- Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: İnce kortikal kemiği çevreleyen pöröz (düşük yoğunlukta) kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın Kemik Kalite Sınıflandırması.

Misch sınıflandırması (Şekil 2.3.);

- D 1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.
- D 2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterio-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.
- D 3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.
- D 4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur, kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur
- D 5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.

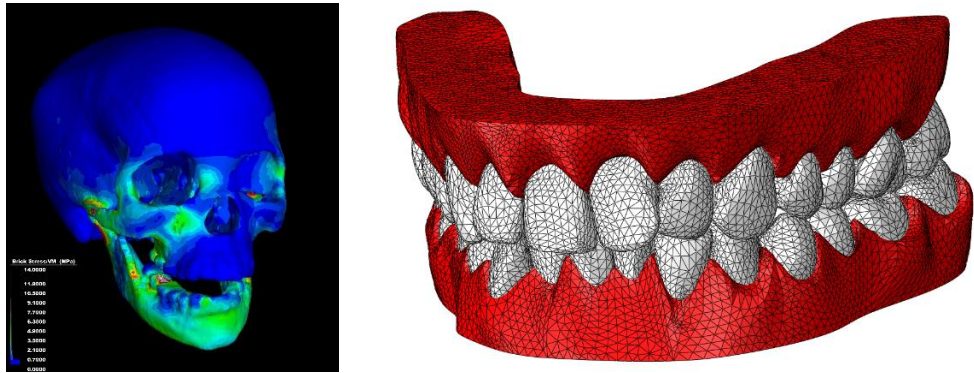


Şekil 2.3. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflandırması.

2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)

Bilgisayar destekli sayısal modelleme, birçok bilimsel ve endüstriyel araştırma geliştirme (Ar-Ge) faaliyetlerinde karmaşık ürün, sistem tasarım ve geliştirme süreçlerinde yaygın olarak kullanılan önemli bir yöntemdir. Karmaşık sayısal modelleme problemlerinin çözümünde günümüzde önde gelen modern yöntem, sonlu

elemanlar stres analizi (SESA) -finite element analysis / FEA- yöntemidir (173). Bu yöntemde incelenecek olan geometrik tasarım daha önceden matematiksel olarak tanımlanan basit ve bilinen saydaki elemanlara bölünmektedir. Yükleme altında bu elemanlarda oluşan deformasyon ve yük dağılımları, program tarafından belirlenen düğüm noktalarındaki polinomlar yardımı ile çözülmektedir. SESA yöntemi, araştırmacılara model parametrelerini değiştirerek analizleri tekrarlayabilme olanağı sağlamaktadır. Bu sayede, ilgili parametrenin tüm modelin sonucuna olan etkisi irdelenebilmektedir. Ayrıca, SESA yöntemi, normal ölçüm yöntemleriyle elde edilemeyen bilgilerin elde edilmesine ve gerçek hayatta denenemeyen durumların bilgisayar ortamında benzetimlerine (simülasyon) olanak sağlamaktadır. Bunun önemli örneklerinden biri, statik ve dinamik çene hareketlerinde çiğneme kuvvetlerinin simülasyonudur (Şekil 2.4.). Oluşturulan sonlu elemanlar modelinin deneysel doğruluğu kanıtlandıktan sonra, ilgili parametre değiştirilerek farklı implant - protez tasarımlarının oklüzal kuvvetler altında alt çene biyomekaniğine etkisi incelenebilmektedir. Oluşturulan tasarım için uygun eleman tipinin, dokulara uygun malzeme modellerinin, uygun sınır şartları ile yükleme şartlarının ve yapılan analize uygun çözüm tekniğinin seçimi çok önemlidir. Bu faktörlerin yanlış seçilmesi, analiz sonucunun hatalı olmasına neden olmaktadır.



Şekil 2.4. Sonlu elemanlar analizi yapılan kafa ve çene modelleri.

2.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Temel Kavramları

Kuvvet (Force):

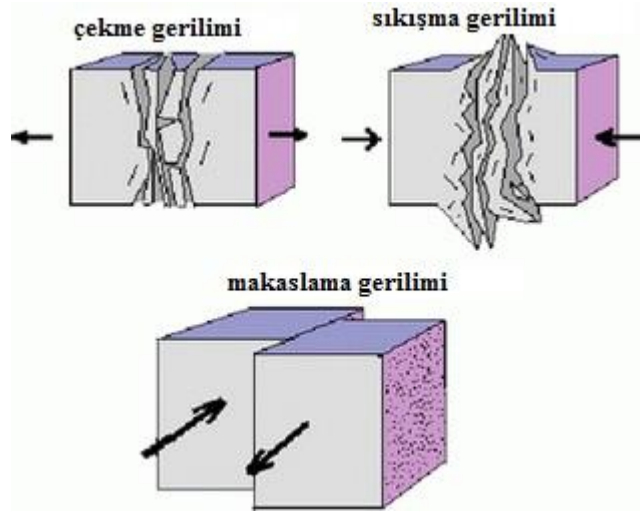
Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye denir.

Gerilme (Stres):

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman uygulanan bu kuvvete karşı, o cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Birimi genellikle Pa (Pascal) kullanılsa da dış hekimliği araştırmalarında MPa (Megapaskal) tercih edilmektedir.

$$1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$$

Kuvvet uygulanan cisimlerde uzama, sıkışma ve makaslama gerilmeleri oluşur (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Streslerin cisimlere etkileri.

Çekme Gerilimi (Tensile Stress):

Cismin üzerine dik olarak uygulanan, moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda veya ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir.

Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress):

Bir kütle kendini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında, bu kuvvete karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir.

Makaslama Gerilimi (Shear Stress):

Cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir.

Gerinim (Strain) – Deformasyon:

Bir cisme bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Gerilim elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerilmede, gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner.

Kuvvet uygulanan bir katı yapıda çekme kuvveti sonucu uygulanan kuvvet yönünde uzama; basma kuvveti sonucuysa uygulanan kuvvet yönünde kısalma meydana gelmektedir. Cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa, cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için, cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir (174, 175).

Elastiklik Modülü (Young Modulus):

Bir cisme bir kuvvet uygulandığında oluşan gerilme ve gerinim arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak da tanımlanabilir.

Poisson Oranı:

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer bir yönde aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Bu durum pratikte gerdirilen lastik şeridin kesit alanının daralması olayında gözlenebilir. Sonuçta yan yöndeki birim deformasyonunun dik yöndeki birim deformasyonuna olan oranı olarak tanımlanabilir. Bu, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (176, 177).

Eleman (Element):

SESA yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktadaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını verir. SESA yönteminde elemanlar geometrisine göre, üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır.

SESA yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel lineer denklemlere çevirir, önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeleri bulmaya çalışır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir.

Düğüm (Node):

SESA yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. SESA yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye çalışır. Böylece gerilme yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir.

Ağ (Mesh) Oluşturulması:

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir.

Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bundan sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir.

Katı (Solid) Modelleme:

En üst düzey modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler

alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerindeki renkler, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir. Cisimlerin katı modellenmesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları iki yöntem kullanır. Bu yöntemler yardımıyla yüzey sınırlarının tanımı yapılır ve bu sınırlar boyunca iki boyutlu yüzeylerin taranması ile cismin tüm hacmi tanımlanır. Eksenel simetri olan bir parça, dönme şeklinde bir tarama ile kolaylıkla tanımlanır ya da karmaşık yüzeylerde tanımlanan eğriler boyunca yapılan tarama yüzeyi oluşturulur. Tasarım yapılacak cismin yapısına göre bu iki yöntemden birisi tercih edilir.

CAD ortamında hızlı bir veri iletişim ve işlem gücüne ihtiyaç duyulması, yöntemin dezavantajı olarak gösterilmektedir. Katı modelleme sayesinde bir ürünün daha üretilmeden istenen şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Dayanım ve malzeme hesapları da yüksek maliyetli testlerle değil yazılım olarak yapılabileceğinden daha hızlı ve ucuz olur.

Sınır Şartları (Boundary Conditions):

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir.

Bir, İki ve Üç Boyutlu Modelleme:

Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yani yüksek hesap gerekmeyen ya da kuvvetin tek ekseninden etki ettiği durumlarda kullanılabilir. İki boyutlu modellerde çizilen parçalar ise iki boyutlu olarak oluşturulur. Kuvvetler oluşturulan modelde iki eksen doğrultusunda etki ettirilir. Meydana gelen etkiler de bu yönlerde oluşmaktadır. Kullanım yeri, üç boyutlu hareket eksenini olmayan veya özellikleri nedeniyle başka eksenlerde çalışmayan sistemlerdir.

Üç boyutlu modelleme ise gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılmış olur. Böylece daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir. Üç boyutlu bir benzeşimi, iki boyutlu veya bir boyutlu çözmek sisteme daha basit yaklaşımını sağlayarak hesaplamalarda kolaylık sağlar.

Gerilme dağılımlarını daha iyi yansıttığı için çoğu 3 boyutlu SESA gerekli olduğu ve 2 boyutlu analizlerin yetersiz kaldığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (29, 169, 178).

Von Mises Stres sonuçları çekilebilir materyaller için önemlidir. Örneğin implantta kullanılan titanyumda oluşan streslerin incelemesinde kullanılabilir. Ayrıca tüm yapıda oluşan stresler hakkında fikir vermektedir (179).

Bir üç boyutlu stres elemanın x, y, z düzlemlerine, bir normal, iki kesme tipi Stres etki eder. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere "Principal Stres" denir.

Principal Stres:

- Maksimum Principal Stres: (Maks. PS veya σ_1) Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stres) ifade eder.
- Intermediate Principal Stres: Ara değerleri ifade eder. (σ_2)
- Minimum Principal Stres: (Min. PS veya σ_3) Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stres) ifade eder.

Bu değerleri şu şekilde sıraya koyabiliriz. $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stres değeri 100 MPa, sıkışma değeri -30 MPa ise, o düğüm noktasında gerilme stres tipi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir.

Ayrıca; maksimum normal stres kriterlerine bağlı olarak, principal stresler, fizyolojik kemik yıkımının ve kemik rezorpsiyonun lokal risk göstergesidir. Buna bağlı olarak, nihai kemik dayanıklılığının fizyolojik olarak üstüne çıkıldığı, maksimum sıkışma principal stres mutlak değerinin 170-190 MPa, maksimum gerilme principal stres değerinin 100-130 MPa'ı aştığı zaman, kortikal kemikte aşırı yüklenme meydana gelir. Bu duruma ilave olarak, Max tensile / Max compressionın mutlak değerine oranı 5'i aşar ise; trabeküler kemikte aşırı yüklenmeden söz edilebilir (180).

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

Von Mises değerleri ise; iki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. SESA yönteminde Von Mises Stres değerleri özellikle çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir.

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

2.7.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- Değişik malzemelerden elde edilen cisimlerin analizleri yapılabilir,
- Stres dağılımı ve deplasmanlar hassas bir şekilde elde edilebilir,
- Malzemelerin mekanik değerleri doğru şekilde girilirse gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilir,
- Yüksek donanımlı bilgisayar dışında farklı bir materyale ihtiyaç duyulmaz,
- Non invaziv bir tekniktir,
- Kuvvet uygulanması sonucu cisimde herhangi bir noktadaki stres miktarı ölçülebilir,
- Çalışma eğer istenirse defalarca tekrarlanabilir,
- Kraniofasial ve çevre dokular simule edilebilir (31, 181, 182).

2.7.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

- Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastiklik gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapılan analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de karmaşık bir hal alabilir.

- Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir. Bugünkü haliyle yöntemin bazı karmaşık olaylara vurgulanmasında, diğerlerine göre daha büyük zorluklarla karşılaşmakta ve çatlama, kırılma davranışı, temas problemleri, yumuşayan non-lineer malzeme davranışı gibi nedenlerden dolayı her zaman istenen sonuçlar alınamamaktadır.
- Diğer yaklaşık yöntemlerde de olduğu gibi SESA yönteminden alınan sonuçlar dikkatlice değerlendirilmelidir. Formülasyonda kullanılan varsayımlar ve yaklaşıklıklar sonuçların değerlendirilmesinde dikkate alınmalıdır. Gerektiğinde sonuçlar deneylerle kontrol edilmelidir.
- Ancak malzeme parametreleri ve katsayıları son derece doğru tanımlanmışsa ve sürekli ortamın sonlu elemanlara bölümü doğru biçimde yapılmışsa gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmektedir. Buralarda yapılabilecek hatalar sonucun gerçekten de çok büyük miktarlarda sapmasına sebep olmaktadır.
- Analiz programların kullanıcı lisans fiyatları çok yüksektir ve programlar patentlidir. Her kullanıcı için lisans yapılma zorunluluğu vardır ve zamanla programların güncellenmesi gerekmektedir.
- Programların çalıştırılabilmesi için yüksek donanımlı bilgisayarlara ihtiyaç duyulmaktadır. İlerleyen zamanla bilgisayarların işlem kapasiteleri arttığı göz önüne alındığında bu problem zamanla giderilecektir (29, 183).

SESA çalışmaları:

Kısa bir literatür analizi yapacak olursak; Kayabaşı ve arkadaşları (184) dental implantların temsili çene kemiği üzerinde SESA yaparak sadece statik olarak değil dinamik ve yorulma analizlerini de yapmışlardır. Şimşek ve arkadaşları (185) farklı implant uzaklıklarının implantlar üzerindeki gerilmelere etkisini 3 boyutlu SESA metodu ile incelemişlerdir. Yokoyama ve arkadaşları (186) yapmış oldukları çalışmada, tamamen dişsiz insan çenesi üzerinde farklı üst yapılar oluşturarak gerilme

analizleri yapmış ve birden fazla veya tek üst yapının daha faydalı olduğunu gözlemlemiştir. Sandor ve arkadaşları (187) insan çenesini 3 boyutlu olarak tasarlayarak SESA metodu yardımı ile farklı kemik miktarlarına implantların verdiği tepkiyi incelemişlerdir. Koca ve arkadaşları (171) implantların çene kemiği üzerine yerleştirildiği bölgelerin dayanımına etkisini incelemiştir. Bu çalışma çene kemiğinin çeşitli yerlerinde implant kullanımının deformasyona etkisini SESA yöntemleriyle ele almıştır. Alvarez ve arkadaşları (188) alt çene modeli üzerinde kemiğin anizotropisini dikkate alarak değişik mekanik yüklemeler altında SESA yapmışlardır. Yanga ve Xiang (189) fonksiyonel derecelendirilmiş biyomateryallerden (FGBM) oluşan dental implantların biyomekanik davranışlarını üç boyutlu SESA yardımı ile analiz etmişlerdir. Djebbar ve arkadaşları (190) SESA yöntemi kullanarak dental implant üzerindeki stres dağılımını farklı yükleme yönleri altında gözlemlemiştir. Gu'ehennec ve arkadaşları (191) ortaya koydukları makalede canlı kemik dokusu ile fonksiyondaki titanyum implant malzemesi arasında, 100 büyütmede ışık mikroskopunda gözlenen direk temas olan osseointegrasyonun hızlı olanı için yüzey işlemlerini incelemişlerdir. Baggi ve arkadaşları (192) osseointegre edilmiş dental implantların nümerik olarak 3 boyutlu düzlem üzerinde SESA ile gerilme analizini yapmışlardır. Sevimay ve arkadaşları (169) ise implant uygulaması sırasında kullanılan kemiklerin kalitesinin gerilim dağılımına etkisini SESA yöntemi ile analiz etmişlerdir.

Yapılan bu çalışmalar neticesinde gerilmelerin yoğun olarak implant abutment bağlantı noktalarında olduğu gözlemlenmiştir. Uzun süredir implantların tasarımında çeşitli değişiklikler yaparak bu bölgede oluşan mikro hareketliliklerin giderilmesi amaçlanmaktaydı fakat çene kemiği kaybını önleyecek uygun implant tasarımları yapılamamıştı.

Yukarıdaki bilgilerin doğrultusunda bu çalışmada çene kemiği kaybını azaltacak implantlar ve protezler ile gerçeğe en yakın alt çene modeli tasarlanarak bunların SESA yapılmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma İnönü Üniversitesi ve Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında ve Hitit Üniversitesi Makine Mühendisliğinde gerçekleştirildi.

Çalışmalardaki modellerin tasarımında Solidworks 2015 (Dassault Systemes, SolidWorks Corp, Waltham, MA, USA) programı, implant tasarımlarında CATIA 6.0 (Dassault Systemes, Velizy – Villacoublay Cedex, Fransa) çene kemiğinin elde edilmesinde Mimics Medical Edition (Materialise Company, Leuven, Belgium) programı, simülasyonunda Ansys Workbench 16.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) SESA programı kullanıldı. Analizlerin çözümünde intel i7 4770 @3,4 GHz 8 core işlemci, 8 GB RAM, 64 Bit işletim sistemi, N vidia GT640 2 GB ekran kartı konfigürasyonundaki üç bilgisayar kullanıldı.

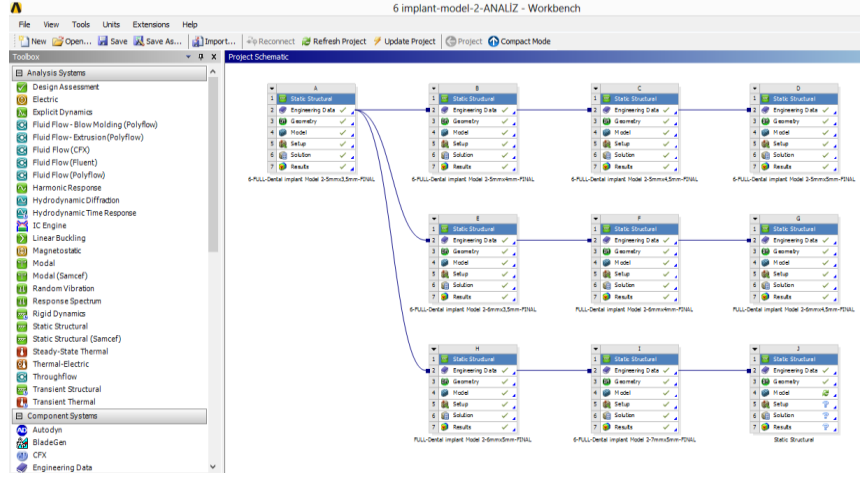
Model tasarımıımız esnasında literatürde bulunan dental implantlar detaylı bir şekilde incelenmiş ve bunlara uygun şekilde modellerimiz belirlenip ölçülandırıldı. Bütün halinde elde edilen modelimizin malzeme özellikleri de girildikten sonra mesh işlemine geçildi. Çalışmamız sırasında ileri seviye mesh seçimi yapılarak curvature yapı kullanıldı.

Tasarladığımız implant ve çene modellerini SolidWorks 2015 programının montaj ortamında birleştirdikten sonra, yapmayı düşündüğümüz analizleri ve sonuçlarını elde etmek için ANSYS Workbench 16 (Şekil 3.1.) programı kullanıldı.

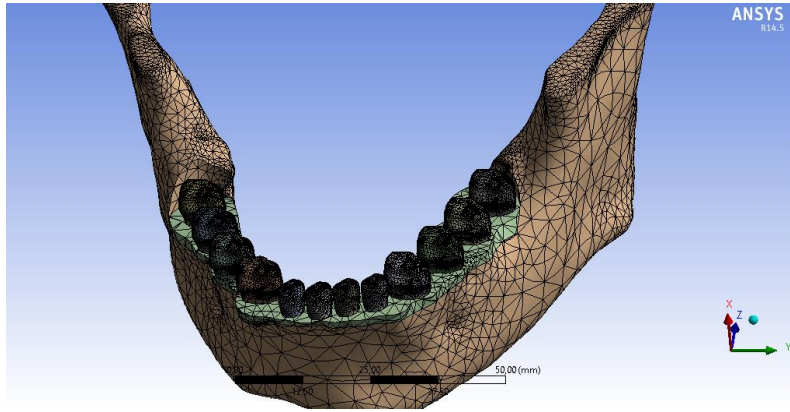
Belirtilen kuvvetler ve sınır şartları dâhilinde oluşturulan analiz modeli farklı uzunlukta implant vidalarına ve farklı uzunluktaki çaplara uygulandı.

Geometri olarak “.igs” formatındaki modeller Ansys Workbench programına aktarıldı ve daha sonra Mesh işlemine geçildi.

Mevcut yüzeylerin mesh işleminin tamamlanmasının ardından (Şekil 3.2.) simülasyona geçildi.



Şekil 3.1. Ansys Workbench ekran görüntüsü.



Şekil 3.2. Modelin mesh sonrası görüntüsü.

3.1. Tam Dişsiz Alt Çenenin Modellenmesi

Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi (BT) (şekil) çalışmaya uygun hastanın tüm kafatasını içeren tersine mühendislik programı olan MIMICS programına aktarılarak nokta bulutu şeklinde elde edildi. Kafatası üzerinden alt çene kemiği ayrılarak “.stl” formatında kayıt edildi. Stl formatı; modelleri evrensel olarak kaydederek diğer programlarda aktarım yaparken veri kaybı olmadan kullanılmasına imkân verdiği için tercih edildi. Daha sonra nokta bulutu halindeki veriler yüzey işleme yapılarak katı model haline getirildi ve Solidworks 2015 programında düzenlemeler yapılacak şekilde kayıt edildi.

Elde ettiğimiz “.stl” formatı Rapid XOR program kullanılarak diğer aşamadaki işlemleri yürütebilmek amacıyla SolidWorks 2015 programına aktarıldı. Rapid XOR

ile yüzey işleme yapıldıktan sonra SolidWorks 2015 programında, daha önce tasarladığımız implantları yerleştirme imkânına ulaşıldı.

