

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KİSMİ DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI İMPLANT
KONUMLARININ İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE
OLUŞAN STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

MEHMET EMİN ERCAN

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. OĞUZ ERASLAN

KONYA-2023

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KİSMİ DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI İMPLANT
KONUMLARININ İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE
OLUŞAN STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Mehmet Emin ERCAN

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Oğuz ERASLAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 22132002 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2023

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez sürecinde benden yardımlarını esirgemeyen ve bana destek olan saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Oğuz ERASLAN'a

Eğitimim süresince teorik ve pratik bilgi birikimlerini benimle paylaşan Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Birlikte çalıştığımız tüm araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca her koşulda sevgi ve desteklerini yanımda hissettiğim, beni bugünlere getiren, emeklerini asla ödeyemeyeceğim kardeşlerime, annem Songül ERCAN'a ve babam Emrullah ERCAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Konya 2023

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xii
SUMMARY	xiii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant, Dental İmplant Tanımı ve Tarihsel Gelişimi	3
2.1.1. İmplant Tanımı.....	3
2.1.2. Dental İmplantların Tanımı.....	3
2.1.3 Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi	3
2.2. Osseointegrasyon Tanımı ve Dental İmplantların Başarı Kriterleri.....	5
2.3. Dental İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları	6
2.3.1 Dental İmplant Endikasyonları	6
2.3.2. İmplant Endikasyonlarını Kısıtlayan Durumlar	7
2.3.3. Dental İmplant Kontrendikasyonları.....	7
2.4. Dental İmplant Avantaj ve Dezavantajları	7
2.4.1. Dental İmplant Avantajları	7
2.4.2. Dental İmplant Dezavantajları	8
2.5. Çene kemiği dokusu ve özellikleri	8
2.5.1. Kemik dokusunun Yoğunluğu ve Sınıflaması	9
2.6. Dental İmplant Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	11
2.6.1. Endosteal (kemik içi) İmplantlar	12
2.6.1.1. Blade/Plate İmplantlar.....	13
2.6.1.2. Silindirik İmplantlar	13
2.6.1.3. Vent tipi İmplantlar	13
2.6.1.4. Vida tipi İmplantlar	13

2.6.2. Subperiosteal (kemik üzeri) İmplantlar	13
2.6.3. Transosteal (kemik boyunca) İmplantlar	14
2.7. Dental İmplant Materyalleri	14
2.8. Dental İmplant Abutmentleri.....	15
2.8.1. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri	15
2.8.1.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentler	15
2.8.1.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri	16
2.8.1.3. Ataçman Tutuculu İmplant Abutmentleri	17
2.9. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması.....	17
2.10. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler	18
2.10.1.Uygulanan Kuvvetin Yönü ve Büyüklüğü.....	20
2.10.2. Uygulanan Protez Tipi ve Kullanılan Materyal	20
2.10.3. İmplant Dizaynı ve Mekanik Özellikleri	21
2.10.4. İmplantların Çapı, Sayısı ve Uzunluğu	21
2.10.5. İmplantın Kemik İçerisindeki Konumu	22
2.10.6. Karşı Dental Arkın Dişsel Durumu.....	22
2.10.7. İmplant-Abutment Bağlantı Tipi.....	22
2.10.8. Kemik Kalitesi	23
2.10.9. Üst yapının stabilizasyonu	23
2.10.10. Kantilever Kullanımı	23
2.10.11. Okluzal Faktörler	23
2.11. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler	24
2.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri.....	27
2.12.1. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi	27
2.12.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi	27
2.12.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analiz Yöntemi.....	28
2.12.4. Holografik İnterferometri (Lazer ışını) ile Stres Analiz Yöntemi	28
2.12.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	28
2.12.6. Radyotelometri ile Stres Analiz Yöntemi	28
2.12.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA).....	29