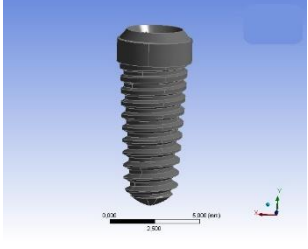
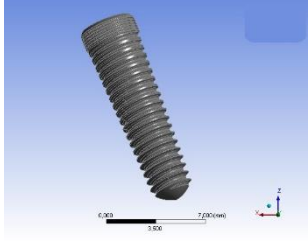
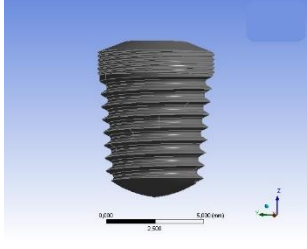
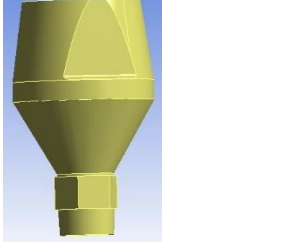

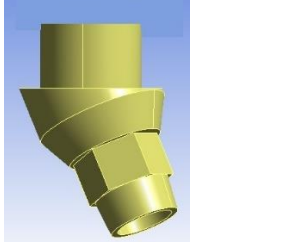
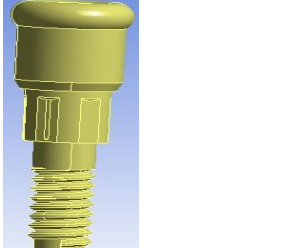
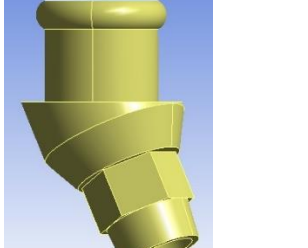
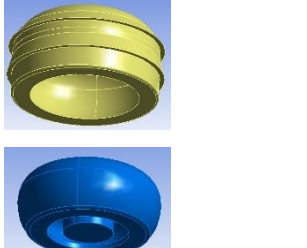
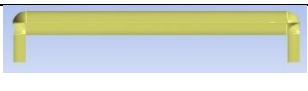
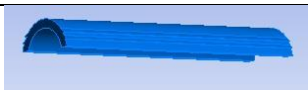
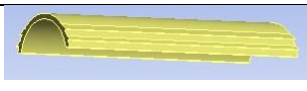
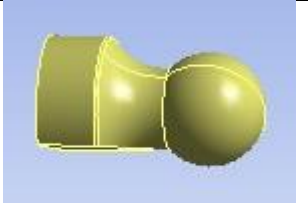
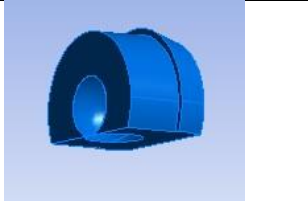
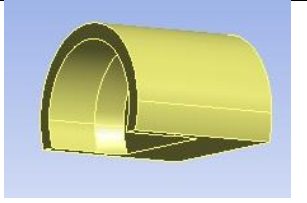
Tomografiden elde edilen görüntüde mandibulada çoğunlukla D2 kemik kalitesi görüldüğü için; kortikal kemik 2 mm ve bunun üzerini 1 mm kalınlığında mukoza ve geri kalan kemik dokusu (yaklaşık 15 mm kalınlığında) spongiöz kemik şekilde modellendi. Canlı dokular izotropik, homojen, lineer elastik olarak kabul edildi.

Yazılımlar ile elde edilen çene modeli üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi işlemler yapılarak standart bir alt çene modeli oluşturuldu. Bu sayede düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan modeller elde edildi.

3.2. İmplantların ve Abutmentlerin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan implantlar ve abutmentler standart implant tasarım prensiplerine uyularak CATIA 6.0 ve SolidWorks 2015 programıyla tasarlandı. Abutmentlerin tasarımında bağlantı noktalarına özellikle dikkat edildi.

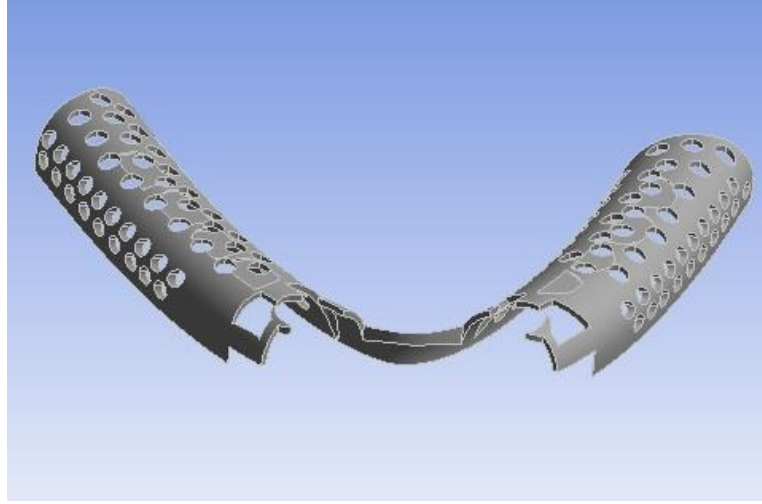
Analizlerde kullanılacak dental implantların modelleri Solidworks 2015 programında internal halinde tasarlandı. Kısa implant (çap 6 mm, boy 8 mm), standart implant (çap 4,3 mm, boy 11 mm) ve uzun implant (çap 4 mm ve boy 14 mm) olarak üç farklı implant kullanıldı (Şekil 3.3.). İmplantlar mümkün olduğunca kemiğe 90°'lik açıyla tam ortasına yerleştirildi. Sadece All-On-Four sistemde distaldeki implantlar 30°'lik açı verildi. Modellerdeki implantların çene kemiğiyle osseintegrasyonu %100 olduğu kabul edildi. Bu sayede kuvvet uygulanması sırasında kemik ile implant arasında hareket oluşmasına izin verilmedi.

		
standart implant (çap 4,3 mm, boy 11 mm)	uzun implant (çap 4 mm, boy 14 mm) açılı 30°	kısa implant (çap 6 mm, boy 8 mm)
		
standart abutment	vida	açılı abutment (30°)
		
standart locator	açılı locator	metal kap ve plastik klip
		
bar abutment	plastik klip	metal kap
		
hassas bağlantı topuz	plastik klip	metal kap

Şekil 3.3. İmplant, abutment ve protez bağlantı modelleri.

3.3. Protetik Üst Yapıların Modellenmesi

Dişlerin boyutları Wheeler Diş Anatomisi Atlası kitabı referans alındı (193). Metal destekli seramik kuronların yapısında sıklıkla tercih edilen alt yapı olarak krom – kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanıldı. Koping kalınlığı 0,8mm, porselen kalınlığı ise; kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olacak şekilde tasarlandı. Siman tabakası göz ardı edildi. Daha sonra elde edilen kuronların abutment ile uyumları yapıldı. Akrilik protezlerde krom – kobalt alaşımlı metal iskelet destekli olacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Krom – kobalt alaşımlı metal iskelet.

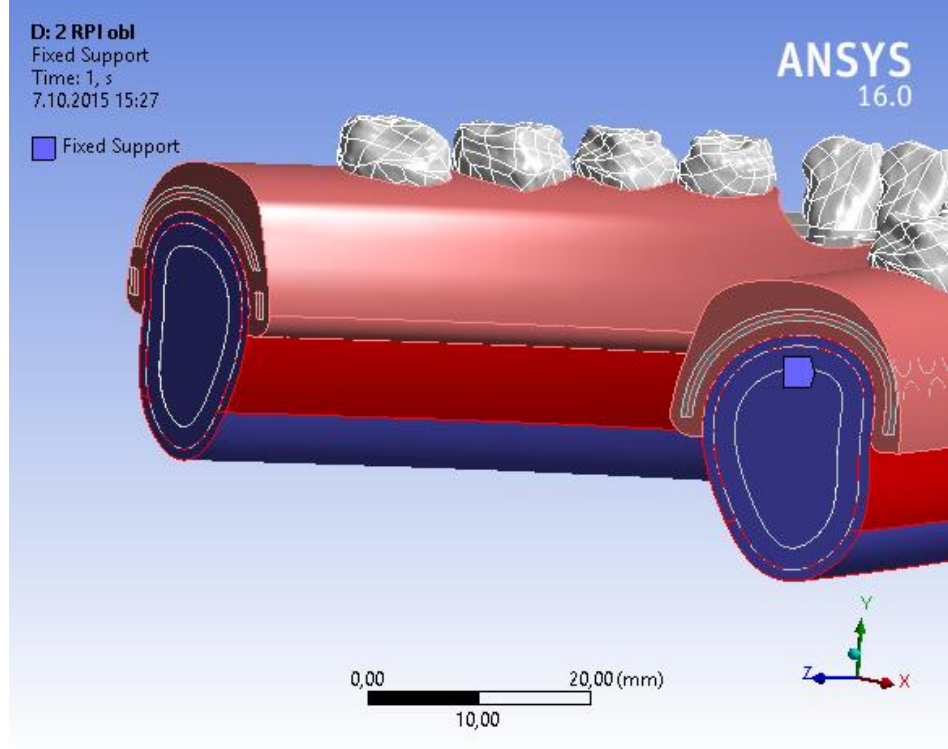
3.4. Sistemin Birleştirilmesi

Tasarlanan alt çeneye en çok implant planlanan bölgelere uygun çap ve boyutlarda implantlar montaj ilişkisinden yararlanılarak yerleştirildi. Öncesinde Cavity komutu ile her bir implant için çene kemiğinde gerekli boşluklar oluşturuldu. Çenedeki delikler ile ilgili implantın yüzeyi seçilerek montaj işlemi tamamlandı. Aynı işlemler abutment, vida, dişler ve akrilik kaide içinde uygulandı.

3.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartları

Modellerin analizinin yapılabilmesi için uzaydaki konumunda periferik bölgelerden bağlanması ve sınırlarının belirtilmesi gerekmektedir. Çalışmadaki alt çene kasların bağlantı bölgeleri göz önüne alınarak alt ve yan taraflarından serbestlik

derecesinde (DOF – Degree of freedom) harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3.5.). Kuvvetler uygulandığı zaman alt çene bu bölgelerden destek almaktadır. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın olmayacak şekilde belirlenerek sonuçların etkilenmemesi sağlandı.



Şekil 3.5. Modellerin sabitlenmesi.

3.6. Materyal Özellikleri

Mandibula modelinin, implantların ve diğer yapıların hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi (Tablo 3.1.).

Tablo 3.1. Materyallerin mekanik özellikleri.

	Elastisite Modülü (E)	Poisson Oranı (v)	Kaynak
Titanyum implant	114 GPa	0,34 v	(180)
Kortikal kemik	13,7 GPa	0,30 v	(180)
Spongioz kemik	1,00 GPa	0,30 v	(180)
Co-cr alaşım	218 GPa	0,33 v	(169)
Feldspatik porselen	82,8 GPa	0,35 v	(169)
Akrilik dişler ve rezin	2700 MPa	0,35 v	(194)
Mukoza	10 Mpa	0,40 v	(195)
Barın plastik klipsi	3000 MPa	0,28 v	(11)
Topuz tutucu ve hassas tutucu matriksi	5 MPa	0,45 v	(11)
Altın alaşımı	99,3 GPa	0,30 v	(182)

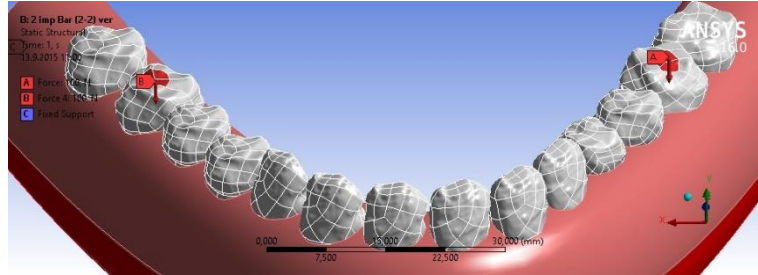
Ayrıca oluşturulan matematiksel modellerde analizler yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Spongioz kemik, kortikal kemik, mukoza, implantlar, abutmentlar ve üst protez yapıları arasında kesintisiz kontakta oldukları kabul edildi. Siman tabakası göz ardı edildi. Yapılar arasındaki bağlantı ve kayma özellikleri de programa tanıtıldı.

Analiz yapılmadan önce modellenen tüm materyallerin homojen (mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda aynı olduğu), lineer elastisite (yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesi) ve izotropik (yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu) materyaller olarak kabul edildi.

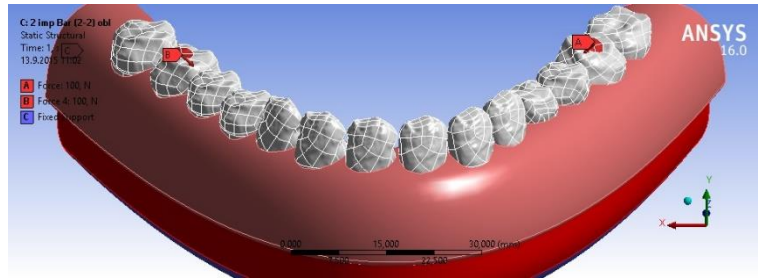
3.7. Yükleme Koşulları

Etkin sonuçlar için kuvvetler noktasal yükleme olacak şekilde belirlendi. Bu noktalar mümkün olduğunca alt 6 nolu dişin merkezine yakın olacak şekilde tanımlandı ve 2 farklı senaryoda okluzal kuvvet uygulaması planlandı. Birinci

senaryoda alt 6 nolu dişin merkezine yakın mesial, distal ve santral fossalarından 100 N olacak şekilde uygulandı (şekil 3.6.). İkinci senaryoda ise oblik bukkolingual ve mesiodistal yönde alt 6 nolu dişe 100 N olacak şekilde uygulandı (şekil 3.7.).



şekil 3.6. Vertikal yükleme.



şekil 3.7. Oblik yükleme.

3.8. Analiz Sonuçlarının Yorumlanması

SESA’inde elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Elde edilen stres değerleri ve dağılımları değerlendirilerek yorumlama yapılmaktadır.

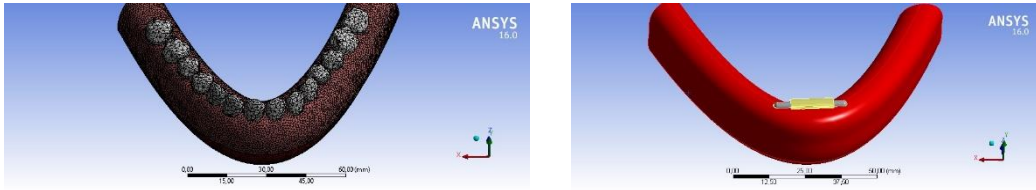
SESA yöntemleri, birçok farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağının bilinmesidir. Bu veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alındı. Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Elde edilen verilerden en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Von Mises Stres değerleri tüm yapıda oluşan stres değerleri ve dağılımları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir

Model üzerinde her değer farklı bir renk ile temsil edilir. Sol tarafta ise bu renk skalasını görebiliriz. Skaladan renklere göre sayısal olarak stres değerlerinin en yüksek ve en düşük okunabilmektedir. Skaladaki renklere göre stres miktarı maviden kırmızıya doğru artmaktadır.

3.9. Modeller

3.9.1. Model 1

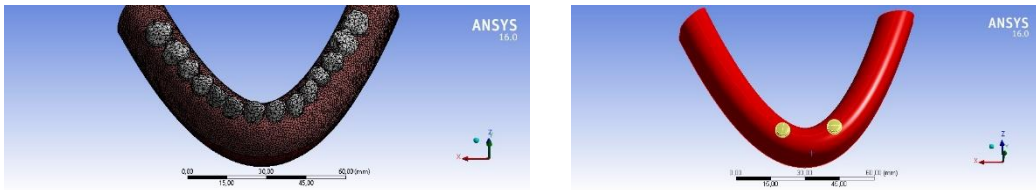
Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki lateral bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine bar tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Bar ataçmanlar 4,5 mm çapında, 2 mm uzunluğunda altın alaşımli dolder bar (armut kesitli) ve bu bara uygun 4,5 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda altın alaşımli klips modellendi (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. 2 implant – bar tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.2. Model 2

Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki lateral bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine locator tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Locator tutucunun çapı 3 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde modellendi (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. 2 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.3. Model 3

Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki kanin bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine kanin – kanin metal destekli porselen sabit köprü tasarlandı.

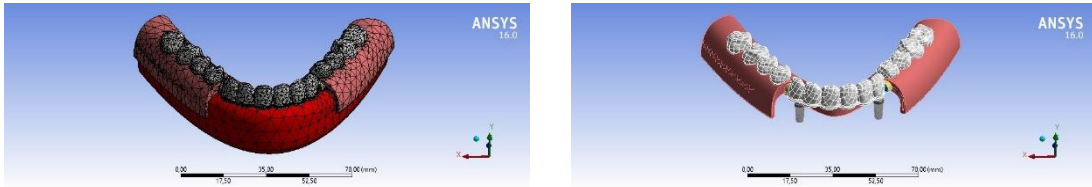
Anteriordaki sabit proteze kroşe yapılarıyla desteklenen posterior hareketli bölümlü protez oluşturuldu (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. 2 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.

3.9.4. Model 4

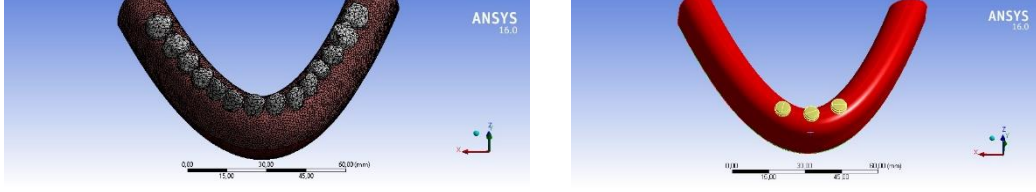
Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki kanin bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine kanin – kanin metal destekli porselen sabit köprü tasarlandı. Her iki kanin dişin distaline topuz tutuculu hassas ataçmanlar koyuldu. Topuz tutucuların çapı 3 mm olup tutuculuğu sağlayan matriks de 2 mm kalınlığa sahip olacak şekilde hazırlandı. Anteriordaki sabit protezin hassas tutucularıyla desteklenen distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez oluşturuldu (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. 2 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.

3.9.5. Model 5

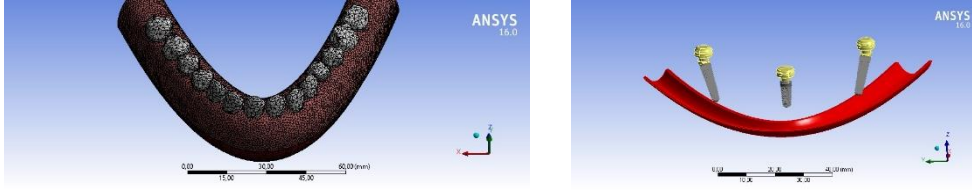
Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda üç implant yaklaşık her iki lateral bölgelerine ve orta hatta karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine locator tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Locator tutucunun çapı 3 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde modellendi (Şekil 3.12.).



Şekil 3.12. 3 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.6. Model 6

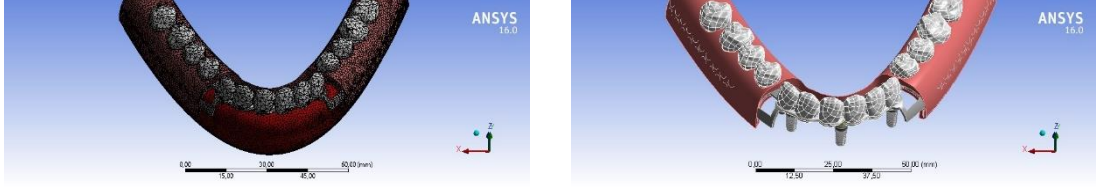
Alt çene modelinde 4 mm çapında 14 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki ikinci premolar bölgelerine distale 30° açılı ve 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda bir implant da orta hatta karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. Açılı implantların üzerine açılı locator tasarlanarak giriş yolu paralelliği ayarlandı. İmplantların üzerine locator tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Locator tutucunun çapı 3 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde modellendi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. 3 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.7. Model 7

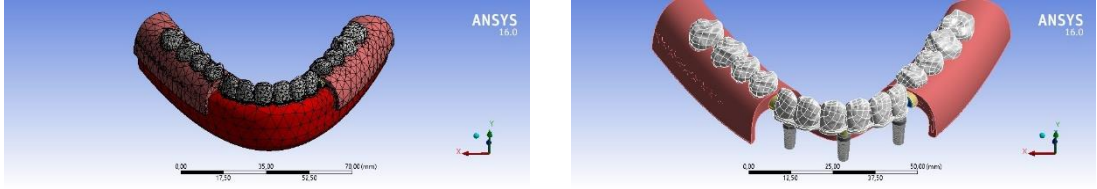
Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki kanin bölgelerine ve bir diğer implant da orta hatta karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine kanin – kanin metal destekli porselen sabit köprü tasarlandı. Anteriordaki sabit proteze kroşe yapılarıyla desteklenen posterior hareketli bölümlü protez oluşturuldu (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. 3 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.

3.9.8. Model 8

Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki kanin bölgelerine ve bir diğer implant da orta hatta karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine kanin – kanin metal destekli porselen sabit köprü tasarlandı. Her iki kanin dişin distaline topuz tutuculu hassas ataçmanlar koyuldu. Topuz tutucuların çapı 3 mm olup tutuculuğu sağlayan matriks de 2 mm kalınlığa sahip olacak şekilde hazırlandı. Anteriordaki sabit protezin hassas tutucularıyla desteklenen distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez oluşturuldu (Şekil 3.15.).



Şekil 3.15. 3 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.

3.9.9. Model 9

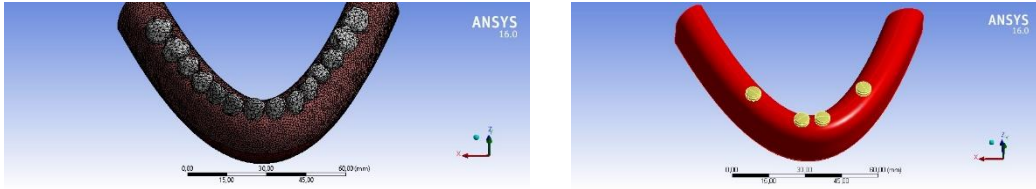
Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda dört implant yaklaşık her iki lateral ve birinci premolar bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine 3 adet bar tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Bar ataçmanlar 4,5 mm çapında, 2 mm uzunluğunda altın alaşımlı dolder bar (armut kesitli) ve bu bara uygun 4,5 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda altın alaşımlı klips modellendi (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. 4 implant – bar tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.10. Model 10

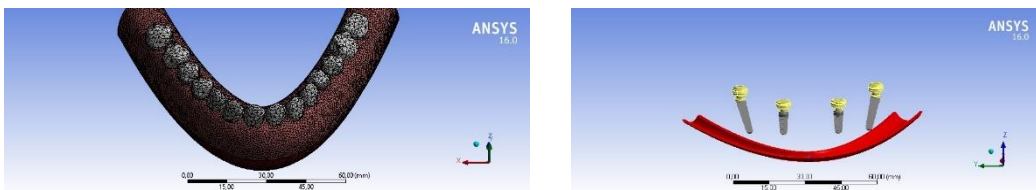
Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda dört implant yaklaşık her iki lateral ve premolar bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine locator tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Locator tutucunun çapı 3 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde modellendi (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. 4 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.11. Model 11

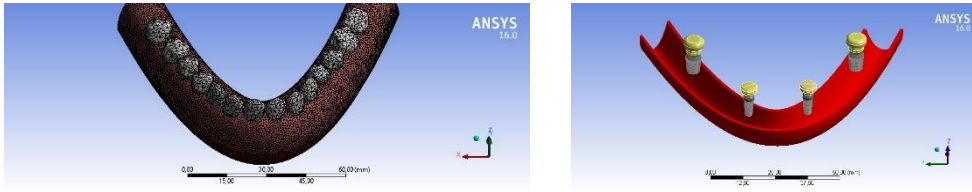
Alt çene modelinde 4 mm çapında 14 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki ikinci premolar bölgelerine distale 30° açılı ve 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda diğer iki implant da lateral bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. Açılı implantların üzerine açılı locator tasarlanarak giriş yolu paralelliği ayarlandı. İmplantların üzerine locator tutuculara sahip ovedenture bir protez hazırlandı. Locator tutucunun çapı 3 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde modellendi (Şekil 3.18.).