2.12.7.1. SESA Yönteminin Avantajları	30
2.12.7.2. SESA Yönteminin Dezavantajları.....	30
2.12.7.3. SESA Yönteminde Temel Kavramlar	30
2.13. Kilit İmplant Konumları.....	33
2.13.1. Kantilever Yapmama	33
2.13.2. Üç Komşu Pontik Yapmama	35
2.13.3. Kilit Ark Konumları.....	35
2.13.4. Kanin ve 1. Molar Bölgeleri	36
3.GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	44
3.2. Kemığın Modellenmesi	46
3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi ve Yükleme Koşulları	48
4. BULGULAR.....	50
4.1. Model-1'e (22-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) Ait Bulgular.....	50
4.2. Model-2'ye (22-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) Ait Bulgular.....	53
4.3. Model-3'e (23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) Ait Bulgular.....	56
4.4. Model-4'e (23-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) Ait Bulgular.....	60
4.5. Model-5'e (22-23 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) Ait Bulgular.....	63
4.6. Model-6'ya (22-23 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) Ait Bulgular.....	66
4.7. Tüm Modellerin Karşılaştırmalı Görsel ve Grafiksel Analizi	69
5.TARTIŞMA	75
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	84
7.KAYNAKLAR	86
8.EKLER.....	93
8.1.Etik Kurul Onayı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

9.ÖZGEÇMİŞ **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**



SİMGELER VE KISALTMALAR

Ark: Arkadaşları

A-P: Antero-posterior

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

mA: Miliamper

MÖ: Milattan önce

Mm: Milimetre

µm: Mikrometre

N: Newton

Pa: Paskal

MPa: Megapaskal

3D: Üç boyutlu

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

°: Derece

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması (Oliveira ve ark 2021)	10
Şekil 2.2. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch 2007).....	11
Şekil 2.3. Dental implant tipleri (Ercan 2020).....	12
Şekil 2.4. Endosteal implantlar (Misch 2004).....	12
Şekil 2.5. Farklı sayıda düğümlerle(node) oluşturulmuş elemanlar (Uysal ve ark.)	31
Şekil 2.6. (Misch 2007).....	34
Şekil 2.7. (Misch 2007).....	36
Şekil 2.8. (Misch 2007).....	37
Şekil 2.9. (Misch 2007).....	37
Şekil 2.10. (Misch 2007).....	38
Şekil 3.1. a) Model 1(22-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) b) Model 2(22-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) c) Model 3(23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) d) Model 4(23-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) e) Model 5(22-23 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) f) Model 6(22-23 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon)	41
Şekil 3.2. 24 numaralı bölgede kullanılan a) implant b) açısız abutment c) abutment vidası d) implant ve abutment birleşim görüntüsü.....	42
Şekil 3.3. 22 ve 23 numaralı bölgelerde kullanılan a) implant b) 15 derece açılı abutment c) abutment vidası d) implant ve abutment birleşim görselleri.....	43
Şekil 3.4. a) Model 1 ve 2'ye ait b) Model 3 ve 4'e ait c) Model 5 ve 6'ya ait implant ve abutment yerleşimleri.	43
Şekil 3.5. Modellere ait A) metal alt yapı B) porselen C) monolitik zirkonya görselleri.....	44
Şekil 3.6. Üst çenenin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi'de taranmasıyla meydana gelen kesit örneği.....	46

Şekil 3.7. 3D-Doctor yazılımı	47
Şekil 3.8. a) Kortikal kemik b) Spongioz kemik c) Kortikal ve spongioz kemik ..	48
Şekil 4.1. a. Model-1'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. b. Model-1'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.	50
Şekil 4.2. a. Model-1'de porselene ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-1'de metal alt yapıya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. c. Model-1'de abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. d. Model-1'de abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	51
Şekil 4.3. Model-1'deki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	52
Şekil 4.4. a. Model-1'deki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. b. Model-1'deki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. c. Model-1'deki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. d. Model-1'deki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.	53
Şekil 4.5. a. Model-2'ye ait Von Mises stres değerleri, ana model. b. Model-2'ye ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.	54
Şekil 4.6. a. Model-2'deki monolitik zirkonyaya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-2'deki abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. c. Model-2'deki abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm d. Model-2'deki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	55
Şekil 4.7. a. Model-2'deki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. b. Model-2'deki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. c. Model-2'deki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. d. Model-2'deki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.	56
Şekil 4.8. a. Model-3'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. b. Model-3'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.	57
Şekil 4.9. a. Model-3'te porselene ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-3'te metal alt yapıya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. c. Model-3'te abutmentlere ait Von Mises stres	

değerleri, mezio-bukkal görünüm. d. Model-3'te abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.....	58
Şekil 4.10. Model-3'teki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	58
Şekil 4.11. a. Model-3'teki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. b. Model-3'teki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. c. Model-3'teki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. d. Model-3'teki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.	59
Şekil 4.12. a. Model-4'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. b. Model-4'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.	60
Şekil 4.13. a. Model-4'teki monolitik zirkonyaya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-4'teki abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. c. Model-4'teki abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm d. Model-4'teki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	61
Şekil 4.14. a. Model-4'teki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. b. Model-4'teki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. c. Model-4'teki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. d. Model-4'teki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.	62
Şekil 4.15. a. Model-5'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. b. Model-5'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.	63
Şekil 4.16. a. Model-5'te porselene ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-5'te metal alt yapıya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. c. Model-5'te abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. d. Model-5'te abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.....	64
Şekil 4.17. Model-5'teki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	65
Şekil 4.18. a. Model-5'teki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. b. Model-5'teki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. c. Model-	

5'teki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. d. Model-5'teki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.	66
Şekil 4.19. a. Model-6'ya ait Von Mises stres değerleri, ana model b. Model-6'ya ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal kesit görünümü.....	67
Şekil 4.20. a. Model-6'daki monolitik zirkonyaya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-6'daki abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. c. Model-6'daki abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm d. Model-6'daki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.	68
Şekil 4.21. a. Model-6'daki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. b. Model-6'daki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. c. Model-6'daki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. d. Model-6'daki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.	69
Şekil 4.22. İmplant yapısındaki Von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.	70
Şekil 4.23. Karşılaştırmalı olarak tüm modellerdeki implant, abutment ve abutment vidası yapısındaki Von Mises streslerinin kesit görünümü.....	71
Şekil 4.24. Kortikal kemik yapısındaki gerilme (çekme) streslerinin karşılaştırmalı grafiği.	72
Şekil 4.25. Kortikal ve spongioz kemik yapısındaki gerilme (çekme) streslerinin kesit görünümü.....	72
Şekil 4.26. Restorasyon materyallerindeki (metal destekli restorasyon ve monolitik zirkonya) Von Mises streslerinin kesit görünümü.	73

TABLOLLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. İdeal dental implant özellikleri (Davies 1998)	14
Tablo 3.1. Çalışmada oluşturulan 6 farklı klinik durum ve bu durumlara ait düğüm ve eleman sayıları.....	40
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri.....	45
Tablo 4.1. Abutment, vida ve implant boyunlarındaki Von Mises, kortikal kemik yapısındaki gerilme streslerinin MPa biriminde değerleri.	74



ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

**KİSMİ DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI İMPLANT
KONUMLARININ İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE
OLUŞAN STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

“MEHMET EMİN ERCAN”

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
UZMANLIK TEZİ / KONYA-2023**

Günümüzde, tek diş eksikliğinden total diş eksikliğine kadar olan durumların tedavilerinde implant destekli sabit veya hareketli protezler sıklıkla tercih edilmektedir. Biyomekanik faktörler, dental implantların uzun dönem başarısını etkilemektedir. İmplantların üzerine iletilen yükler; yükün tipine, implantların boyutlarına, implantların yüzey özelliklerine, protez tipine, implant çevresindeki kemiğin yapısal özelliklerine ve implantların yerleşimine göre implant-kemik ara yüzünde strese(gerilime) neden olmaktadır. Cerrahi teknikler ne kadar başarılı olursa olsun implantlar üzerine gelecek kuvvetler kemik kayıplarına ve implant kaybına yol açabilmektedir. Kuvvetlerin dengeli dağılımı açısından implant konumları kritik öneme sahiptir. Bu çalışmada dental implantlarda konum farklılığının, kemik ve implant bileşenlerinde oluşturduğu stres analizi incelenmiştir. Bilgisayar ortamında hazırlanan üç farklı implant konumuna sahip 6 model üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir. Çalışma sonucunda gruplar arasında farklı stres dağılımları oluşmuştur.