Şekil 3.18. 4 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.12. Model 12

Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki lateral ve 6 mm çap 8 mm uzunluğunda diğer iki implat da birinci molar bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine locator tutuculara sahip overdenture bir protez hazırlandı. Locator tutucunun çapı 3 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde modellendi (Şekil 3.19.).



Şekil 3.19. 4 implant – locator tutuculu mandibular overdenture protez.

3.9.13. Model 13

Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda dört implant yaklaşık her iki lateral ve kanin bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine kanin – kanin metal destekli porselen sabit köprü tasarlandı. Anteriordaki sabit proteze kroşe yapılarıyla desteklenen posterior hareketli bölümlü protez oluşturuldu (Şekil 3.20.).

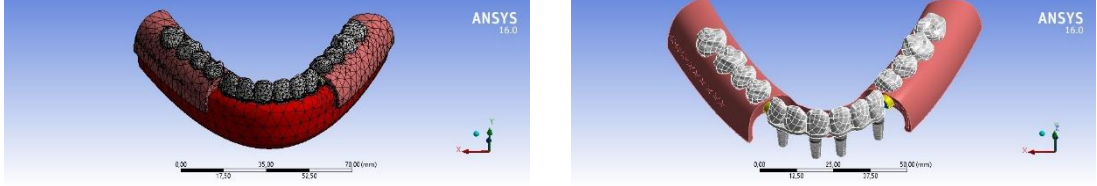


Şekil 3.20. 4 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan RPI kroşeli distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.

3.9.14. Model 14

Alt çene modelinde 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki lateral ve kanin bölgelerine karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. İmplantların üzerine kanin – kanin metal destekli porselen sabit köprü

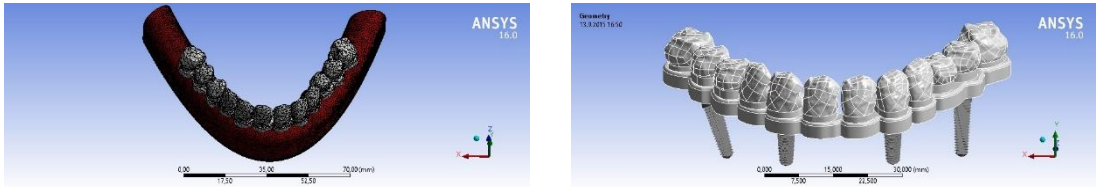
tasarlandı. Her iki kanin dişin distaline topuz tutuculu hassas ataçmanlar koyuldu. Topuz tutucuların çapı 3 mm olup tutuculuğu sağlayan matriks de 2 mm kalınlığa sahip olacak şekilde hazırlandı. Anteriordaki sabit protezin hassas tutucularıyla desteklenen distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez oluşturuldu (Şekil 3.21.).



Şekil 3.21. 4 implant – anterior sabit implant destekli proteze bağlanan hassas bağlantılı distal uzantılı mandibular hareketli bölümlü protez.

3.9.15. Model 15

Alt çene modelinde 4 mm çapında 14 mm uzunluğunda iki implant yaklaşık her iki ikinci premolar bölgelerine distale 30° açılı ve 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda diğer iki implant da laterale karşılık gelen oklüzal düzleme dik olarak yerleştirildi. Açılı implantların üzerine açılı abutment tasarlanarak giriş yolu paralelliği ayarlandı. İmplantların üzerine metal destekli porselen sabit köprü yapıldı (Şekil 3.22.).



Şekil 3.22. 4 implant – All-On-Four implant destekli sabit protez.

4. BULGULAR

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu model üzerinde yapılan analizlerden elde edilen bulgular hem stres miktarı hem de streslerin hangi bölgede yoğunlaştığını gösteren grafiklerle ortaya konulmuştur.

Üç boyutlu modeller üzerinde yapılan SESA sonucunda; implantların bünyesinde oluşan Von Mises stresleri; krestal kortikal kemik ve spongioz kemik gibi tüm implant – destek doku arayüzlerinde oluşan Maksimum Principal (gerilme) ve Minimum Principal (sıkışma) stres bulguları verilmiştir.

Araştırma sonucunda elde edilen bulgularda kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. SESA kemik gibi dokuların stres değerlerinin belirlenmesinde daha doğru sonuçlar veren Principal (Asal) Stres değerlerinden (Maksimum Principal Stres = Gerilme stresi, Minimum Principal Stres = Sıkışma stresi); titanyum gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde ise daha güvenli sonuç veren Von Mises Stres değerlerinden faydalanılmıştır. Von Mises stres değerleri kırılğan materyallerin bünyesinde streslerin dağılımı hakkında bir fikir verirken oluşan streslerin türü hakkında bir fikir vermemektedir (11).

Çalışmada tam dişsiz alt çenelere uygulanan farklı sayıda ve şekilde implantlar üzerine yapılan farklı protez tasarımlarına ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir. İmplantların bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeyleri ile çevre destek doku arayüzlerinde oluşan gerilme ve sıkışma stresleri ölçülmüştür. Protez modelleri üzerine uygulanan yüklemeler sonrası implantta ve destek kemikte oluşan streslerin MPa değerleri (Tablo 4.1.).

Modellerin stres analizinde oluşan en yüksek streslerin ortalama yaklaşık değerleri alınmıştır. Sonuçlar bu yaklaşık değerler üzerinden değerlendirilmiştir.

Tablo 4.1. Protez modelleri üzerine uygulanan yüklemeler sonrası implantta ve destek kemikte oluşan streslerin MPa değerleri.

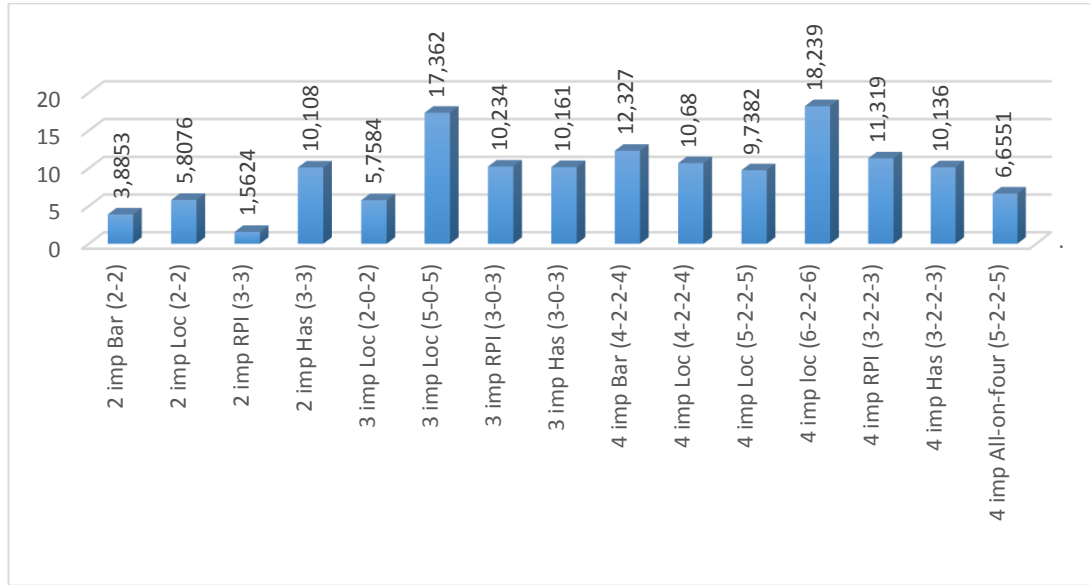
Design	İmp				Kortikal				Spongioz					
	Von Mises		Max Princ		Min Princ		Max Princ		Min Princ		Max Princ		Min Princ	
	ver	Obl	ver	obl	ver	obl	ver	obl	ver	obl	ver	obl	ver	obl
2 imp Bar (2-2)	3,8853	11,556	1,0358	2,2392	-1,2548	-3,711	0,16208	0,28503	-0,09943	-0,16192				
2 imp Loc (2-2)	5,8076	24,276	0,65805	4,9548	-1,8318	-5,2109	0,12948	0,3413	-0,19721	-0,2562				
2 imp RPI (3-3)	1,5624	1,0198	0,20325	0,26886	-0,28912	-0,61411	0,05882	0,28491	-0,053936	-0,26016				
2 imp Has (3-3)	10,108	50,16	0,58087	14,242	-1,8144	-17,348	0,23406	1,2618	-0,25124	-0,90209				
3 imp Loc (2-0-2)	5,7584	21,289	1,0657	6,7253	-1,8872	-6,4621	0,12088	0,21279	-0,18584	-0,35247				
3 imp Loc (5-0-5)	17,362	54,603	1,22	8,8321	-6,3114	-14,44	0,50963	0,86933	-0,63727	-2,4407				
3 imp RPI (3-0-3)	10,234	18,518	1,7052	5,2306	-3,7089	-6,5973	0,29314	0,41879	-0,26534	-0,21071				
3 imp Has (3-0-3)	10,161	48,193	1,0172	11,415	-1,8476	-15,612	0,21113	0,80469	-0,25735	-0,85162				
4 imp Bar (4-2-2-4)	12,327	37,307	1,2511	8,9995	-3,6613	-9,7243	0,37895	0,49357	-0,50705	-0,45174				
4 imp Loc (4-2-2-4)	10,68	29,449	0,20586	7,7907	-4,5781	-12,119	0,29863	0,48003	-0,52665	-0,33694				
4 imp Loc (5-2-2-5)	9,7382	48,7	1,3199	9,7967	-7,011	-14,497	0,55757	0,99753	-0,12837	-0,75754				
4 imp Loc (6-2-2-6)	18,239	119,67	2,618	15,565	-9,0925	-20,227	0,44563	2,3614	-0,41613	-0,72693				
4 imp RPI (3-2-2-3)	11,319	25,722	1,6542	4,2939	-3,5311	-5,6303	0,19086	0,32695	-0,23935	-0,48421				
4 imp Has (3-2-2-3)	10,136	39,998	1,0027	11,74	-1,8741	-15,43	0,24978	0,87813	-0,184	-1,0046				
4 imp All-On-Four (5-2-2-5)	6,6551	60,165	1,3488	13,809	-4,6042	-10,863	0,56938	1,4388	-0,7682	-2,4495				

4.1. İmplant Bulguları

4.1.1. Von Mises Değerleri

Dikey Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden dikey yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.1’de sunulmuştur.

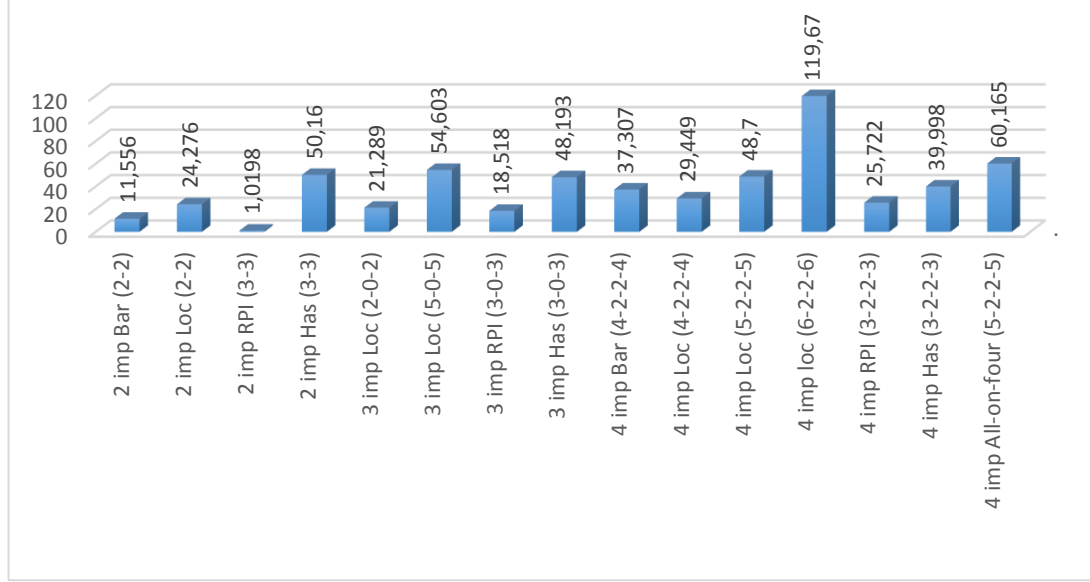


Grafik 4.1. Protezler uygulanan vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında implantlar üzerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan Von Mises stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator ve 3 implantla desteklenmiş protez sisteminde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantlarda daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür. Non-rijit bağlantı tasarımlarında streslerde azalmalar görülmüştür. Genel olarak bakıldığında 2 implantla destekli protezler daha az rijit oldukları için implantlarda daha az stresler olmuştur.

Oblik Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden oblik yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.2’de sunulmuştur.



Grafik 4.2. Protezler uygulanan oblik yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

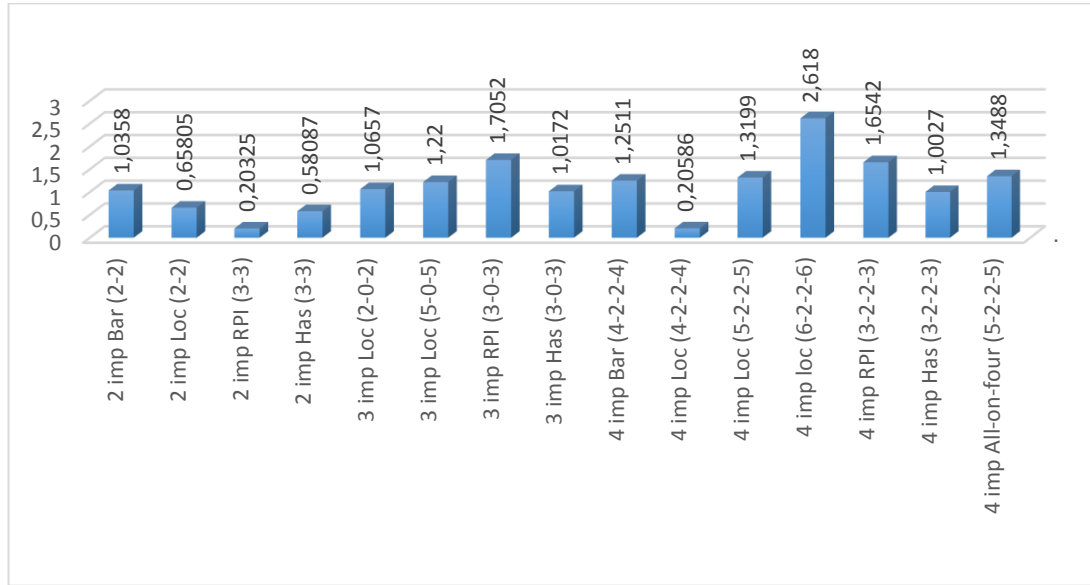
Grafiğe bakıldığında implantlar üzerinde oblik yükleme sonucunda oluşan Von Mises stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin bariz bir şekilde 4 implantla desteklenmiş locator protez sisteminde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantlarda daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür. Oblik kuvvetlerde stres değerlerinde bariz artış görülmüştür. Kroşeli ve hassas bağlantılı protez sistemlerinin karşılaştırdığımızda kroşeli sistemlerin stresler bakımından daha avantajlı olduğunu görmekteyiz.

4.2. Kortikal Kemik Değerleri

4.2.1. Maksimum Principal Stres (Gerilme Tipi Stres) Değerleri

Dikey Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden dikey yüklemde kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.3’de sunulmuştur.

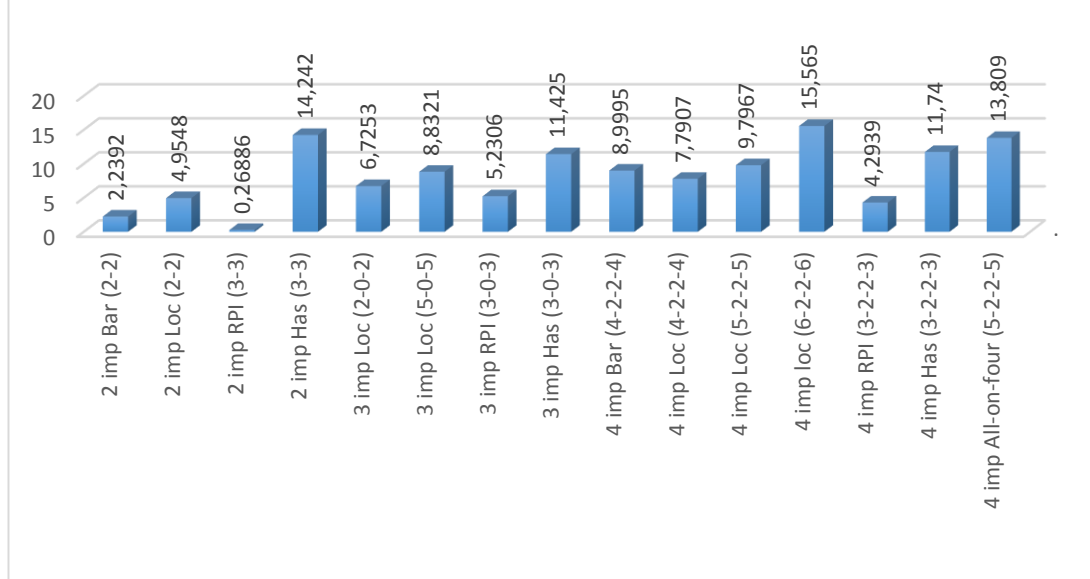


Grafik 4.3. Protezler uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator protez sisteminde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların etrafında daha fazla yoğunlaşmıştır. Anterionda bulunan implantların çevresinde düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değerleri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli ve 4 implantla desteklenen locator protez modelinde görülmüştür.

Oblik Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.4’de sunulmuştur.



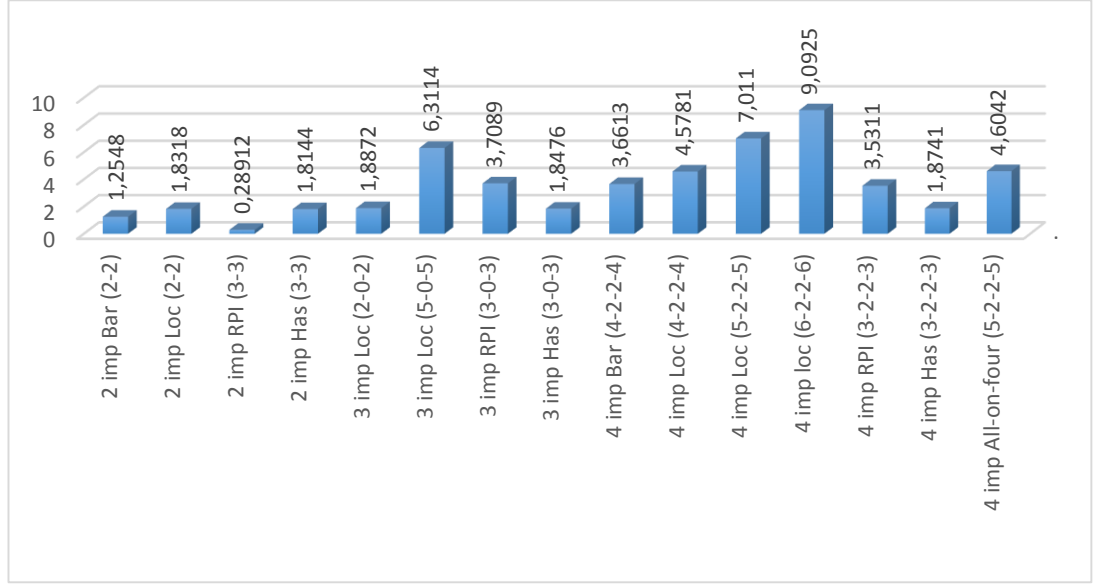
Grafik 4.4. Protezler uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator ve 2 implantla desteklenmiş hassas bağlantılı hareketli protez modelinde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların lingual yüzeylerinde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür. Kroşeli sistemlerle hassas bağlantılı protezleri karşılaştırdığımızda kroşeli sistemler stresler açısından daha avantajlı gözükmetedir.

4.2.2. Minimum Principal Stres (Sıkışma Tipi Stres) Değerleri

Dikey Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden dikey yüklemde kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.5’de sunulmuştur.

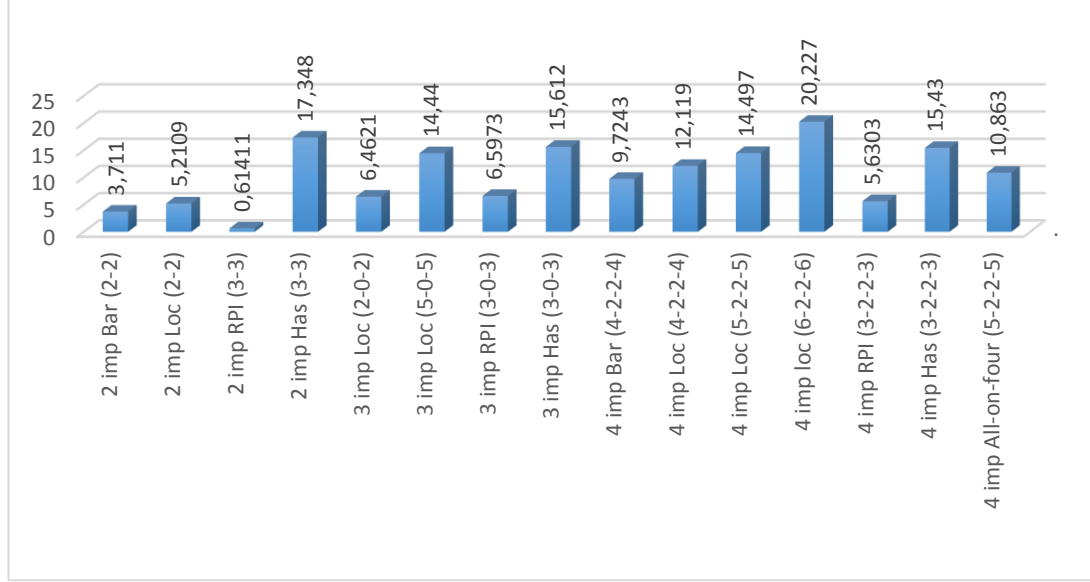


Grafik 4.5. Protezler uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator protez sisteminde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların etrafında daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür.

Oblik Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.6'de sunulmuştur.