Anahtar Kelimeler: implant üstü sabit protez, farklı implant konumları, sonlu eleman analizi

SUMMARY

**REPUBLIC OF TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY**

STRESS DISTRIBUTION EVALUATION OF IMPLANT SUPPORTED FIXED PROSTHETICS IN DIFFERENT IMPLANT LOCATIONS ON PARTIALLY EDENTULOUS MAXILLA BY THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

“MEHMET EMİN ERCAN”

Department of Prosthodontics

MASTER THESIS / KONYA-2023

Today, implant-supported fixed or removable prostheses are frequently preferred in the treatment of conditions ranging from a single missing tooth to a total tooth deficiency. Biomechanical factors affect the long-term success of dental implants. Loads transmitted on implants; It causes stress (strain) at the implant-bone interface depending on the type of load, the dimensions of the implants, the surface properties of the implants, the type of prosthesis, the structural characteristics of the bone around the implants and the placement of the implants. No matter how successful the surgical techniques are, the forces on the implants can cause bone loss and implant loss. Implant positions are critical for the balanced distribution of forces. In this study, the stress analysis caused by the position difference in dental implants on bone and implant components was investigated. Six models with three different implant positions prepared in the computer environment were examined by three-dimensional finite element stress analysis method. As a result of the study, different stress distributions occurred between the groups.

Keywords: Implant positions, dental implant, finite element analysis, stress distribution

1.GİRİŞ

Dental implantlar, kaybedilen diş veya dişlerin fonksiyonlarının iadesine ek olarak estetik ve fonetik katkıları nedeniyle rutin tedavi uygulamaları haline gelmişlerdir (Vetromilla ve ark 2019). Dental implantların en önemli avantajları; alveol kemikteki yıkımı azaltması, komşu dişlerde preparasyon ile oluşacak doku kaybına engel olması ayrıca klasik hareketli protezlerin yerine tutuculuğu daha yüksek hareketli protez veya sabit protez imkanı sağlamasıdır (Guguloth ve ark 2019).

İmplant diş hekimliğinde komplikasyonların birincil nedenleri biyomekanik ile ilişkilidir (Corrêa ve ark 2014). İmplant destekli protezlerin başarısında en önemli faktörler; biyomekanik kurallar ve protetik planlamadır (Le ve ark 2014). Cerrahi teknikler başarılı olsa da implantlar üzerine gelen kuvvetler fizyolojik sınırlar üzerinde olursa peri-implant dokularda patolojik kemik kayıpları meydana gelebilmektedir (Tabrizi ve ark 2013). Dişlerin kök yüzeylerinde bulunan ve gelen kuvvetlere karşı yastık görevi gören periodontal ligament dokusu, implant çevresinde bulunmadığından dolayı, implantların üzerine gelen kuvvetler doğrudan çene kemiğine iletilmektedir (Clelland ve ark 1995). Uygulanan oklüzal kuvvetler; protetik restorasyona, abutmente, implanta ve implant aracılığıyla peri-implant dokulara (dişeti ve kemik dokusuna) sırasıyla aktarılmaktadır (Wu ve ark 2015). Bu nedenle uygulanan kuvvetlerin miktarı, protetik restorasyonun tasarımı ve üretiminde kullanılan materyal, implant materyalinin türü, kullanılan implant sayısı, implantların lokalizasyonları, kemik dokusunun tipi ve özellikleri; kemiğe iletilen kuvvetleri etkileyen faktörler olarak belirtilebilir.

Kuvvetlerin azaltılması yönünden bazı implant konumları diğerlerinden daha kritik öneme sahiptir. Bu bağlamda protez üzerindeki kantileverler azaltılmalı hatta tercihen kantileversiz protezler yapılmalıdır. Bir kanin eksikliğini gideren sabit restorasyon, ağzın diğer bölgelerindeki restorasyonlardan daha fazla risk altındadır. Geleneksel sabit protez aksiyomu, kanin ve iki veya daha fazla komşu dişin eksikliğini giderildiği bir sabit protez yapılmaması gerektiğini ortaya koyar ve dolayısıyla bu gibi durumlarda hasta sabit bir protez istiyorsa mutlaka implant tercih edilmelidir (Misch 2007).