Grafik 4.6. Protezler uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

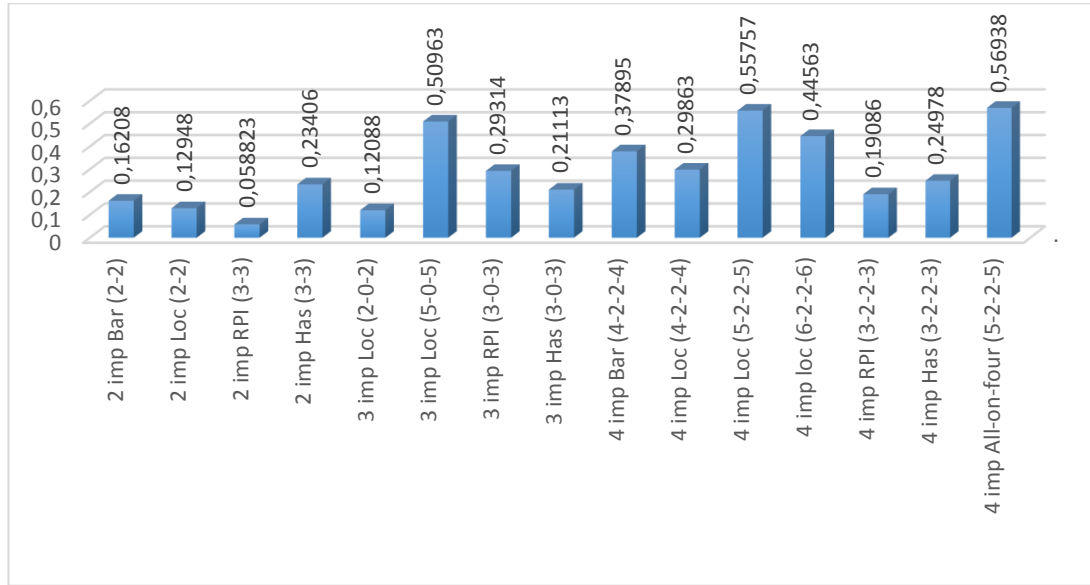
Grafiğe bakıldığında oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator ve 2 implantla desteklenmiş hassas bağlantılı hareketli protez modelinde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların lingual yüzeylerinde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür. Kroşeli sistemlerle hassas bağlantılı sistemleri karşılaştırdığımızda kroşeli sistemler stresler açısından daha avantajlı durmaktadır.

4.3. Spongioz Kemik Değerleri

4.3.1. Maksimum Principal Stres (Gerilme Tipi Stres) Değerleri

Dikey Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden dikey yüklemde spongioz kemikte oluşan Maksimum stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.7’de sunulmuştur.

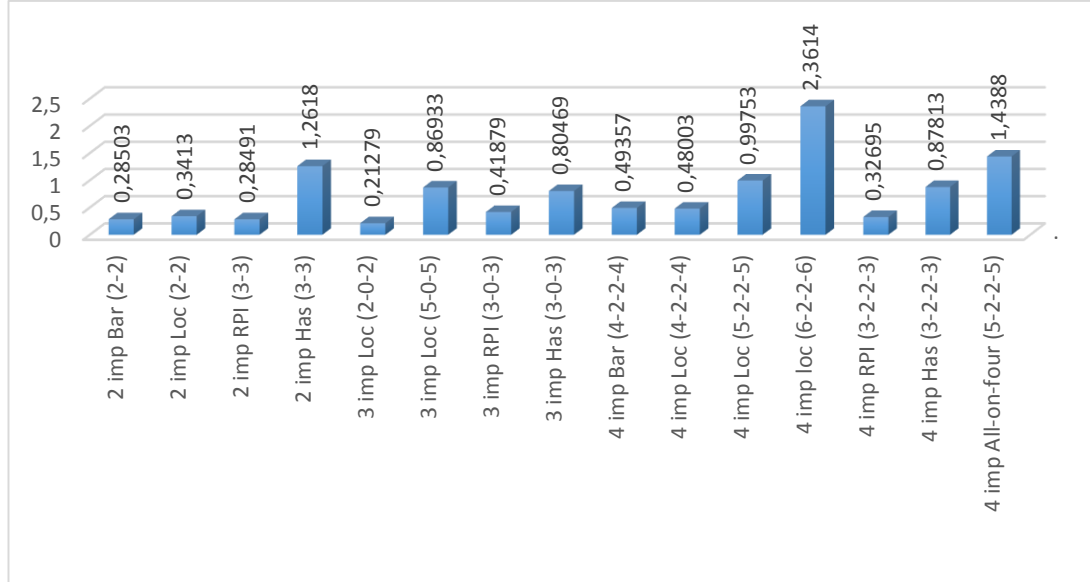


Grafik 4.7. Protezler uygulanan vertikal yüklemeye sonucu spongioz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında vertikal yüklemeye sonucunda spongioz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator, 2 implantla desteklenmiş hassas bağlantılı hareketli ve All-On-Four protez modelinde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların lingual yüzeylerinde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriyerde bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür.

Oblik Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.8’de sunulmuştur.



Grafik 4.8. Protezler uygulanan oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında oblik yükleme sonucunda spongiöz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş locator protez modelinde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların lingual yüzeylerinde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriyorda bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür. Kroşeli sistemlerle hassas bağlantılı sistemleri karşılaştırdığımızda kroşe sistemine sahip modeller stresler açısından daha uygun durmaktadır.

4.3.2. Minimum Principal Stres (Sıkışma Tipi Stres) Değerleri

Dikey Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden dikey yüklemde spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.9’de sunulmuştur.

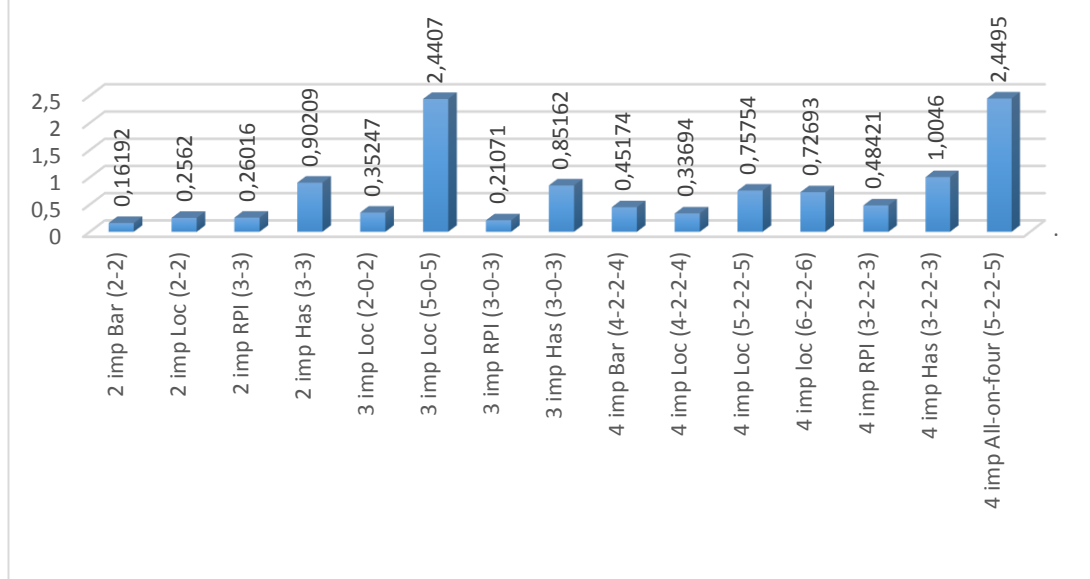


Grafik 4.9. Protezler uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Grafiğe bakıldığında vertikal yükleme sonucunda spongiöz kemikte oluşan Maksimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş All-On-Four protez modelinde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların lingual yüzeylerinde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür.

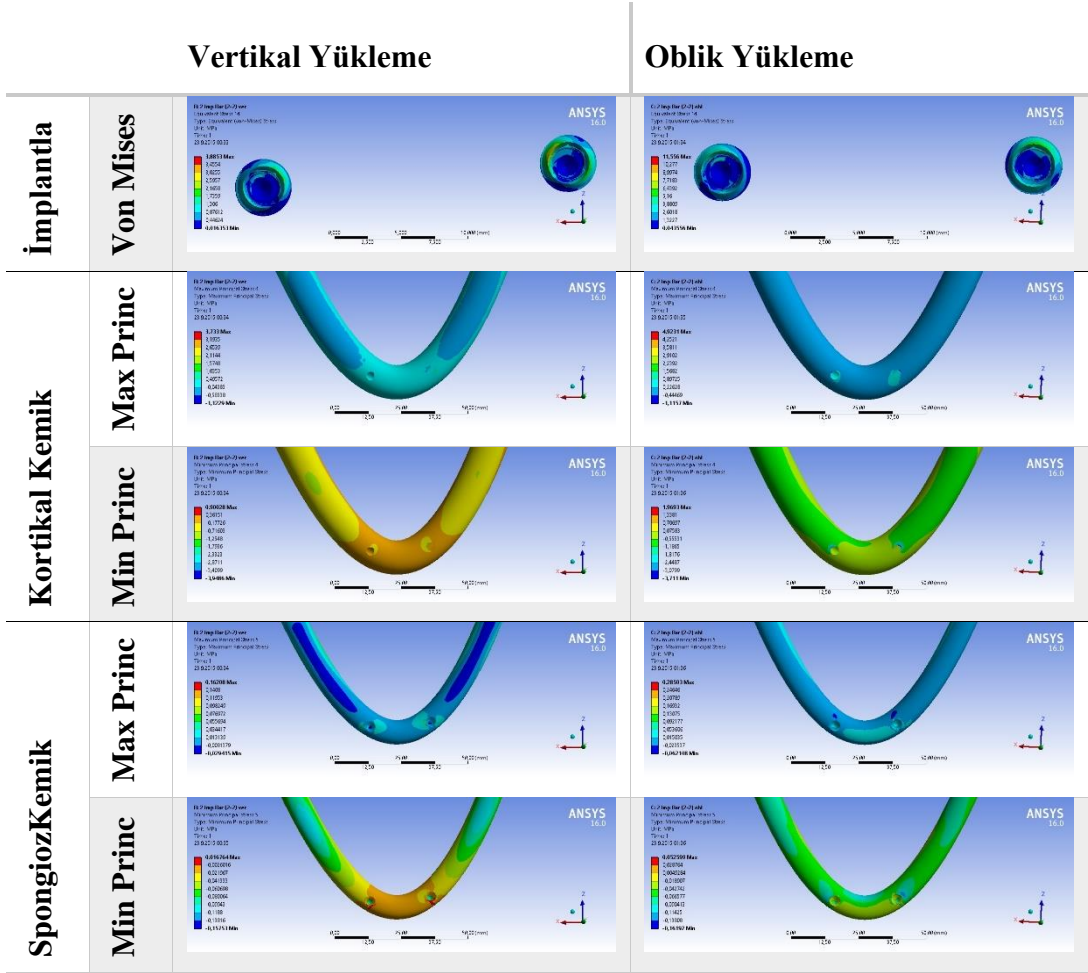
Oblik Yükleme:

Hazırlanan 15 adet üç boyutlu modeller üzerinde yapılan analizlerden dikey yüklemde spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi Grafik 4.10'de sunulmuştur.

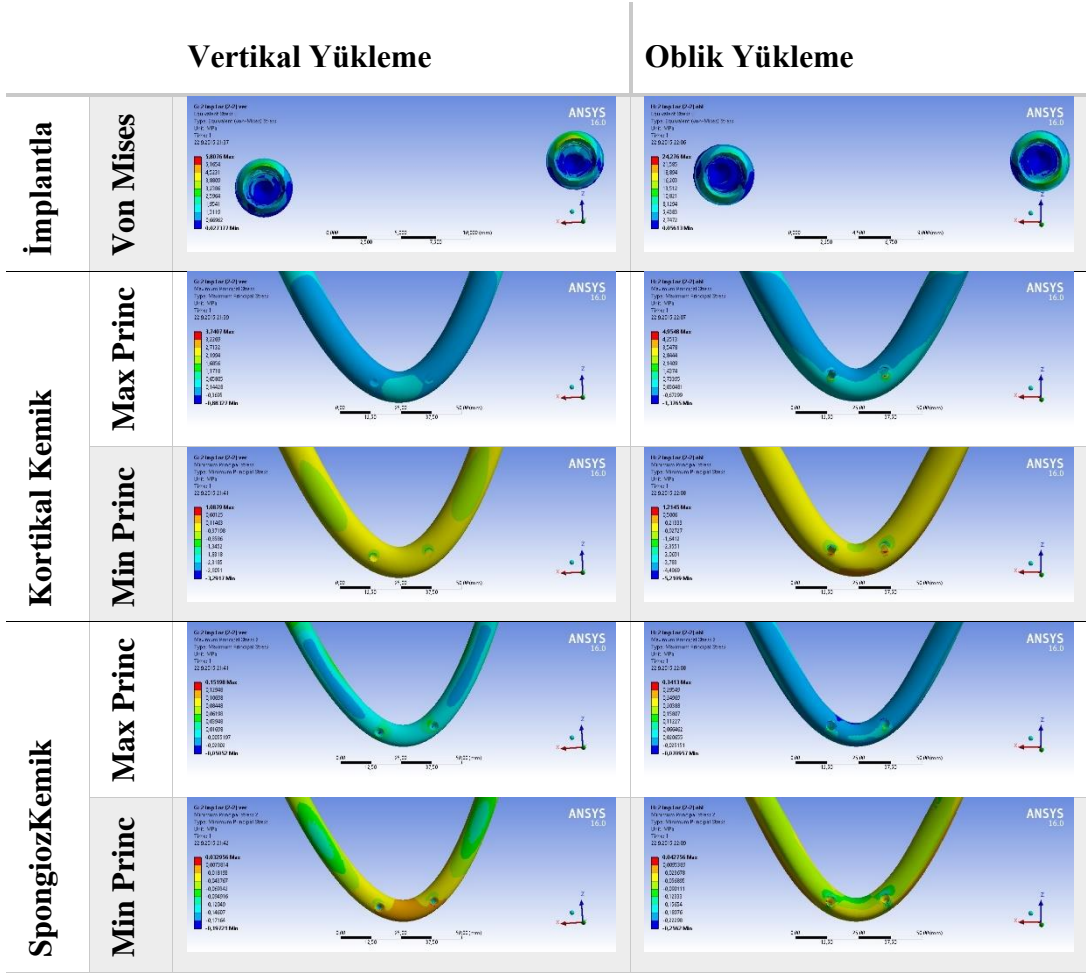


Grafik 4.10. Protezler uygulanan oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

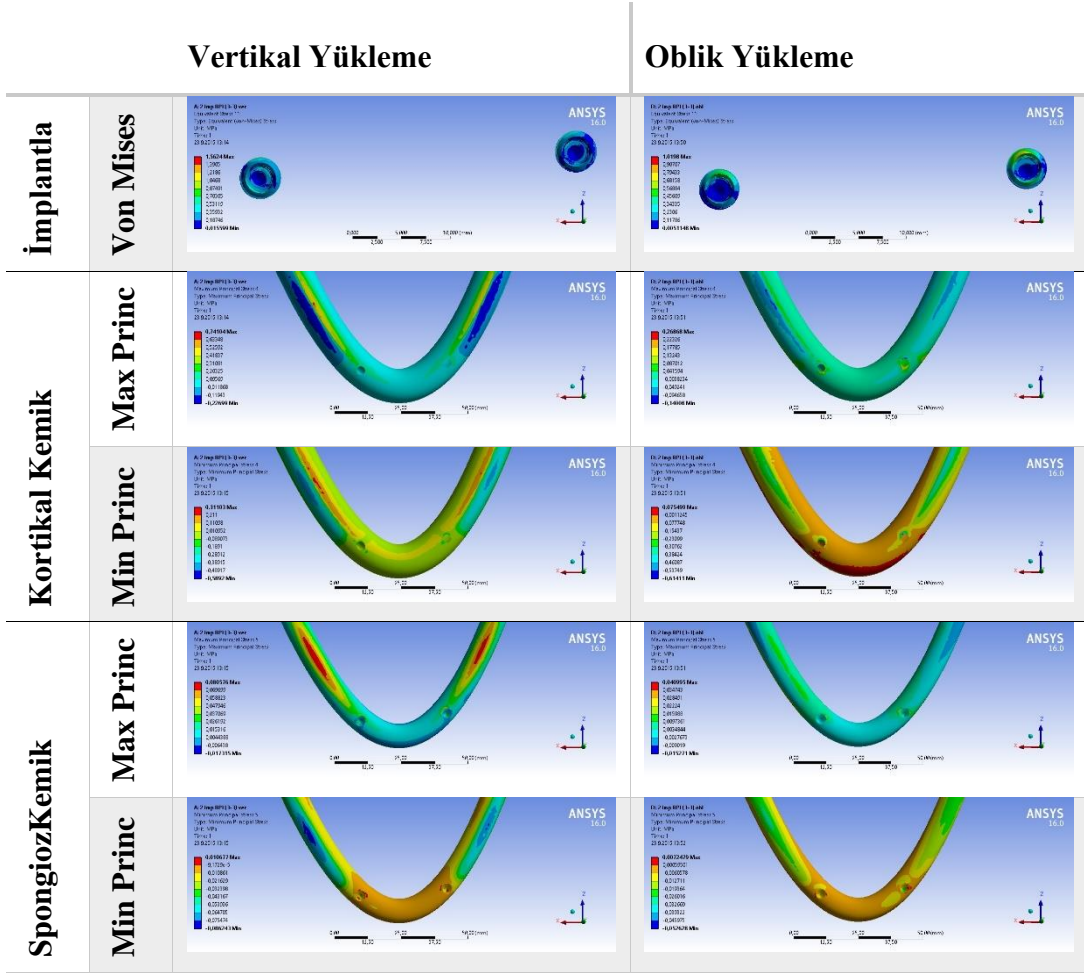
Grafiğe bakıldığında oblik yükleme sonucunda spongiöz kemikte oluşan Minimum Principal stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 3 implant destekli locator ve 4 implantla desteklenmiş locator protez modelinde görülmüştür. Stresler özellikle kuvvetlerin uygulandığı yerdeki distal implantların lingual yüzeylerinde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriorda bulunan implantlarda çok düşük değerli stresler oluşmuştur. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş RPI kroşe sistemine sahip anterior sabit proteze bağlanan hareketli protez modelinde görülmüştür. Kroşeli sistemler ile hassas bağlantılı sistemleri karşılaştırdığımızda kroşeli sistemlerin daha avantajlı olduğunu söyleyebiliriz.



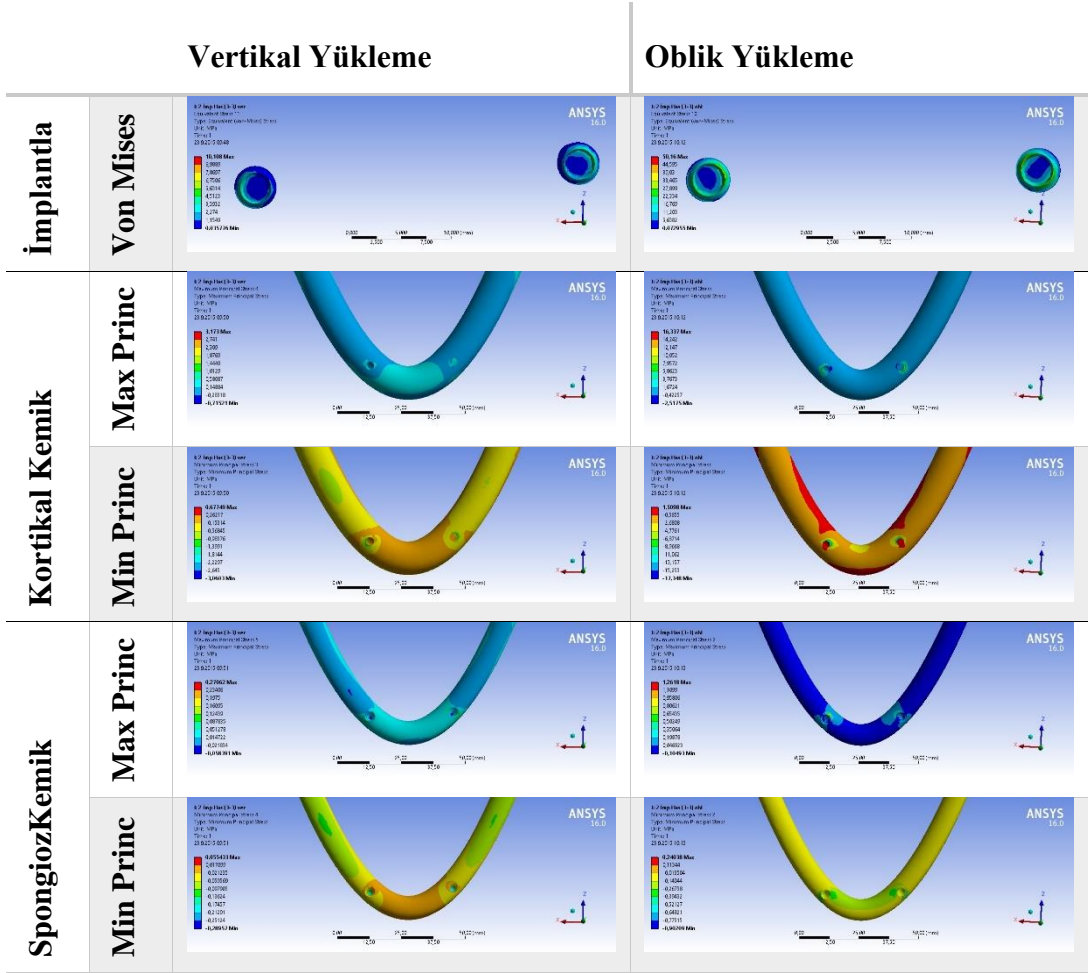
Şekil 4.1. Model 1 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