Doku-restorasyon komplekslerinin biyomekanik durumlarını inceleyen etkili yöntemlerden biri de sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir. Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1989). Bilgisayarda sayısal bir method olan sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak, yapılar üzerinde mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılım ve deplasmanlar belirlenebilmekle birlikte bu method literatürde; sabit protezlerde, implantolojide, ortodontide, parsiyel protezlerde, restoratif diş hekimliğinde, limitleri dar olsa da total protezlerde ilginç ve yararlı çalışmalarda kullanılmaktadır. Modeldeki gerilmeleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gerekmektedir. Bunlar: düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı, her bir düğüm noktasını belirlemek için numaralandırma sistemi, her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı, her bir düğüm noktasının koordinatları, sınır şartlarının tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir (Eskitaşcıoğlu ve Elemanlar 1995).

2.GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant, Dental İmplant Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

2.1.1. İmplant Tanımı

İmplant kelimesi Latince “in: içerisine” ve “planto: ekme, gömme, yerleştirme” anlamındaki sözcüklerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur (Chatman 1970). Anlam olarak; fonksiyon sağlamak amacıyla uygun bir konuma yerleştirilen organik veya inorganik maddeler için kullanılan terimdir (Tunalı 1996).

2.1.2. Dental İmplantların Tanımı

Hastaların farklı sebeplerle kaybettikleri dişlerinin eksikliklerinin giderilmesi, diş yapısı ve etrafındaki dokularda oluşan kayıpları tedavi etmek için çene kemiği içerisine, üzerine ya da mukozaya yerleştirilen cisimlerdir (Chatman 1970) (Granat 1990).

Uluslararası standardizasyon kurumu (ISO) ise dental implantı; “mandibula ya da maksillada proteze destek olarak cerrahi yolla yerleştirilmiş materyal” şeklinde nitelendirmiştir (Jokstad ve ark 2003).

2.1.3 Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi

Arkeolojik çalışmalarda; implant geçmişinin eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzandığına yönelik kanıtlara ulaşılmıştır. Geçmişten bu yana tahta parçaları, kurutulmuş kemik, altından elde edilen teller, gümüş alaşımları, fil dişi, çekilmiş dişler implant materyali olarak ağızda uygulanmıştır.

Dental implantlara yönelik ulaşılan en eski bilgi, Çin imparatorluklarından Chin Nong’un M.Ö. 3216 ve Hon-Ang-Tu’nun M.Ö. 2637 tarihlerinde gümüş ve altın içerikli iğneler, akupunktur, diş transplantasyonları ve reimplantasyonları gibi, o yıllarda yaptıkları tıbbi tedavilerin açıklamalarındadır (Linkow 1961). Ülkemizdeki en eski bulguya ise İzmir dolaylarındaki Kalabak Metropolis’te M.Ö.

550 yıllarına ait kazı çalışmalarında rastlanmıştır. İlk zamanlar takıları andıran bu objenin üst kaninlere benzeyen dişler olduğu anlaşılmıştır (Atilla 1993).

19. Yüzyılın sonlarına değin implantasyon uygulaması; transplantasyon ve reimplantasyon olarak iki farklı şekilde ilerlemiştir ama transplante edilen bazı dişlerde başarısızlıklarla karşılaşılması ve transplantasyonla sifiliz gibi bulaşıcı hastalıkların yayılmasının tespiti transplantasyon çalışmalarında durağan bir döneme girilmesine yol açmıştır (Chattman 1970) (Derome 1973) (Gomez ve ark 1988).

Reimplantoloji methodunun yerini implantolojinin almasından sonra 1938'de Strock, içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Kemik içi bu implant haricinde, Strock 1940 yılında endodontik implantı diş hekimliği literatürüne tanıtmıştır.

1938'de Dahl ise, implantı kemik üstüne uygulayarak ilk subperiosteal implantı bulmuştur (Derome 1973).

1947 yılında Formiggini, implantın girintili alanlarına kemiğin dolmasını sağlayarak implantın daha iyi tutunması için boş vida biçimli implant geliştirmiştir. Formiggini'nin bu çalışmasıyla birlikte 1953'te Sollier ve Chercheve, kemik içi implantın dikey yöndeki uzunluğunun artırılması ve vidalarla sabitleştirilmesi mantığı ile transosseoz implantları geliştirmiştir (Derome 1973) (Fagan 1972).