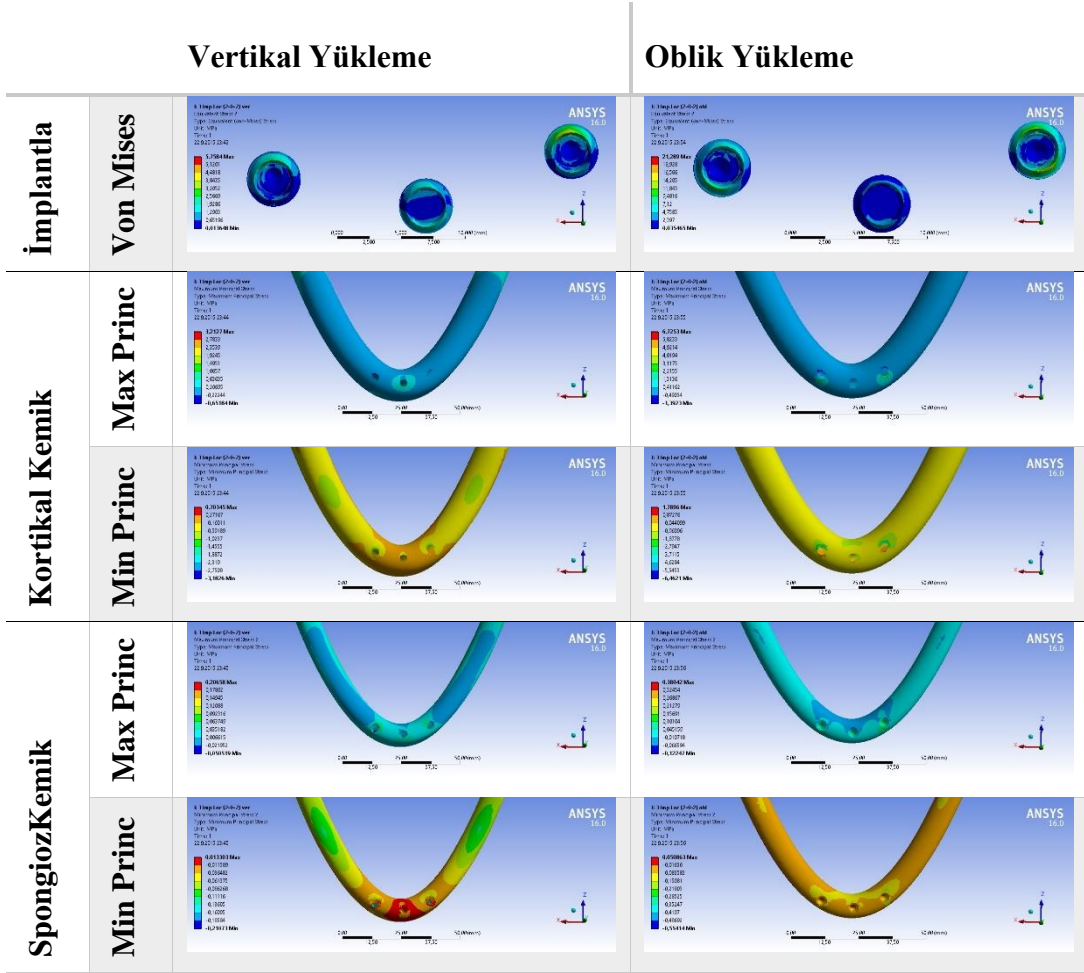
Şekil 4.2. Model 2 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



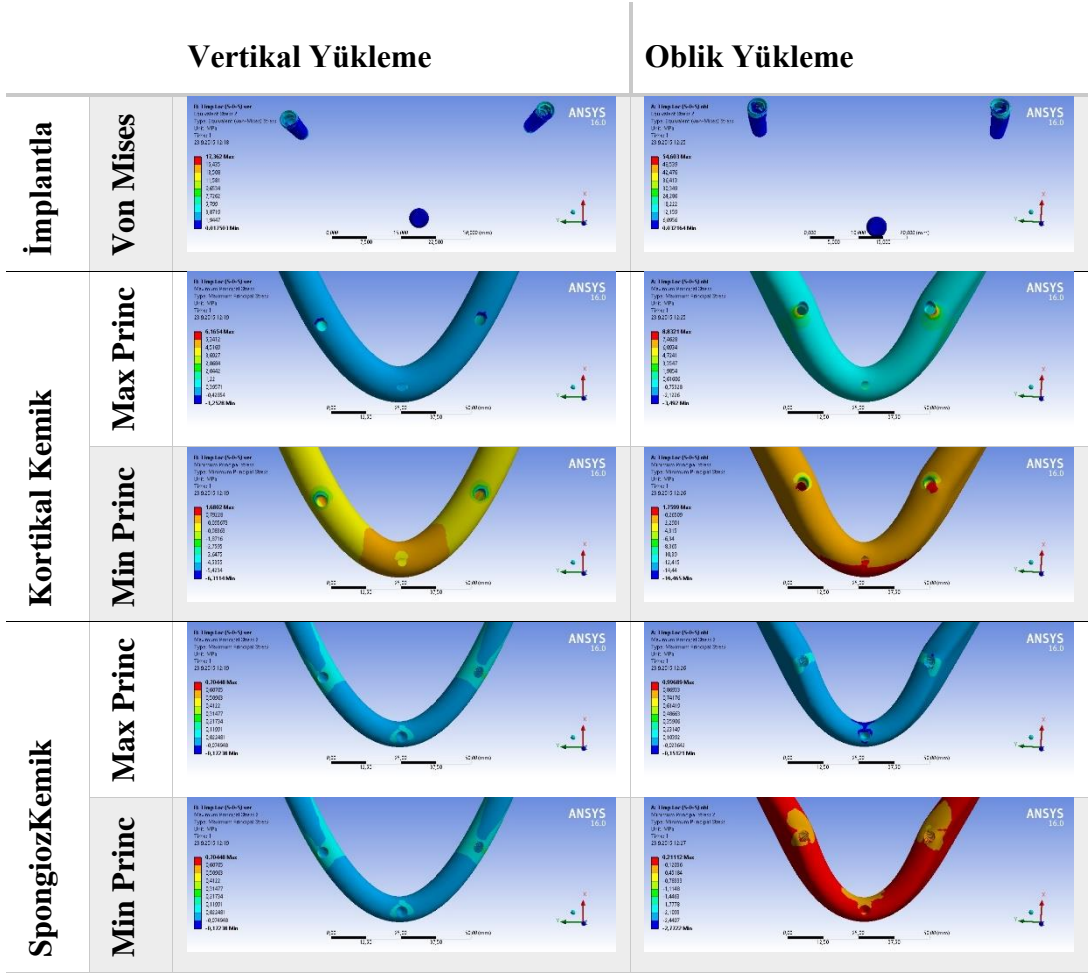
Şekil 4.3. Model 3 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



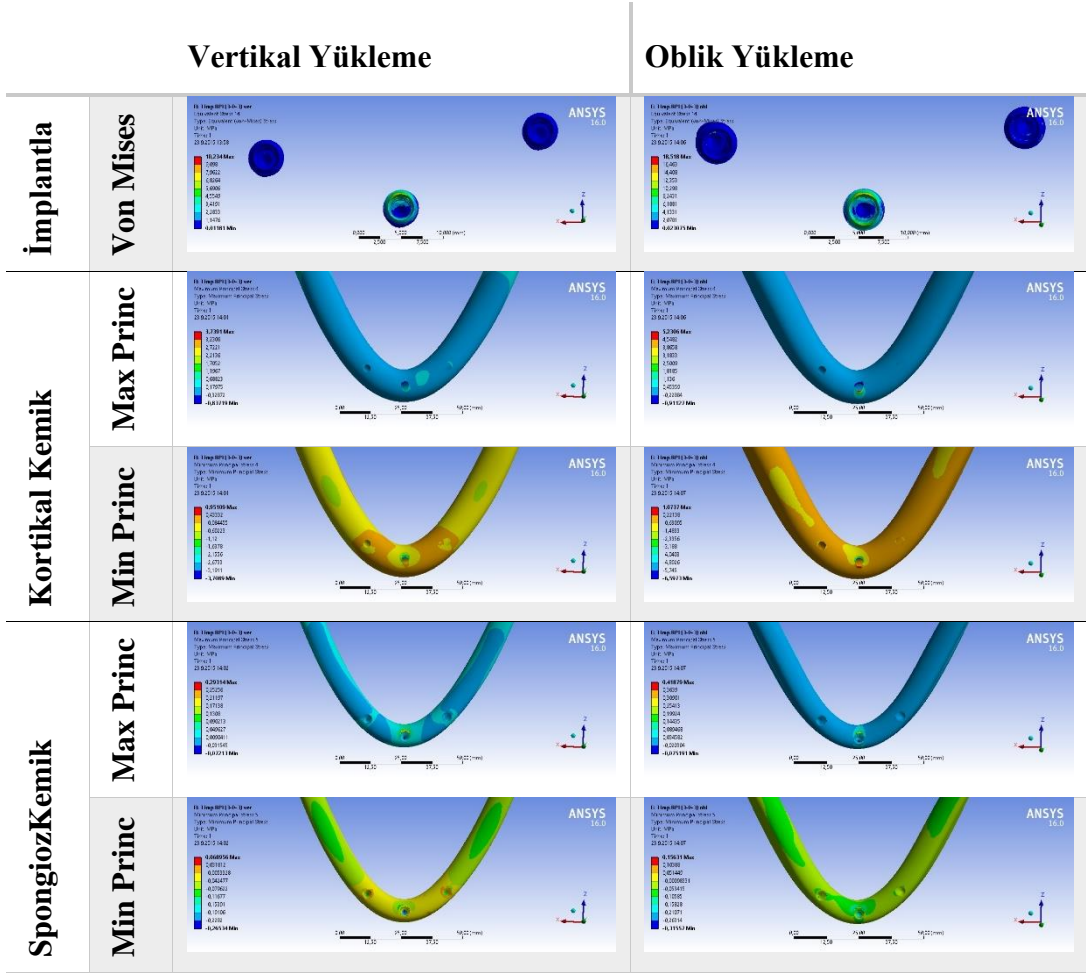
Şekil 4.4. Model 4 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



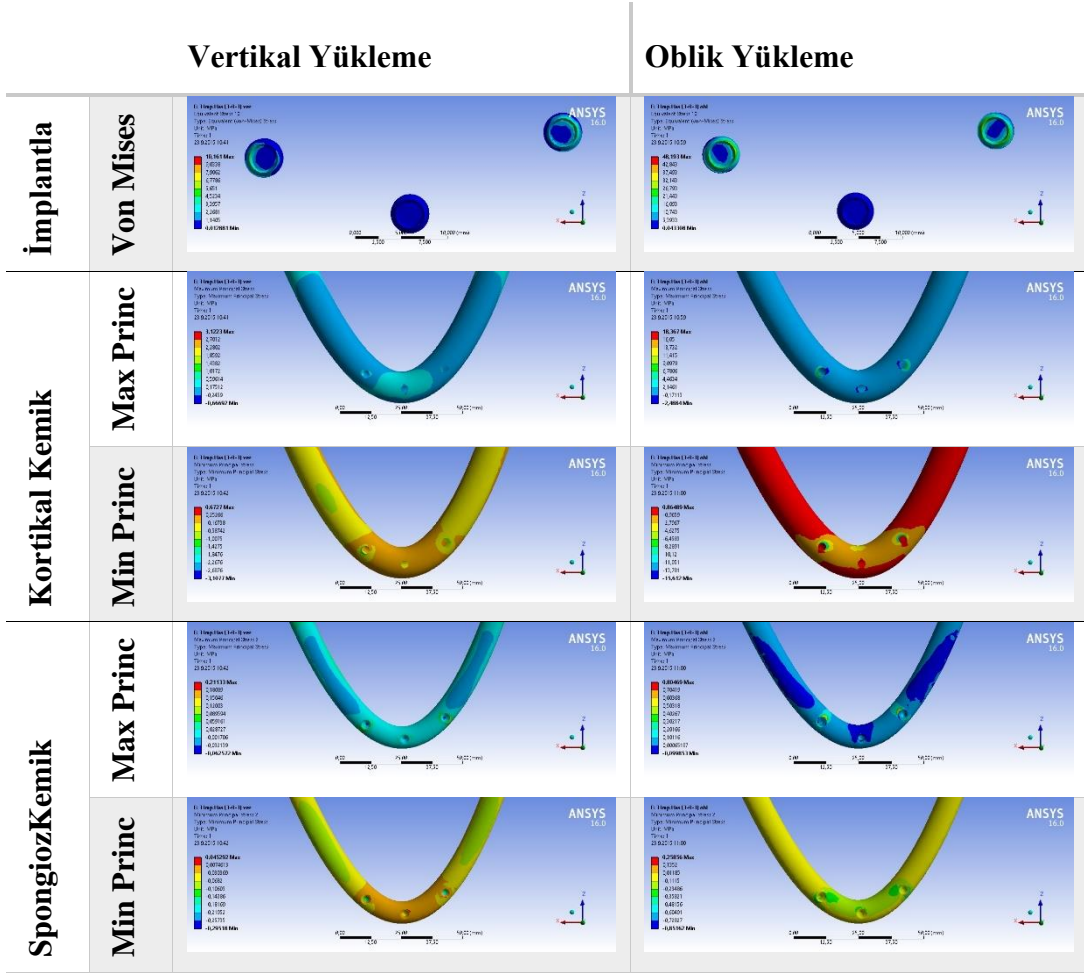
Şekil 4.5. Model 5 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



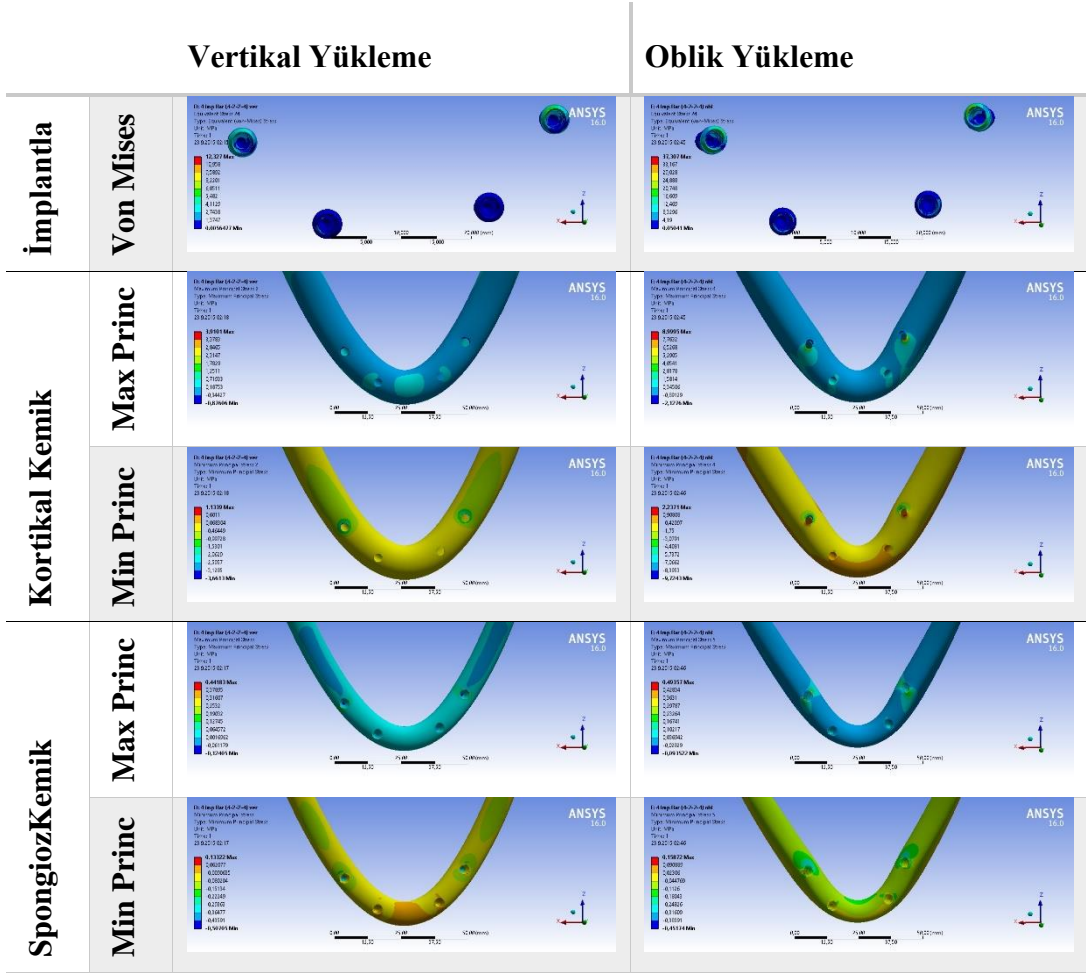
Şekil 4.6. Model 6 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



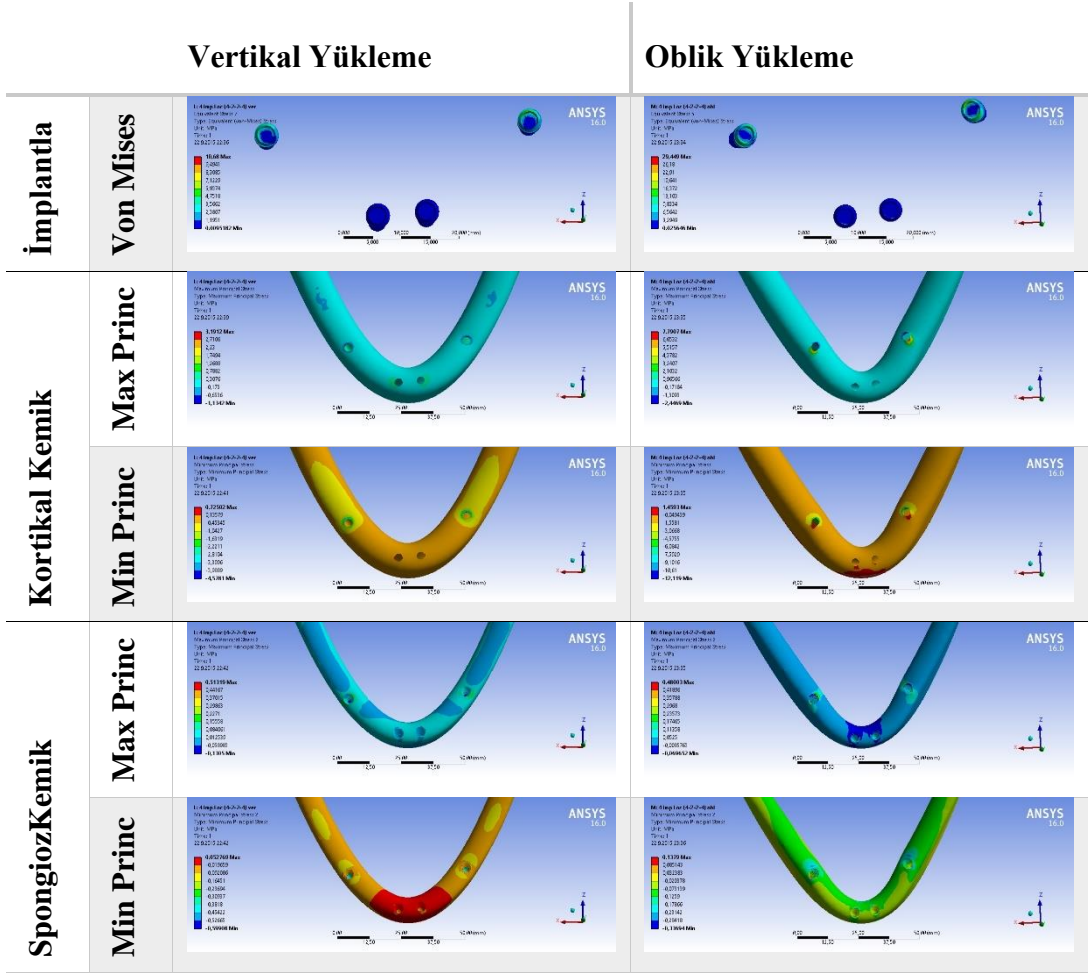
Şekil 4.7. Model 7 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



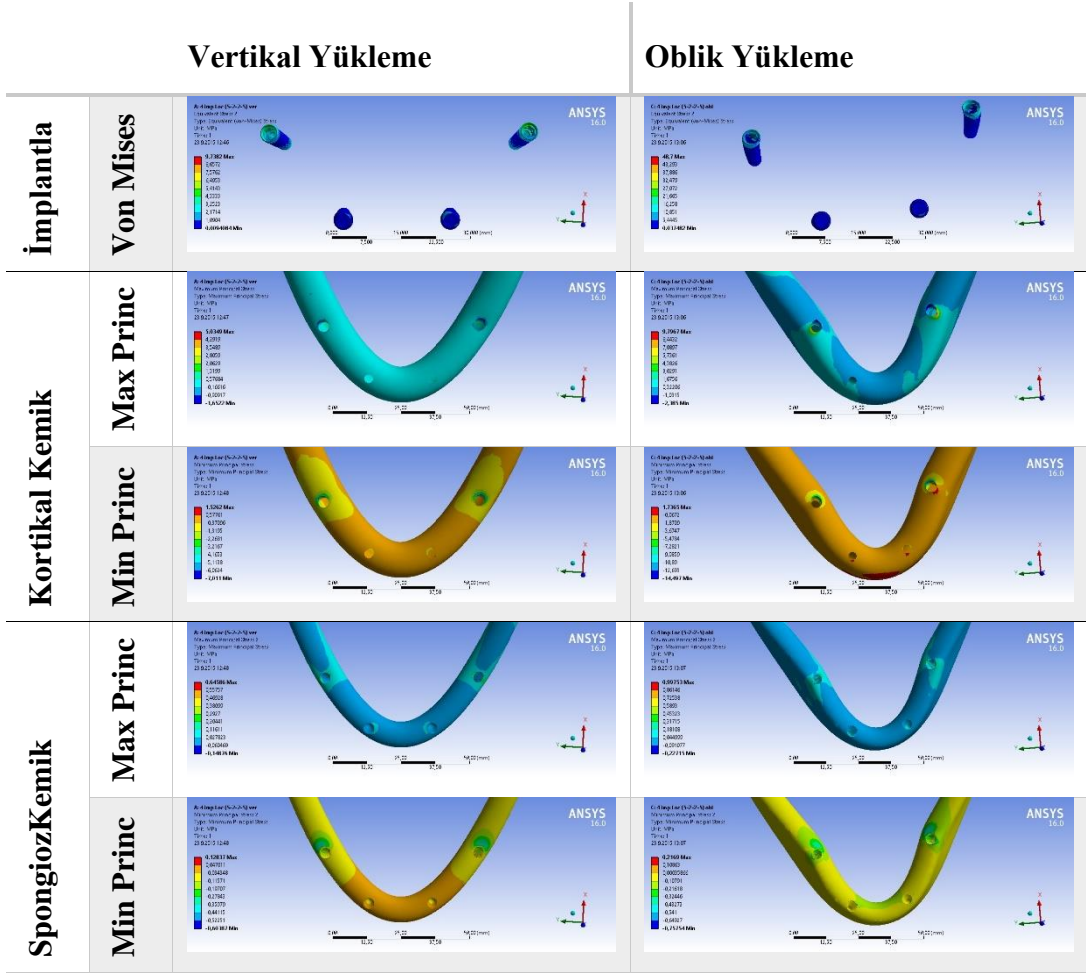
Şekil 4.8. Model 8 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



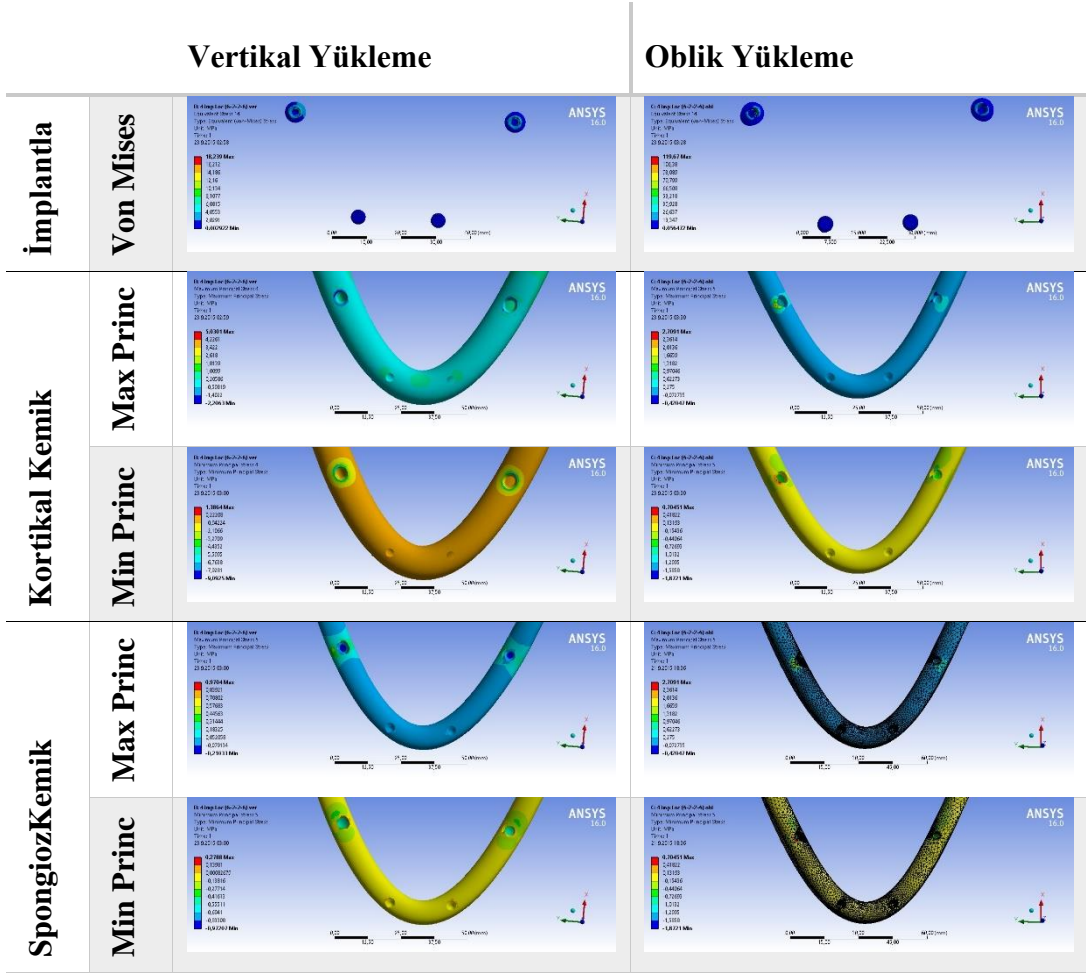
Şekil 4.9. Model 9 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



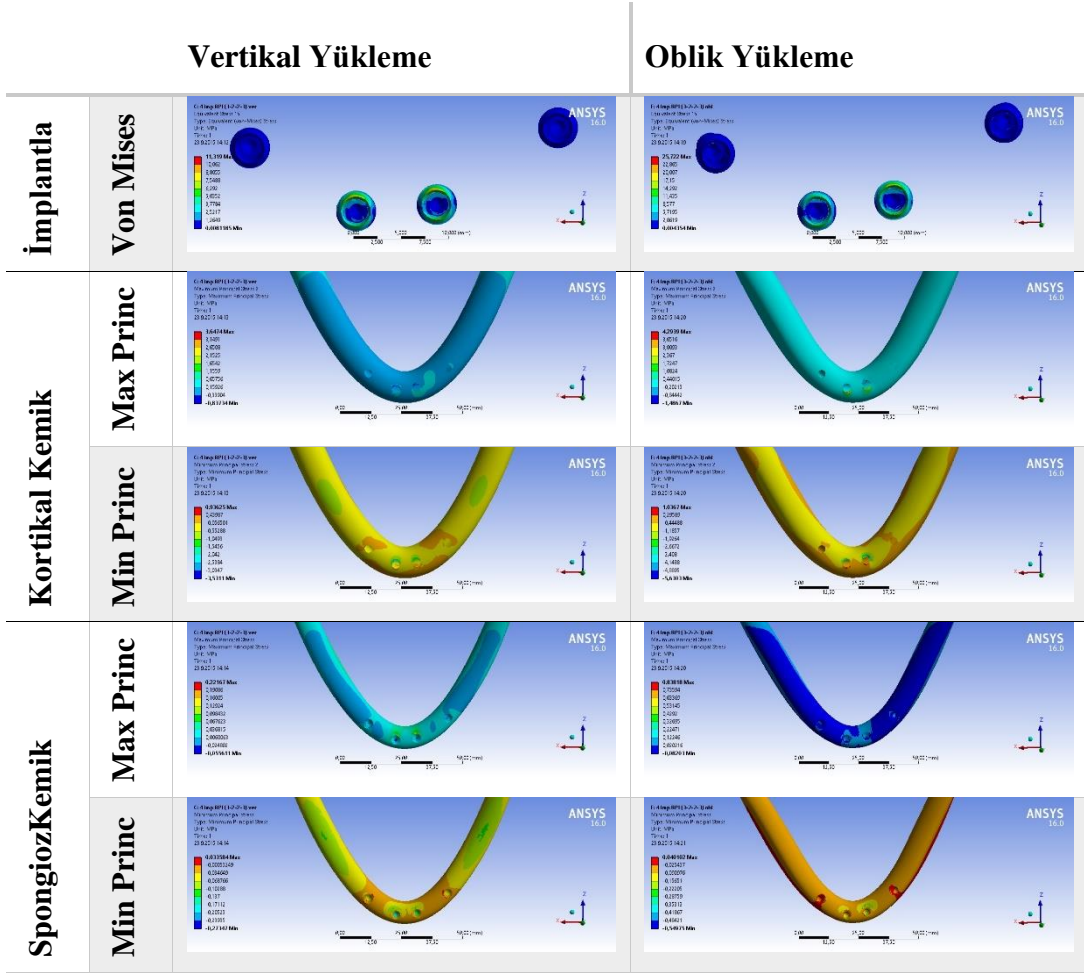
Şekil 4.10. Model 10 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



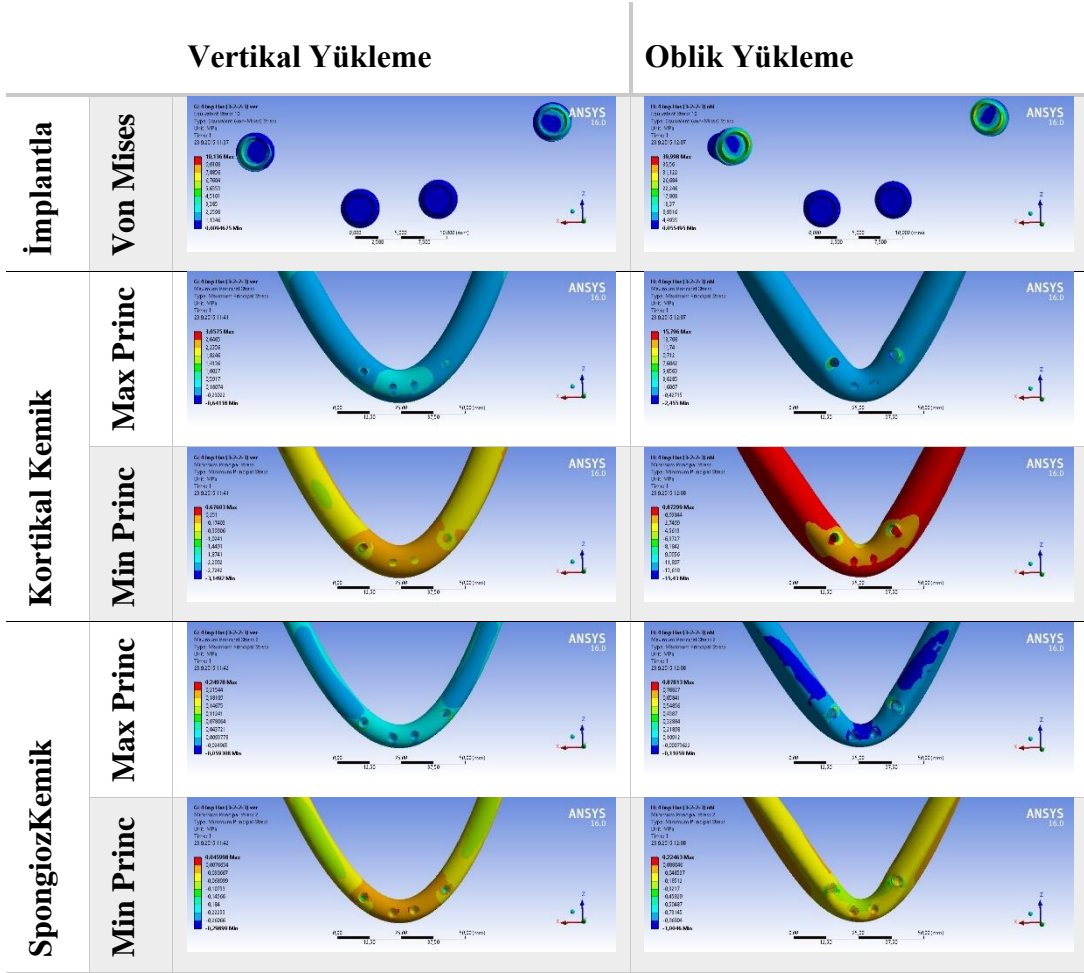
Şekil 4.11. Model 11 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



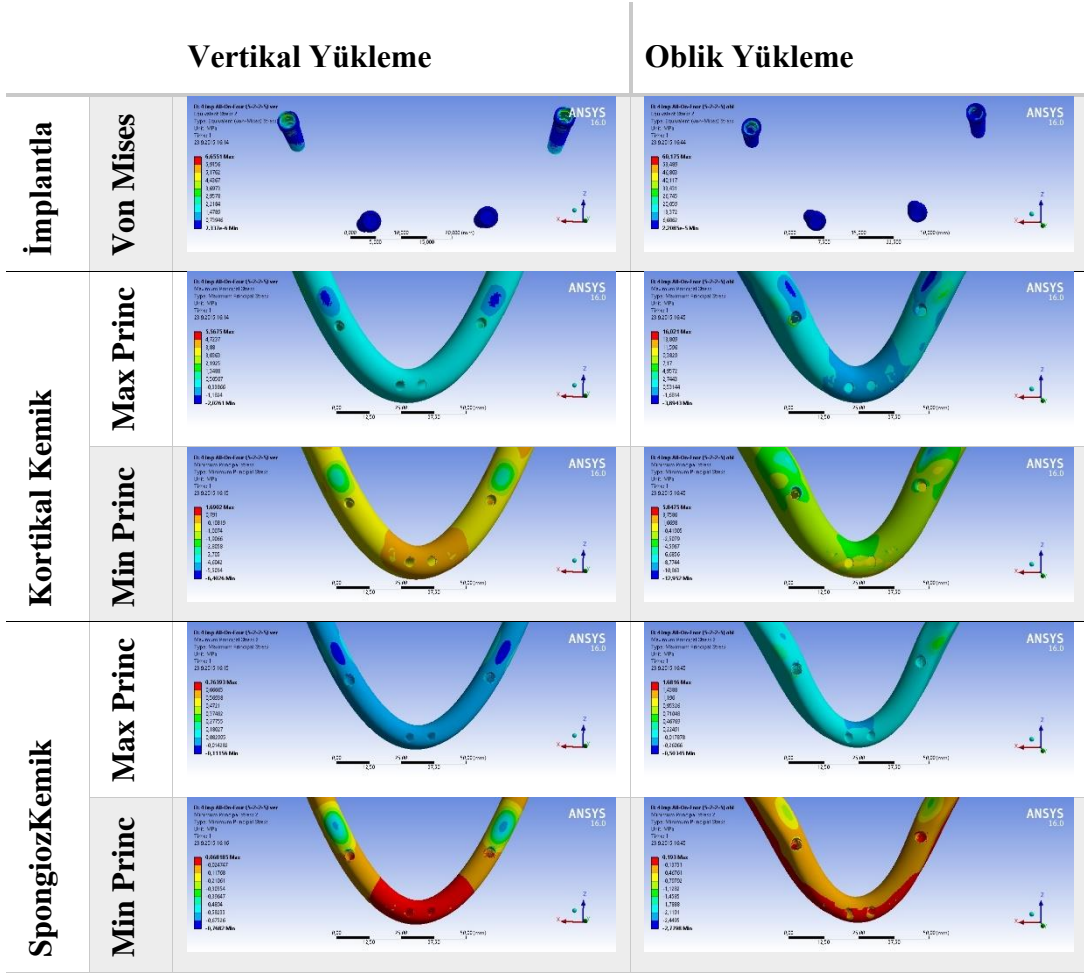
Şekil 4.12. Model 12 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



Şekil 4.13. Model 13 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



Şekil 4.14. Model 14 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.



Şekil 4.15. Model 15 - vertikal ve oblik yükleme koşullarında implant, kortikal kemik ve spongios kemik stres değerleri.

5. TARTIŞMA

Dünya Sağlık Örgütü yaşam kalitesini “insanın amaçları, beklentileri, standartları, ilgileri ile bağlantılı olarak kişilerin yaşadığı ortamın kültür ve değerlerinin bütünü içinde durumlarını algılama biçimi” şeklinde tanımlamayı aslında kişinin yaşadığı çevrede sosyokültürel anlamda sağlığını kendi öznel anlayışı şeklindedir. Bu durumun subjektif olması nedeniyle sağlık hizmetlerindeki temel hedef kişinin fiziksel, psikolojik ve sosyokültürel olarak memnuniyetinin sağlanmasıdır (196).

Dişsizlik önemli bir sağlık sorunudur. Özellikle dişsiz mandibulanın restorasyonunda büyük zorluk çekilmektedir. Farklı tedavi seçenekleri arasında, verilere bakıldığında implantla tedavi edilen hastalara fonksiyonel olarak etkili, memnun edici estetiği ve tutuculuğu iyi olan protezler sunulmaktadır, bu da hasta memnuniyetinde önemli artışlar göstermektedir (197). Bu tedavinin yaygın kabulüne rağmen, protezin dizaynı, uygun bağlantı ataçmanı seçimi, maliyet-performans gibi konularda hala bazı tartışmalar devam etmektedir (198).

Dişsizlikte sadece bir hastalık değil aynı zamanda sosyal bir problem olduğu düşünülmektedir. Bu yüzden çiğneme etkinliğinin yeterli olması yaşam kalitesi ve refahı için çok önemlidir. Günümüzde implant teknolojisindeki gelişmelerle beraber her türlü dişsizliğin tedavisi mümkün olmuştur (199).

Yapılan klinik çalışmalarda dental implant tedavisi yüksek başarılar göstermesine rağmen erken veya geç dönemde çeşitli komplikasyonlarla karşımıza çıkabilmektedir. Genellikle uzun dönem sonrası çıkan problemler biyomekanik komplikasyonlar olup bu sebeple oluşan implant kaybının mekanizması tam olarak çözülememiştir (51). Bu durumun en temel sebebi boyun bölgesindeki kemiğin cerrahi travma, bakteriyel enfeksiyon ve aşırı oklüzal yükleme gibi faktörlerdir. Dental implantlara çiğneme fonksiyonu olmadan da dudak, yanak ve dil kaslarının etkisiyle küçükte olsa sürekli kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetlerin parafonksiyonel alışkanlıklarda şiddeti daha da artmaktadır (200).

Doğal dişlere gelen kuvvet periodontal ligamentlerin mikro hareketi sayesinde kuvvet dağılımı yapmaktadır. İmplant destekli protezlerde, oklüzal yükler direk olarak peri-implant dokulara iletildiği için, implant tedavisinin başarıya ulaşmasında yeterli

kemik desteğinin bulunması büyük önem taşımaktadır (171). İmplant çevresindeki kemiğin kalite ve miktarı, implanttan kemiğe iletilecek olan yük dağılımını etkilemektedir (29, 178). Kortikal kemiğin elastik modülü, spongiöz kemikten daha yüksek olduğu için deformasyonlara daha dayanıklıdır (171). Kortikal kemiğin elastik limitini aşan yüksek oblik oklüzal yükler mikro kırıklara yol açabilir (29). Yapılan birçok çalışmada oklüzal yüklere maruz kalan birçok implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte rezorbsiyonlara rastlanılmıştır (171).

Canlı dokular ve organların, kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergilediğini belirlemek ve stres analizleri yapmak çok güç, maliyeti yüksek, riskli ve bazen de imkansız olmaktadır. Bu yüzden diş hekimliğinde cisimlerin üzerine gelen kuvvetlerin değerlerini ve dağılımlarını araştırmak için çeşitli kuvvet analizleri uygulanmaktadır. Bu yöntemler gerilim ölçer, fotoelastik, holografik interferometre, kırılma vernik kaplama ve SESA yöntemleridir (200). Diş hekimliğinde biyomekanik alanında yapılan in vivo çalışmalarda genellikle Strain-gauge (gerilim ölçerler), fotoelastik ve SESA yöntemi kullanılmaktadır (201).

Strain-gauge analiz yönteminde, sadece yerleştirilen bölgenin yüzeyinde oluşan sıkışma streslerini ölçebilmektedir. Hem in vitro şartlarda uygulama zorluğu hem de daha derin bölgelerdeki stresleri belirleme gibi zorlukları bulunmaktadır (202).

Fotoelastik stres analiz metodu, gerçek restoratif materyaller ve laboratuvar işlemleri kullanılarak çeşitli deneysel yapıları ve durumları aynı fotoelastik model üzerinde tekrarlanabilmektedir (203). Ayrıca farklı tasarımlardaki yapıların gerilim ve gerinimleri kolaylıkla belirlenebilmektedir (204). Modellerde kullanılan materyallerin biyolojik dokularla aynı özellikleri taşımaması, ışık kalitesinin, stres miktarının-tiplerinin belirlenmesinde zayıf olması, elde edilen bulgularda kişisel yorumlama farklılıkları, modeli üç boyutlu olarak yansıtmamanın zorluğu ve stres yerini ve dağılımını kantitatif olarak verememesi gibi dezavantajları vardır (202, 205).

SESA yönteminde materyallerin tüm fiziksel özelliklerinin bilgisayara tanıtılmasıyla; canlı ve cansız yapıların gerçeğe yakın model simülasyonu mümkündür (205). Matematiksel bir yöntem olup karmaşık yapıları daha basit geometrik şekillere ve elemanlara bölme prensibi ile çalışır (206). Tüm karmaşık yapıdaki materyallerin şekil ve fiziksel özelliklerinin kolaylıkla aktarılabilmesi, değişik tasarımlar oluşturulabilmesi birçok stres değerleri ve yer değişime bilgilerinin kolaylıkla elde

edilebilmesine olanak verir (207-209). Mandibulanın ve implantların matematiksel model hazırlanmasıyla oluşturulan bu çalışmada stres dağılımı ve yoğunlaştığı bölgeler objektif ve net bir şekilde gösterilmekle birlikte tasarlanan protezler arasında karşılaştırılmasına imkan vermiştir.

Biyomekanik çalışmalarda tüm stres analiz çalışmaları içerisinde birçok avantajı nedeniyle SESA yöntemi tercih edilmesine rağmen lineer elastik bir stres analizi yapmak dezavantaj oluşturabilir. Çünkü gerçekte canlı ve cansız yapılar belli bir sınıra kadar elastik, sonra plastik deformasyon gösterirler. Ancak pratikte destek diş veya çene dokularını bir defada plastik deformasyona sokabilecek oklüzal kuvvetler proprioseptif refleks nedeni ile gerçekleşmezler. Ayrıca doğadaki hiçbir materyal %100 homojen ve izotrop da değildir. Bununla birlikte hastanın ağız dokuları ve protetik restorasyonu tam olarak yansıtılmadığından, klinik şartları birebir taklit edememektedir (210). SESA yönteminin sonuçları yalnızca bir yaklaşım olarak değerlendirilebilir (63, 206).

SESA ile yapılan ilk çalışmalar iki boyutlu (205, 211) olarak yapılmış olsa da, son zamanlarda gerçeğe daha yakın sonuçlar alındığı için üç boyutlu modellemeler daha fazla tercih (148, 169-171, 181, 212-214) edilmektedir. Dişsiz mandibulada foramenler arasına yapılan iki implant çevresindeki stres dağılımının iki ve üç boyutlu SESA ile karşılaştırılmasının yapıldığı bir çalışmada iki boyutlu modelin klinik durumu yeterince yansıtmadığını ve karmaşık modellerde parametre sayısının fazlalığı nedeniyle iki boyutlu analizin kullanılmamasını önermişlerdir (205). Üç boyutlu modellerde hem geometrik tasarım hem de uygulanan kuvvetler açısından gerçek sonuçlara çok daha fazla yaklaşabilmesine rağmen implant materyallerinin ve canlı dokuların biyomekanik varsayımları ile elde edilen stres dağılımlarının ve değerlerinin tam olarak gerçeği yansıtmadığı rapor edilmiştir (215).

SESA çalışmalarında ilk önce çalışılacak olan çene kemiği, dental implantlar ve protetik materyallerin geometrik olarak modellenmesi gerekmektedir. Bunun için modeller özel programlarla üç boyutlu olarak tasarlanabilir, analiz edilecek cisimler dijital olarak taranıp bilgisayara aktarılabilir veya bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler direk olarak SESA programlarına aktarılabilir (216).

Çalışmamızda mandibulanın anatomisini taklit etmek için tomografi görüntüsünden faydalanılmıştır. Araştırmanın ideal bir çene modeli üzerinde

yapılması için farklı programlar kullanılarak sadeleştirme ve düzgün şekilli pürüzsüz bir yüzey oluşturulmuştur.

Diş hekimliğindeki literatürleri baktığımızda son yıllarda SESA yöntemi daha sık olarak kullanıldığını görmekteyiz. Bu yöntemin avantaj ve dezavantajlarını gözönünde bulundurarak çalışmamızda kullanmayı uygun gördük.

Dental implantların çene kemiği üzerinde hem statik hem de dinamik olarak yorulma analizlerinin yapıldığı SESA çalışmasında, gerilmelerin daha çok implantların abutment bağlantı noktasında yoğunlaştığı görülmektedir (184).

Gerek şekil gerekse sınır koşullarındaki farklılıklar nedeniyle SESA elde edilen değerler, nicel açıdan diğer çalışmalarla karşılaştırılmazlar (181, 217). SESA elde edilen değerleri nitel anlamda, dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılması daha uygun olmaktadır. Yapılan çalışmalardaki modelleme farklılığı ve fazlalığı nedeniyle çalışmamızdaki bulguları nitel olarak karşılaştırma imkanı olamamıştır. Bu yüzden her model üzerinde yorum yapılarak stres alanları ve miktarları tartışılmıştır.