1960 yılında Chercheve içi boş vida biçimli silindirik formda bir implant tasarlamış, 1961 yılında ise Tremonte'nin içi dolu vida şekilli implantları geliştirmesiyle günümüzdeki bikortikal implantların temeli atılmıştır (Derome 1973) (Güzel ve ark 2006).

1962'de Peron-Andre, Formiggini'nin vida şeklinde geliştirdiği implanta benzeyen ama daha iyi bir implant üretmiş ve birçok histolojik araştırma yapmıştır. Yaptığı araştırmalar sonucunda, implantın sabit bir şekilde stabil kalabilmesinin implant yüzey ve kıvrımlarında kemik entegrasyonu ile mümkün olduğunu belirtmiştir ve böylelikle kemik-implant etkileşiminden ilk defa bahsedilmiştir (Gomez ve ark 1988) (Albrektsson ve Wennerberg 2005).

1968 yılında Linkow'un blade implantları üretmesinden bu yana blade tip implantlar uygulanmaya başlanmıştır (Granat 1990).

2.2. Osseointegrasyon Tanımı ve Dental İmplantların Başarı Kriterleri

Osseointegrasyon; Latince'de "os": yani kemik ve yine Latince kökenli "integrate": birleşmek anlamı taşıyan sözcüklerin birleşmesiyle meydana gelmiştir ve öncelikle Branemark tarafından 1977 yılında öne sürülmüştür. Albrektsson'a göre ise osseointegrasyon kavramı, canlı kemik ve implant etkileşiminde ışık mikroskobu düzeyindeki direkt bağlantıdır (Ellingsen ve ark 2006).

1986 yılında Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (American Academy of Implant Dentistry) (AAID) ise osseointegrasyonu şu şekilde tanımlamıştır: "osseointegrasyon, implant ve kemik arasında kemik harici bir doku olmaksızın kuvvetlerin ideal bir şekilde implanttan kemiğe iletiildiği bağlantıdır" (Jokstad ve ark 2003) (Le Guéhennec ve ark 2007).

Günümüzde osteointegrasyon terimi ile klinik başarı birbirine paralel seyretmektedir. Osseointegrasyon, dental implantların uzun dönem başarı kriterlerinde rol oynayan öncelikli hususlardandır (Joos ve ark 2006). Albrektsson, başarılı bir osseointegrasyon süreci için 6 faktör sıralamıştır (Ellingsen ve ark 2006). Bunlar:

1. Kullanılan implant materyali
2. Kullanılan implantın tasarımı
3. İmplantların yüzey özellikleri
4. Hastanın kemik kalitesi
5. Kullanılan cerrahi teknik
6. İmplant yükleme prosedürü

Son zamanlarda güncel ve en çok kabul edilen dental implant başarı kriterleri Zarb ve Albrektsson tarafından literatüre kazandırılan bir konsensus raporunda aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (Albrektsson ve ark 1986).

1. Klinik değerlendirmede implantlarda mobilite olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde radyolüsent alanlar olmamalıdır.

3. İmplantın yerleştirildiği ilk yıl içinde vertikal kemik kaybı en fazla 0,4 veya 0,5 mm olmalıdır ve birinci yıl sonrasındaki her yıl için yıllık kemik kaybı vertikal olarak 0,2 mm'den az olmalıdır.
4. İmplant kaynaklı enfeksiyon, nöropati, parestezi ve kalıcı ağrı gibi belirtiler olmamalıdır.
5. İmplant uygulamasından sonra ilk 5 yıllık başarı oranı %85'ten, ilk 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır (Stellingsma ve ark 2004).