İmplant ve kemik arasındaki osteointegrasyon derecesi ile peri-implant dokularda oluşan stres miktarı orantılıdır. SESA çalışmalarında osseointegrasyon miktarının ve bölgelerinin modellenme zorluğu nedeniyle diğer çalışmalara benzer şekilde implantların çene kemiğine %100 osteointegre olacak şekilde analiz edildi (169, 218-221).

Doğal dişin oklüzal kuvvetler karşısındaki fizyolojik hareketlerine karşın, implantlarda periodontal ligamentlerin olmaması ve kemikle arasında rijit bağlantı olması nedeniyle mikron seviyesinde hareketlilik görülmektedir. Bu da implantta ve periimplant dokularda stres yoğunlaşmasına neden olmaktadır. Ayrıca dönme merkezi doğal dişte merkezde oluşurken, implantlarda boyun kısmındaki kortikal kemikte oluşmaktadır. Destek kemik dokusunun farklı elastik modülüne sahip spongiyoz ve kortikal kemikten oluşması ve en dış kısımda daha rijit kortikal kemiğin bulunması da streslerin bu alanda birikmesine neden olmaktadır (222-224). Bu streslerin maksimum değerlere ulaştığı bölgelerde de kortikal kemikte rezorbsiyonlar meydana gelmektedir (225-227). 2008 yılında kemik ve dental implantlar arasındaki ilişkinin araştırıldığı bir çalışmada, piyasada bulunan 3 adet markaya ait 5 tipteki implant üzerinde inceleme yapılmış ve çalışmanın sonucunda streslerin en fazla kortikal kemiğin boyun

bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir (228). 2010 yılında yapılan bir çalışmada ise implantüstü protezlere uygulanan farklı yükleme koşullarındaki stresler değerlendirilmiş ve maksimum stresin implant tepesinde ondan sonra ise boyun bölgesindeki kemikte tespit edilmiştir (229). Bu çalışmada yapılan çalışmalara benzer bulgular elde edilmiştir.

Ayrıca oklüzal kuvvetlerin şiddeti implantların ömrünü ve stabilitesini de belirlemektedir. Bu nedenle en düşük stres değerlerini oluşturan protez dizaynının seçimi büyük önem taşımaktadır (226, 227, 230, 231).

Literatürleri incelediğimizde ısırma kuvvetinin, kas gücü, kranio mandibular anatomi ve nöromasküler geribildirim mekanizması gibi birçok fizyolojik faktöre bağlı olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte ısırma kuvveti kişiden kişiye değiştiği gibi arkin değişik yerlerinde hatta diş ve protez çeşidi varlığında da farklılık göstermektedir. Genellikle ölçülen değerler 50 ile 800 N arasında değişmektedir (232). Kanıta dayalı statik yük ölçümlerinde genç erkeklerde ortalama ısırma kuvveti 100 – 150 N arasında saptanmıştır (178). Yapılan bir çalışmada 4mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki bir implantın dikey eksenine gelen maksimum çiğneme kuvvetlerini destek kemiğe ileterek fizyolojik limitler dahilinde dayanabildiği gösterilmiştir (233). Oral implantoloji SESA çalışmalarında genellikle 100 N'dan 200 N'a kadar değişik kuvvetler uygulanmıştır (214, 218, 234, 235). Çalışmamızda ortalama 100 N değer baz alınarak normal çiğneme fonksiyonundaki stres miktarını ve dağılımını belirlemeye çalışılmıştır.

Lin ve arkadaşlarının (2003) yapmış olduğu çalışmada dental implantlar üzerine uygulanan kuvvetlerin dik, oblik veya yatay olmasına göre büyük farklılıklar ortaya çıkardığını belirtmişlerdir (236). Fanuscu (2004) dikey ve açılı kuvvetler ile kemik kalitesinin gerilme üzerine etkisini incelediği çalışmada; kemik kalitesinde ziyade açılı yüklemelerin daha önemli gerilme değişikliklerine neden olduğunu tespit etmiştir (237). Barbier ve arkadaşlarının IMZ implantları etrafındaki aksiyel ve aksiyel olmayan yükleri SESA ile inceledikleri çalışmada; horizontal yüklerin özellikle azaltılması gerektiğini göstermişlerdir (125). Çalışmamızda modellere vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında stres miktarının ve dağılımının oldukça değişmesi bu durumu desteklemektedir.

2003 yılında Pierrisnard ve arkadaşlarının (238) 3,75 mm çaplı 6, 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 mm farklı uzunluklardaki implantlara 100 N kuvvet uygulayarak SESA yöntemiyle inceledikleri çalışmada; implant uzunluğundaki artışın implant çevresindeki stres yoğunluğunu azaltmadığını belirtmişlerdir. Farklı bir çalışmada ise 4 mm çapında 8,5, 10, 11,5, 13 ve 15 mm uzunluğunda beş farklı implant modeline 176 N'luk ve 120°'lik oblik kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda implant uzunluk artışının yük mekanizmasını etkilediği ve boyun bölgesindeki kortikal kemikte stresin azaldığını tespit etmişlerdir (239). 2004 yılında Himmlova ve arkadaşları (240) ise 3,6 mm çapında 8, 10, 12, 14, 16, 17 ve 18 mm farklı uzunluktaki implantları karşılaştırdıkları SESA çalışmasında; implant uzunluğunun artışıyla streslerin çok az miktarda azaldığını ve implant çapı kadar etkili olmadığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte 167 hasta üzerinde yapılan takip çalışmasında oklüzal yüklemde implantın ilk birkaç yivinin stres dağılımını etkilediğini, bu yüzden implant uzunluğunun çok gerekli olmadığını vurgulamışlardır (241). Fakat birçok klinik çalışmada implant uzunluğunun primer stabilitede ve uzun dönem sağ kalım oranında etkili olduğunu belirtmişlerdir (242-247). İmplant çapı, uzunluğu ve tasarımının değerlendirildiği SESA çalışmasında ise 3,5 – 6 mm çap ve 5,75 – 23,5 mm uzunluğu arasında değişen implantlara uygulanan 40 N yatay ve 200 N oblik kuvvetler sonucunda implant çap ve uzunluğunun modellerde oluşan stresleri etkilediği belirtilmiştir (248).

Standart implantların yanında kısa – geniş çaplı ve uzun – açılı implant sistemleri de kullanılarak alt çene tam dişsiz hastada uygulanabilecek protez tiplerinin implant ve destek dokulardaki analizlerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda stresler arasında farklılıklar görülmüştür.

Meijer ve arkadaşlarının 1994 yılında implant sayısının iki veya dört olmasının dokulara etkisini SESA yöntemiyle inceledikleri çalışmada, implant sayısının artmasının gelen yükün dağıtılmasında esas streste azalma olmadığını belirtmişlerdir (249). 1998 yılında Bergendal ve Engquist, mandibula ve maksillaya farklı sayıdaki (2,3,4,5) implantlar üzerine yapılan bar ve ball tutuculu overdenture protezleri 7 yıl boyunca takip ettikleri çalışmanın sonucunda; rastgele uygulanan tutucuların implantların ömrüne herhangi bir etkide bulunmadığını belirtmişlerdir (250). Çalışmamızda da implant sayıları arasında stres arasında orantılı bir durum

çıkamamıştır. İmplant sayısının artmasının protezde rijidite sağladığı için implantlara ve destek dokulara iletilen strese azaltma meydan getirmediğini düşünmekteyiz.

Tam dişsiz hastaların yetersiz çiğneme performansı nedeniyle lifli gıdaların tüketilmesinde azalmaya gastrointestinal problemlere neden olur. Yeterince çiğnenmemiş besinler normal sindirim ve beslenme fonksiyonlarının bozulmasıyla yaşam süresinde kısaltmaya neden olabilir. Bunun yanında zayıf tutuculuğu olan protezlerin kullanımıyla ağrılar ve eklem problemleri ortaya çıkabilir (24).

Yakın zamana kadar, doku destekli hareketli tam protezler dişsiz mandibulanın tedavisinde protez seçeneği olarak kabul edilmiştir (4). En belirgin nedeni ise geçerli alternatif tedavi seçeneklerinin olmamasıydı. Tam protez tedavisinin sonucunu tahmin edebilecek yöntemler hala bulunmamakla birlikte tam protezlerle ilgili pek çok sorunla karşılaşmaktadır (251). Tam protezlerin doğal dentisyona kıyasla zayıf çiğneme etkinliği göstermesine rağmen, klinik tecrübeler hastaların tam protezlerine uyumu açısından bireyler arasında önemli farklılıklar olduğu gözlemini doğrulamaktadır (252, 253). Bu gözlemlere rağmen, hastaların çoğu tam protezlerinden memnundurlar (251, 254-258). Protezleri değerlendirirken hastalar ve hekimler genellikle aynı fikirde değiller; hastalar genellikle geleneksel protezleri için daha yüksek memnuniyet oranı bildirmektedirler (255, 259, 260). Üzerinde çalışılan dişsiz hasta popülasyonlarındaki çeşitliliğe rağmen, uygun yaş, ağız koşulları, genel sağlık durumu, sosyoekonomik statüdeki kişiler için hareketli tam protezler güvenli, tahmin edilebilir ve etkin maliyetli protezler olarak düşünülebilir (261).

Dişsiz alt çene için konvansiyonel hareketli tam protezler, birçok hasta tarafında iyi kabul edilmez (262). Hareketli protezlerin çiğneme kuvvetlerindeki azalış, stabilite ve retansiyon sorunları hastaların fonksiyon ve fonasyon kayıplarının yanında psikolojik etkisi sebebiyle yaşam kalitesini düşürmektedir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde konvansiyonel tam protezlere oranla implant destekli protezin estetik, fonksiyonel, psikolojik yönden hastalara daha iyi bir yaşam kalitesi sunduğu anlaşılmıştır (24). İmplant tedavileri dişsizliğin tedavisi için yapılan protezlerin seçenek yelpazesini arttırmıştır (261).

1980'lerin başında öngörülebilir osteoentegre implantların gelişinden bu yana sabit implant destekli protez kavramına dayalı tedavi protokolü tam dişsiz mandibulanın tedavisinde uzun dönemde başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir (85-

91). İmplantların kaçınılmaz ilerlemesiyle implant tutuculu mandibular tam overdenturelarda destek, stabilize ve tutunma mekanizması 1980'lerin ortalarında ortaya çıktı (165). İmplant tutuculu ve doku destekli mandibular overdenturelar ile geleneksel hareketli protezlerin karşılaştırıldığı çeşitli araştırma ve klinik çalışmalar uygulanabilirliğini, güvenilirliğini, üstün fonksiyonel performans ve hasta memnuniyetini göstermektedir (254). Konvansiyonel ve implant tutuculu protez tedavilerinde birçok faktör değerlendirilip karşılaştırıldığında, maliyet karşılaştırmaları tedavi seçeneklerinin tercihlerinde kaçınılmaz öncelik olarak bahsedilmektedir (98, 99). Araştırmacılar dişsiz hastaların tedavisinde daha az invazif, maliyeti düşük, komplike olmayan ve eşit derecede etkili tedavi seçeneklerine ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir (263).

Fizyolojik ya da patolojik faktörler nedeniyle genellikle dişsiz hastaların alveol kretlerinde kemik rezorbsiyonu görülmektedir (264). Hastalar konvansiyonel protezlerini rahat kullanamadıkları için implant destekli protezler alternatif tedavi olarak karşımıza çıkmaktadır. Bazı araştırmacılar her eksik diş için bir implant kullanılması gerektiğini söyleseler de (185) maliyet artışı, kemik yetersizliği gibi nedenlerle bu her zaman mümkün olamamaktadır.

SESA yöntemiyle yapılan bir çalışmada ise madibular posterior bölgede dikey kemik kaybı varlığında, uzun ve açılı implantların yerine aynı çapta kısa implantların kullanılmasının periimplant dokulara iletilen kuvvette azalma olduğu görülmüştür (265).

İmplant destekli protezlerde gelen oklüzal kuvvetler tutucu sistemler sayesinde implantlara ve oradanda destek kortikal kemiğe iletilmektedir. Bu yüzden tutucu sistemlerin stres dağıtma ve iletme mekanizması biyomekanik açıdan değerlendirilmesi yapılmalıdır (266). İmplant kayıplarının yaklaşık %90'ının biyomekanik, %10'nun ise peri-implantitis kaynaklı olduğu bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (80). Bu yüzden tutucu sistemlerinin önemi artmıştır. Vercruyssen ve arkadaşları (2010) bar ve ball tutucuların en iyi sonuçlar verdiğini ve daha çok tercih edildiğini belirtmişlerdir (267). Yapılan çalışmada locator sistemleri kullanılmıştır.

All-On-Four konseptine uygun olarak 128 Branemark implantın immediat olarak yükleme yapıldığı 32 hastada yapılan 1 yıllık geriye dönük çalışmada Malo' ve

arkadaşları %97,6 sağkalım oranı bildirmişlerdir. Farklı tipte implant sistemiyle, eğimli implantlar için implant abutment bağlantısının açıldırıldığı ve nihai protezin farklı bir teknikle üretildiği Testori ve arkadaşlarının çalışmasında implantlarda %98,8, protezlerde %100 sağkalım oranı bildirilmiştir. Malo' ve arkadaşlarının yaptığı 1 yıllık geriye dönük başka bir klinik çalışmada 44 hastaya 176 Branemark implant yerleştirilmiş ve yaklaşık implantlarda %98,2 ve protezlerde ise %100 sağkalım bulunmuştur. Diğer bir çalışmada 96 MKIV ve NobelSpeedy Groovy implant All-On-Four konsepti göz önüne alınarak 24 dişsiz hastaya uygulanan tedavi sonucu implantlarda ve protezlerde %100 başarı oranı elde edilmiştir. Malo' ve arkadaşlarının 92 NobelSpeedy implantlarının uygulandığı 23 hastada 1 yıl sonra yapılan değerlendirmede mandibulada %97,2, maksillada ise %100 başarı elde edilmiştir. Malo' ve arkadaşlarının uzun dönemli yaptıkları bir çalışmada ise mandibulada 9 yıla kadar %96,2 ve maksillada %97,7 başarı göstermiştir (268).

Dişsiz hastalar için All-On-Four konsepti son derece başarılı tedavi seçeneği olabilir. Cerrahi morbidite ve maliyetle ilişkili büyük greftleme olmadan elde edilebilmektedir. Azaltılmış implant ve komponent sayısı, geleneksel implant rekonstrüksiyonlarıyla karşılaştırıldığında maliyet açısından ikinci bir avantajda oluşturmaktadır. Ayrıca implantların açılı yerleştirilmesiyle daha uzun implantlar kullanılmasına imkan vererek anatomik yapılardan kaçınılmış olmakla birlikte aynı zamanda implant kemik kontağını da arttırarak sağkalım başarısını olumlu yönde etkilemektedir (269).

Kısa dönemli klinik çalışmalara göre All-On-Four konsepti başarılı sonuçlar vermiştir (102, 103, 270-272). Ancak implantlar, abutmentlar, protezler ve periimplant bölgesinde gözlemlenen stresle ilgili sınırlı sayıda ve çok az uzun dönemli çalışmalar bulunmaktadır (265).

Anterior sabit implant destekli proteze esneyebilen bağlantıları olan distal uzantılı hareketli bölümlü protezler overdenture protezlere alternatif tedavi olarak sunulmuştur. Klinik raporlarda estetik ve memnun edici bulunmuştur. İmplant destekli sabit protezler overdenture protezlere benzer yeterli yumuşak doku desteği sunmaktadır. İmplant destekli tam protezler hastaların alt çene sınır hareketlerini ve çiğneme paternini etkilemektedir (273). Çiğneme hareketindeki eğim açısının azalmasıyla çiğneme döngü süresinde bir azalma görülür. Bu nedenle, çiğneme

etkisinde ve fonksiyonunda iyileşme gözlemlenir, çiğneme hareketleri hareketli tam protezlere göre daha dengeli ve düzenli hale gelir (274).

Tüm in vivo ve in vitro çalışmalar incelendiğinde, implant tedavisinin başarısında protez tasarımlarının etkisinin tartışmalı olduğu görülmektedir. Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte farklı implant-protez bağlantı sistemlerinin geliştirilmesi ve yapılan çalışmaların azlığı nedeniyle biyomekanik araştırmalara gereksinim duyulmuştur.

Çalışmamızda tam dişsiz alt çenede 2,3 ve 4 implant yerleştirilerek yapılabilecek protez dizaynlarının biyomekanik açıdan değerlendirilmesi yapılmıştır. Kortikal ve trabeküler kemikte gerilme ve sıkışma; implantlarda ise Von Mises stresleri incelenmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde modeller arasında farklar bulunsa da bunların fizyolojik tolerans aralığında olduğu söylenebilir (170). Sabit protezler kullanıldığında hastalardaki dişsizlik sorununun hem dental hem de psikolojik açıdan olumlu olduğunu ve ayrıca ağız hijyeninin de daha iyi olabileceğini söyleyebiliriz. Doku destekli implant tutuculu modellerde (Model 1, Model 2, Model 5, Model 6) ise her ne kadar gelen kuvvetler implantlara bağlantılar aracılığıyla iletiliyorsa da doku desteğinin olduğu alanlarda da stresler oluşmaktadır. İmplant destekli ve implant tutuculu modellerde (Model 9, Model 10, Model 11, Model 12) ise gelen kuvvetler doğrudan implantlara gelerek dişsiz alanlarda stres oluşumunu azaltmıştır. Ama bunun için fazla sayıda implanta ve dişsiz alanlarda yeterli kemik kalitesine – kantitesine ihtiyaç vardır. Anterior sabit – posterior hareketli tasarlanan modellerde (Model 3, Model 4, Model 7, Model 8, Model 13, Model 14) ise çiğneme sırasında gelen kuvvetler implantlara dolaylı yünden iletiildiğinden streslerin büyük çoğunluğu doku desteği bulunan posterior alanda yoğunlaşmaktadır. Hassas tutuculu ve dişeti kroşeli protez sistemlerini karşılaştırdığımızda implantlara gelen streslerin azaltılması için dişeti kroşe sistemleri kullanılabilir. Posterior dişsiz alanda kuvvetlerden dolayı streslerin oluşmasını istemediğimiz durumlarda hassas tutuculu sistemi tercih edebiliriz. Tamamen implant destekli ve tutuculu olan All-On-Four sistemi sabit protez olarak işlev göreceği için tüm gelen kuvvetler direk olarak implantlara iletilmektedir. Streslerin yüksek çıkması All-On-Four sisteminde dikkatli çalışılması gerektirdiği düşünülmektedir.

Bu nedenle çalışmamızda, alt çene tam dişsiz hastalarda implant ve bağlantı tipleriyle yapılabilecek protez tasarımlarının stres analizleri SESA kullanılarak değerlendirildi. Araştırmamızda elde edilen bulgular alt çene tam dişsiz hastalarda hangi protez tipinin yapılabileceğini belirlemeye yardımcı olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tam dişsiz alt çeneye uygulanacak 2, 3 ve 4 implant destekli protez seçeneklerinin SESA yöntemiyle implant ve destek dokular üzerindeki stres dağılımı ve miktarını incelediğimiz çalışma sonucunda;

1. İmplant destekli sabit protezlere bağlanan hareketli protezlerde ise implant sayısının artması sabit-hareketli arasındaki bağlantıyı değiştirmedeği için implantlara ve dokulara gelen streslerde çok fazla bir değişme görülmemiştir. Ayrıca kroşeli tasarlanan protez dizaynında stres azaltıcı özelliği sayesinde implantlarda ve destek dokularda daha az stresler oluşmuştur.
2. İmplant destekli overdenture protezlerde implant sayısının artması protezde rijidite sağladığı için implantlara ve peri-implant dokulara gelen stres miktarı artmış, dişsiz alanlardaki dokularda stres miktarında azalma görülmüştür.
3. Tüm protez dizaynlarında yükleme sonrası, en yüksek stres değerleri sırasıyla implant-abutment, kortikal ve spongios kemikte tespit edilmiştir.
4. Oklüzal yükleme yapılan bölgeye yakın implantların ve destek dokuların yüzeylerinde stres miktarının fazla olduğu görülmüştür.
5. Protezlere gelen oblik yükler, dik gelen yüklemelere kıyasla implant ve peri-implant dokularda stres miktarını arttırmıştır.
6. Destek kemikteki en yüksek stres değerleri, implantın servikal kısmı ile temasta olan kortikal kemikte yoğunlaştığı görülmüştür.

Uygun endikasyon durumunda alternatif olarak implantlar posterior alana yerleştirilerek çiğneme fonksiyonu sırasında implantlara gelen kantilever kuvvetler ve dişsiz alanlarda yaptığı stresleri azaltarak implantların aksına iletilmiştir.

Bu çalışmada, yapılan tam dişsiz alt çene modeli standart bir klinik durumda yapılabilecek tedavi seçeneklerini değerlendirmek için tasarlanmıştır. Kullanılan dokuların ve materyallerin mekanik özellikleri literatürlerden faydalanılarak gerçeğe en yakın şekilde yapısal analizi yapılmaya çalışılmıştır. Fakat anatomik değişiklikler ve kullanılan materyallerin farklılıkları nedeniyle tam olarak uygun sonuçlar vermeyebilir; bu nedenle farklı çenelerde, farklı marka implantlarda ve kullanılan

protez çeşidine göre değişik sonuçlar gösterebilir. Dolayısıyla farklı implant ve protez sistemleri kullanılarak hem in-vivo hem de in-vitro çalışmalar yapılarak biyomekanik yönden araştırılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Cunha-Cruz J, Hujoel PP, Nadanovsky P. Secular trends in socio-economic disparities in edentulism: USA, 1972-2001. *Journal of dental research*. 2007;86: p. 131-6.
2. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *International journal of dentistry*. 2013;2013: p. 498305.
3. Chee W, Jivraj S. Treatment planning of the edentulous mandible. *British dental journal*. 2006;201: p. 337-47.
4. 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: p. 3-4.
5. Sadowsky SJ. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97: p. 340-8.
6. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65: p. 671-80.
7. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1998;27: p. 435-9.
8. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97: p. 229-35.
9. Jacobs R, Schotte A, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. *Clinical oral implants research*. 1992;3: p. 63-70.
10. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92: p. 328-36.

11. Ulusoy M, Coğalan, K. Alt ene tam dişsizlik olgularında anterior bölgeye yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan farklı protez tasarımlarının in vitro olarak kuvvet dağılımı yönünden incelenmesi. [Bilimsel Araştırma Projesi]. In press 2011.
12. Wilding RJ, Reddy J. Periodontal disease in partial denture wearers--a biological index. *Journal of oral rehabilitation*. 1987;14: p. 111-24.
13. Vermeulen AH, Keltjens HM, van't Hof MA, Kayser AF. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76: p. 267-72.
14. Chronopoulos V, Sarafianou A, Kourtis S. The use of dental implants in combination with removable partial dentures: a case report. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2008;20: p. 355-64; discussion 65.
15. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82: p. 188-96.
16. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78: p. 28-33.
17. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant dentistry*. 2004;13: p. 373-85.
18. Phillips K, Wong KM. Space requirements for implant-retained bar-and-clip overdentures. *Compend Contin Educ Dent*. 2001;22: p. 516-8, 20, 22.
19. Dalkız M. Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık; 2009.
20. Hobo S, Hobo G, Garcia LT, Ichida E. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation: Quintessence Publishing Company; 1990.
21. Bobbio A. [Maya, the first authentic alloplastic, endosseous dental implant. A refinement of a priority]. *Revista da Associacao Paulista de Cirurgioes Dentistas*. 1973;27: p. 27-36.

22. Tapia JL, Suresh L, Plata M, Aguirre A. Ancient esthetic dentistry in Mesoamerica. *The Alpha omegan*. 2002;95: p. 21-4.
23. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery Supplementum*. 1977;16: p. 1-132.
24. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*: Elsevier Health Sciences; 2004.
25. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dental clinics of North America*. 1986;30: p. 151-74.
26. Zarb GA, Schmitt A, Baker G. Tissue-integrated prostheses: osseointegration research in Toronto. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 1987;7: p. 8-35.
27. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dento maxillo facial radiology*. 1997;26: p. 101-6.
28. Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE. *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-supported Prostheses*: Mosby; 2004.
29. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85: p. 585-98.
30. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clinical oral investigations*. 1999;3: p. 201-7.
31. Gül EB. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2009.
32. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80: p. 559-64.
33. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1986;1: p. 11-25.

34. Dalkız M. İmplantolojide Başarısızlık Sebepleri ve Çözüm Önerileri. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık; 2013.
35. el Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part I. *Implant dentistry*. 1999;8: p. 173-85.
36. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences*. 1998;106: p. 527-51.
37. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81: p. 537-52.
38. Duyck J, Naert I. Failure of oral implants: aetiology, symptoms and influencing factors. *Clinical oral investigations*. 1998;2: p. 102-14.
39. Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseotite implants in poor-quality bone. *Implant dentistry*. 2003;12: p. 87-96.
40. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int*. 1985;16: p. 39-42.
41. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clinical oral investigations*. 2000;4: p. 13-20.
42. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10: p. 33-42.
43. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *The International journal of prosthodontics*. 1998;11: p. 408-20.
44. Brocard D, Barthet P, Baysse E, Duffort JF, Eller P, Justumus P, et al. A multicenter report on 1,022 consecutively placed ITI implants: a 7-year longitudinal study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15: p. 691-700.

45. Dental implants. Benefit and risk. *National Institutes of Health consensus development conference summaries*. 1977;1: p. 13-9.
46. Farzad P, Andersson L, Nyberg J. Dental implant treatment in diabetic patients. *Implant dentistry*. 2002;11: p. 262-7.
47. Friberg B, Ekestubbe A, Mellstrom D, Sennerby L. Branemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2001;3: p. 50-6.
48. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *Journal of periodontology*. 1988;59: p. 287-96.
49. Weiss C, Weiss C. PRINCIPLES AND PRACTICE of Implant Dentistry: Elsevier; 2001.
50. Becker W, Hujoel PP, Becker BE, Willingham H. Osteoporosis and implant failure: an exploratory case-control study. *Journal of periodontology*. 2000;71: p. 625-31.
51. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*. 1998;106: p. 721-64.
52. Jisander S, Grenthe B, Alberius P. Dental implant survival in the irradiated jaw: a preliminary report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1997;12: p. 643-8.
53. Marx RE, Johnson RP. Studies in the radiobiology of osteoradionecrosis and their clinical significance. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1987;64: p. 379-90.
54. da Costa Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, Dos Reis AC. Analyzing the Influence of a New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015.
55. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clinical oral implants research*. 2002;13: p. 381-9.

56. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5: p. 272-81.
57. Berge TI, Gronningsaeter AG. Survival of single crystal sapphire implants supporting mandibular overdentures. *Clinical oral implants research*. 2000;11: p. 154-62.
58. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6: p. 142-6.
59. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1984;42: p. 705-11.
60. Zarb GA. The edentulous milieu. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49: p. 825-31.
61. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15: p. 65-72.
62. 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;17: p. 601-2.
63. Özçelik TB. Doğal diş - implant destekli sabit bölümlü protez tasarımlarının iki farklı stres analiz yöntemi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2002.
64. Critchlow SB, Ellis JS. Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2010;38: p. 2-9.

65. Pan S, Dagenais M, Thomason JM, Awad M, Emami E, Kimoto S, et al. Does mandibular edentulous bone height affect prosthetic treatment success? *Journal of dentistry*. 2010;38: p. 899-907.
66. 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: p. 1455-8.
67. 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. *Journal of dental research*. 1996;75 Spec No: p. 714-25.
68. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2000;9: p. 37-46.
69. Fiske J, Davis DM, Frances C, Gelbier S. The emotional effects of tooth loss in edentulous people. *British dental journal*. 1998;184: p. 90-3; discussion 79.
70. Trulsson U, Engstrand P, Berggren U, Nannmark U, Branemark PI. Edentulousness and oral rehabilitation: experiences from the patients' perspective. *European journal of oral sciences*. 2002;110: p. 417-24.
71. Hyland R, Ellis J, Thomason M, El-Feky A, Moynihan P. A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating. *Journal of dentistry*. 2009;37: p. 718-23.
72. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86: p. 468-73.
73. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13: p. 539-45.
74. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2007.
75. Kreisler M, Behneke N, Behneke A, d'Hoedt B. Residual ridge resorption in the edentulous maxilla in patients with implant-supported mandibular overdentures: an 8-year retrospective study. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16: p. 295-300.
76. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-

- supported overdenture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93: p. 116-20.
77. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95: p. 102-5.
 78. Ahuja S, Cagna DR. Defining available restorative space for implant overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104: p. 133-6.
 79. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant dentistry*. 2006;15: p. 24-34.
 80. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clinical oral implants research*. 2000;11 Suppl 1: p. 108-25.
 81. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86: p. 434-7.
 82. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5: p. 375-83.
 83. Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8: p. 162-6.
 84. Jennings KJ. ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: prosthodontic management of edentulous patients using overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6: p. 202-6.
 85. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10: p. 387-416.
 86. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5: p. 347-59.
 87. Henry PJ, Bower RC, Wall CD. Rehabilitation of the edentulous mandible with osseointegrated dental implants: 10 year follow-up. *Aust Dent J*. 1995;40: p. 1-9.

88. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clinical oral implants research*. 1996;7: p. 329-36.
89. 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: p. 59-65.
90. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16: p. 602-8.
91. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17: p. 417-24.
92. van der Wijk P, Bouma J, van Waas MA, van Oort RP, Rutten FF. The cost of dental implants as compared to that of conventional strategies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13: p. 546-53.
93. Lewis DW. Optimized therapy for the edentulous predicament: cost-effectiveness considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79: p. 93-9.
94. Attard N, Wei X, Laporte A, Zarb GA, Ungar WJ. A cost minimization analysis of implant treatment in mandibular edentulous patients. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16: p. 271-6.
95. Zitzmann NU, Sendi P, Marinello CP. An economic evaluation of implant treatment in edentulous patients-preliminary results. *The International journal of prosthodontics*. 2005;18: p. 20-7.
96. Feine JS, de Grandmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Tache R, et al. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. *Journal of dental research*. 1994;73: p. 1105-11.
97. Palmqvist S, Owall B, Schou S. A prospective randomized clinical study comparing implant-supported fixed prostheses and overdentures in the

- edentulous mandible: prosthodontic production time and costs. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17: p. 231-5.
98. Takanashi Y, Penrod JR, Lund JP, Feine JS. A cost comparison of mandibular two-implant overdenture and conventional denture treatment. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17: p. 181-6.
 99. Carlsson GE, Kronstrom M, de Baat C, Cune M, Davis D, Garefis P, et al. A survey of the use of mandibular implant overdentures in 10 countries. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17: p. 211-7.
 100. Attard NJ, Zarb GA, Laporte A. Long-term treatment costs associated with implant-supported mandibular prostheses in edentulous patients. *The International journal of prosthodontics*. 2005;18: p. 117-23.
 101. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4(R) concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2014;8: p. ZE16-9.
 102. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2003;5 Suppl 1: p. 2-9.
 103. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2005;7 Suppl 1: p. S88-94.
 104. Babbush CA. *Dental Implants: The Art and Science*: Saunders.
 105. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14: p. 612-21.
 106. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15: p. 405-14.
 107. Pellecchia M, Pellecchia R, Emtiaz S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83: p. 607-12.

108. Lindquist LW, Carlsson GE. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. *Acta odontologica Scandinavica*. 1985;43: p. 39-45.
109. Haraldson T, Carlsson GE. Chewing efficiency in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Swedish dental journal*. 1979;3: p. 183-91.
110. Jemt T, Lindquist L, Hedegard B. Changes in chewing patterns of patients with complete dentures after placement of osseointegrated implants in the mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;53: p. 578-83.
111. Christensen LV, Ziebert GJ. Effects of experimental loss of teeth on the temporomandibular joint. *Journal of oral rehabilitation*. 1986;13: p. 587-98.
112. Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *Journal of biomechanics*. 1980;13: p. 755-63.
113. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49: p. 843-8.
114. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology 2000*. 1994;4: p. 23-40.
115. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8: p. 301-8.
116. Cowin SC. Bone mechanics: CRC Press; 1989.
117. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical oral implants research*. 2000;11 Suppl 1: p. 33-58.
118. Özyılmaz E. Üst çene tasarımı ve dental implantların statik analizi [Yüksek Lisans Tezi]. Çorum: Hitit Üniversitesi; 2011.
119. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63: p. 671-6.

120. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29: p. 565-74.
121. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1992;7: p. 353-9.
122. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86: p. 24-32.
123. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10: p. 529-36.
124. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8: p. 19-31.
125. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25: p. 847-58.
126. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle orthodontist*. 2004;74: p. 3-15.
127. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clinical oral implants research*. 2001;12: p. 552-8.
128. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical oral implants research*. 2001;12: p. 207-18.
129. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92: p. 132-8.

130. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clinical oral implants research*. 1998;9: p. 272-80.
131. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76: p. 500-9.
132. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*. 2003;14: p. 97-102.
133. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1987;2: p. 101-8.
134. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle orthodontist*. 1995;65: p. 367-72.
135. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Sinn DP. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1992;50: p. 1284-8.
136. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Honigle K, Johnson BE. A study of maximum bite force during growth and development. *The Angle orthodontist*. 1996;66: p. 261-4.
137. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical oral implants research*. 1996;7: p. 153-61.
138. Van Eijden TM. Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force. *Journal of dental research*. 1990;69: p. 901-5.
139. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15: p. 20-7.

140. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research*. 1998;77: p. 1832-9.
141. Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*. 1999;20: p. 2311-21.
142. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*. 1996;27: p. 401-8.
143. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15: p. 15-46.
144. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23: p. 79-90.
145. Frisken KW, Dandie GW, Lugowski S, Jordan G. A study of titanium release into body organs following the insertion of single threaded screw implants into the mandibles of sheep. *Aust Dent J*. 2002;47: p. 214-7.
146. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M. [Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study]. *Zeitschrift fur Stomatologie*. 1989;86: p. 207-16.
147. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10: p. 188-98.
148. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13: p. 82-90.
149. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1992;7: p. 345-52.
150. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67: p. 361-4.

151. Castellani R, de Ruijter A, Renggli H, Jansen J. Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clinical oral implants research*. 1999;10: p. 369-78.
152. Sauberlich S, Klee D, Richter EJ, Hocker H, Spiekermann H. Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clinical oral implants research*. 1999;10: p. 379-93.
153. Iamoni F, Rasperini G, Trisi P, Simion M. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14: p. 729-35.
154. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clinical oral implants research*. 1997;8: p. 442-7.
155. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clinical oral implants research*. 1995;6: p. 24-30.
156. 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. *Journal of biomedical materials research*. 1991;25: p. 889-902.
157. Carr AB, Beals DW, Larsen PE. Reverse-torque failure of screw-shaped implants in baboons after 6 months of healing. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1997;12: p. 598-603.
158. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clinical implant dentistry and related research*. 2000;2: p. 120-8.
159. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2000;2: p. 85-92.
160. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clinical oral implants research*. 2002;13: p. 144-53.

161. Caulier H, van der Waerden JP, Wolke JG, Kalk W, Naert I, Jansen JA. A histological and histomorphometrical evaluation of the application of screw-designed calciumphosphate (Ca-P)-coated implants in the cancellous maxillary bone of the goat. *Journal of biomedical materials research*. 1997;35: p. 19-30.
162. Jansen JA, van der Waerden JP, Wolke JG. Histological and histomorphometrical evaluation of the bone reaction to three different titanium alloy and hydroxyapatite coated implants. *Journal of applied biomaterials : an official journal of the Society for Biomaterials*. 1993;4: p. 213-9.
163. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical oral implants research*. 1992;3: p. 104-11.
164. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11: p. 626-33.
165. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1988;3: p. 129-34.
166. Fugazzotto PA, Wheeler SL, Lindsay JA. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *Journal of periodontology*. 1993;64: p. 1085-7.
167. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology*. 1991;62: p. 2-4.
168. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1992;7: p. 62-71.
169. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93: p. 227-34.
170. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92: p. 523-30.

171. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93: p. 38-44.
172. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry: Quintessence; 1985.
173. Ulusoy MA, K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara2003.
174. Bathe K-J, Wilson EL, Iding RH. NONSAP: a structural analysis program for static and dynamic response of nonlinear systems. 1974.
175. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of maxillofacial surgery*. 2001;29: p. 100-5.
176. Akca K, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22: p. 101-9.
177. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Dental Materials; Properties and Manipulation: C. V. Mosby Company; 1975.
178. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of dentistry*. 2002;30: p. 271-82.
179. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması [Doktora Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2007.
180. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100: p. 422-31.
181. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of oral biology*. 1993;38: p. 491-6.

182. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32: p. 193-205.
183. Gungor MA, Kucuk M, Dundar M, Karaoglu C, Artunc C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31: p. 172-8.
184. Kayabaşı O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*. 2006;37: p. 649-58.
185. Simsek B, Erkmén E, Yılmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*. 2006;28: p. 199-213.
186. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2005;20: p. 578-83.
187. Szucs A, Bujtar P, Sandor GK, Barabas J. Finite element analysis of the human mandible to assess the effect of removing an impacted third molar. *J Can Dent Assoc*. 2010;76: p. a72.
188. Alvarez-Arenal A, Lasheras FS, Fernández EM, González I. A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone. *Mathematical and Computer Modelling*. 2009;50: p. 695-704.
189. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of biomechanics*. 2007;40: p. 2377-85.
190. Djebbar N, Serier B, Bouiadjra BB, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials & Design*. 2010;31: p. 2097-101.
191. Le Guehenec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23: p. 844-54.

192. Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Computational and mathematical methods in medicine*. 2013;2013: p. 250929.
193. Nelson SJ, Ash MM. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion: Saunders/Elsevier; 2010.
194. Craig RG. Restorative dental materials: Mosby; 1989.
195. Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *Journal of dental research*. 1989;68: p. 1370-3.
196. Ersu B CŞ, Akman S. İmplant destekli Overdenture ve Konvansiyonel Tam Protez Kullanımının Yaşam Kalitesine Etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;16: p. 39-43.
197. Saleem M, Saleem R, Meshack RA, Guru R. Prosthetic management of edentulous mandible using endosseous implants and overdentures. *The journal of contemporary dental practice*. 2011;12: p. 135-7.
198. Lambade D, Lambade P, Gundawar S. Implant supported mandibular overdenture: a viable treatment option for edentulous mandible. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2014;8: p. ZD04-6.
199. Lin C-L, Kuo Y-C, Lin T-S. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-d non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 2005;17: p. 44-9.
200. Tanyel RCR, M.; İbrahimoglu, D.; Ünlü, Ç.; Özgül, M.; Katiboğlu, G.; Katiboğlu, A. B. Dikey, yatay ve açılı kuvvetlerin dental implant Ka üzerinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi: Sonlu elemanlar analizi. *Türk Dişhekimliği Dergisi*. 2012;84: p. 54 - 60.
201. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000*. 1998;17: p. 119-24.
202. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of biomechanics*. 1992;25: p. 261-86.

203. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81: p. 696-703.
204. Sutherland JK, Holland GA, Sluder TB, White JT. A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1980;44: p. 616-23.
205. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20: p. 147-57.
206. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru, B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *A Ü Diş Hek Fak Derg*. 1995;22: p. 201 - 5.
207. Meijer HJ, Steen WH, Bosman F. Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68: p. 318-21.
208. 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. *The Journal of oral implantology*. 1998;24: p. 80-8.
209. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *The Journal of oral implantology*. 2000;26: p. 77-81.
210. Mericske-Stern R. Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8: p. 254-63.
211. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. 2003;91: p. 31-6.
212. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses

- and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91: p. 144-50.
213. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23: p. 57-64.
214. Caglar A, Aydın C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21: p. 36-44.
215. Asar NV. İmplant destekli iki farklı üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi [Doktora tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
216. Hancı MB, E.; Arpacı, A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık; 2000.
217. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13: p. 369-76.
218. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 1995;4: p. 95-100.
219. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 1993;2: p. 183-9.
220. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*. 2002;30: p. 41-6.
221. Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19: p. 819-25.

222. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68: p. 96-102.
223. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1994;78: p. 22-7.
224. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8: p. 421-33.
225. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical oral implants research*. 1996;7: p. 143-52.
226. Tuncelli B, Poyrazoglu E, Koyluoglu AM, Tezcan S. Comparison of load transfer by angulated, standard and inclined implant abutments. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1997;5: p. 85-8.
227. Tuncelli B, Poyrazoglu E, Koyluoglu AM, Tezcan S. Comparison of load transfer by implant abutments of various diameters. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1997;5: p. 79-83.
228. 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: p. 971-87.
229. Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Achour T, Serier B, Ould Chikh B, Feng ZO. Stress analysis in dental prosthesis. *Computational Materials Science*. 2010;49: p. 126-33.
230. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61: p. 602-9.
231. Uysal H, Iplikcioglu H, Avcı M, Gunduz Bilir O, Kural O. An experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth-supported prosthesis: a technical note. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1997;12: p. 118-24.

232. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19: p. 118-26.
233. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading. *The Journal of oral implantology*. 1992;18: p. 349-53.
234. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2003;18: p. 357-68.
235. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97: p. 85-92.
236. Lin CL, Lin TS, Hsu KW, Wu CH, Chang CH. Numerical investigation of retainer thickness affecting retention in posterior resin-bonded prosthesis using the finite element method. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*. 2003;26: p. 781-9.
237. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *The Journal of oral implantology*. 2004;30: p. 59-68.
238. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical implant dentistry and related research*. 2003;5: p. 254-62.
239. Lee JS, Lim YJ. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2013;16: p. 1143-9.
240. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91: p. 20-5.
241. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92: p. 139-44.

242. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*. 1997;8: p. 161-72.
243. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14: p. 173-80.
244. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of periodontology*. 2004;75: p. 327-32.
245. Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93: p. 559-62.
246. Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21: p. 769-76.
247. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21: p. 86-93.
248. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical oral implants research*. 2005;16: p. 486-94.
249. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *The International journal of prosthodontics*. 1994;7: p. 271-9.
250. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13: p. 253-62.
251. Carlsson GE. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79: p. 17-23.

252. Kapur KK, Soman SD. Masticatory performance and efficiency in denture wearers. 1964. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92: p. 107-11.
253. van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63: p. 307-10.
254. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van 't Hof MA. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2003;18: p. 879-85.
255. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85: p. 141-7.
256. Geertman ME, van Waas MA, van 't Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11: p. 194-200.
257. Humphris GM, Healey T, Howell RA, Cawood J. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: a cross-sectional study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10: p. 437-44.
258. Yoshida M, Sato Y, Akagawa Y, Hiasa K. Correlation between quality of life and denture satisfaction in elderly complete denture wearers. *The International journal of prosthodontics*. 2001;14: p. 77-80.
259. Heydecke G, Klemetti E, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Relationship between prosthodontic evaluation and patient ratings of mandibular conventional and implant prostheses. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16: p. 307-12.
260. Fenlon MR, Sherriff M, Walter JD. Comparison of patients' appreciation of 500 complete dentures and clinical assessment of quality. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1999;7: p. 11-4.
261. Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95: p. 71-8.
262. Christensen GJ. Treatment of the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc*. 2001;132: p. 231-3.

263. Schmitt A, Zarb GA. The notion of implant-supported overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79: p. 60-5.
264. Ortman HR. Factors of bone resorption of the residual ridge. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1962;12: p. 429-40.
265. Ozdemir Dogan D, Polat NT, Polat S, Seker E, Gul EB. Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16: p. 501-10.
266. Barao VA, Assuncao WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *The Journal of craniofacial surgery*. 2009;20: p. 1066-71.
267. Vercruyssen M, Marcelis K, Coucke W, Naert I, Quirynen M. Long-term, retrospective evaluation (implant and patient-centred outcome) of the two-implants-supported overdenture in the mandible. Part 1: survival rate. *Clinical oral implants research*. 2010;21: p. 357-65.
268. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *The Journal of oral implantology*. 2011;37: p. 431-45.
269. Ho CC, Jovanovic SA. The "All-on-4" concept for implant rehabilitation of an edentulous jaw. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2014;35: p. 255-9; quiz 60.
270. Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malo 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: p. 459-65.
271. Malo P, Nobre Mde A, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clinical implant dentistry and related research*. 2006;8: p. 223-32.
272. Malo P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2007;9: p. 15-21.

273. Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;55: p. 357-61.
274. Benzing U, Weber H, Simonis A, Engel E. Changes in chewing patterns after implantation in the edentulous mandible. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1994;9: p. 207-13.

EKLER

Ek.1. Özgeçmiş

25 Temmuz 1985'te Erzincan'nın İliç ilçesinde doğdu. İlköğretimi Halil Rıfat Paşa İlköğretim Okulu'nda, liseyi Selçuk Anadolu Lisesi'nde tamamladı. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2010 yılında mezun oldu. 2010 – 2011 yıllarında Özel İstanbul Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniğinde diş hekimi olarak çalıştı. 2011 yılı Ekim ayından itibaren Malatya İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

mesuttuzlali@gmail.com

EK.2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge

25 Haziran 2014 tarih ve 29041 sayı ile T.C. Resmi Gazetede yayımlanan ‘İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik’in Birinci Bölümünün 2. Maddesinin 1.Fıkrası (Bu Yönetmelik, biyoyararlanım ve biyoeşdeğerlik çalışmaları dâhil, ruhsat veya izin alınmış olsa dahi insanlar üzerinde yapılacak olan ilaç, tıbbi ve biyolojik ürünler ile bitkisel ürünlerin klinik araştırmaları, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince tezimin bir klinik araştırma değil sadece laboratuvar çalışması olması sebebiyle Etik Kurul kararı alınmamıştır.