2.3. Dental İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları

2.3.1 Dental İmplant Endikasyonları

1. Tamamen veya kısmi dişsiz hastalar
2. Çene ve yüz defektleri olan vakalarda
3. Kemik rezorpsiyonunun çok fazla olduğu tam diş eksikliklerinde
4. Hareketli protez kullanmak istemeyen hastalarda
5. Hareketli bölümlü protez yaptırmış ve kullanmakta zorlanan hastalarda
6. Sağlıklı dişlerine müdahale edilmesini istemeyen hastalarda
7. Sabit bir protez yapabilmek için olması gerekenden daha uzun dişsiz boşluğa sahip vakalarda
8. Ağız içi ve ağız çevresindeki kaslarında koordinasyon problemi yaşayan hastalarda
9. Protezin tutuculuğuna olumsuz etkiye neden olabilecek parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda
10. Tek diş eksikliklerinde
11. Estetiğin ve fonksiyonun geleneksel yöntemlere kıyasla daha iyi sağlanabileceği durumlarda
12. Endodontik tedavi yapılamayan dişlerin çekimi sonrasında
13. Krette zaten var olan rezorpsiyonun önlenmesi istenen hastalarda
14. Ortodontik olarak ankraj alınması gereken durumlarda uygulanabilir (Linkow ve Mahler 1977) (Salústio 2019) (Soydan 1993).

2.3.2. İmplant Endikasyonlarını Kısıtlayan Durumlar

1. Yetersiz oral hijyen
2. Kooperasyon problemi
3. Kemiği, oral mukozayı, periodontal dokuları, doku iyileşmesini ve implantın başarısını olumsuz etkileyebilecek spesifik rahatsızlıklar
4. Bruksizm varlığı
5. Sigara ve alkol kullanımı
6. Kemoterapi uygulanmış hastalar
7. Bifosfonat kullanımı
8. Makroglossi, kserostomia gibi diğer sistemik rahatsızlıklar şeklinde sıralanabilmektedir (Salústio 2019) (Tekin 2017).

2.3.3. Dental İmplant Kontrendikasyonları

1. Radyoterapi tedavisi gören hastalarda
2. Uygunsuz kemik yapısına sahip hastalarda
3. Çene kemiklerinin yeterince gelişmediği hastalarda
4. Estetik beklentisi yüksek olan hastalarda bu beklenti karşılanamayacaksa
5. Bağışıklık sistemi zayıf olan ve hematolojik hastalıkları bulunan hastalarda
6. Tümör eksizyonu sonrasındaki evrelerde
7. İskeletsel büyüme ve gelişimini tamamlamamış hastalarda
8. Tolere edilemeyen psikolojik rahatsızlıkları olan hastalarda
9. Metabolizmayı ciddi boyutta etkileyen hastalıkların (kalp ve dolaşım hastalıkları, böbrek, akciğer, kemik ve bağ doku hastalıkları) bulunduğu hasta gruplarında kontrendikedir (Salústio 2019).

2.4. Dental İmplant Avantaj ve Dezavantajları

2.4.1. Dental İmplant Avantajları

1. Fonasyonun ve fonksiyonun daha iyi sağlanması
2. Oklüzyonun daha iyi olması

3. Yüz estetiğinin ve musküler tonus bütünlüğünün korunması
4. Dikey boyut kaybının önüne geçilmesi ve devamlılığının sağlanması
5. Retansiyon ve stabilitesi daha yüksek olan hareketli protezlerin yapılabilmesi
6. Hastanın estetik ve fonksiyonel olarak kendi dişi gibi hissetmesinin sağlanması
7. Çevre kemik hacminin kaybının önüne geçilmesine katkıda bulunması
8. Tek diş eksikliklerinde komşu destek dişlerde preparasyon ihtiyacının ortadan kaldırılması
9. Restorasyon ömrünün daha uzun olduğu tedavilere olanak sağlaması
10. Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması sayesinde çiğneme etkinliğinin artırılmasını sağlamaktadır (Salústio 2019) (Misch 2015).

2.4.2. Dental İmplant Dezavantajları

İmplant uygulaması için cerrahi işlem gerekmektedir. İmplant cerrahisinde, anesteziye insizyona, yerleştirilecek implant için bölge hazırlamadan sütür aşamasına kadar yapılacak cerrahi işlemlere bağlı olarak komplikasyonlar gerçekleşebilmektedir. Üst çenede sinüs ve burun boşluğu, alt çenede ise inferior alveolar sinir gibi anatomik yapılar implant cerrahisini zorlaştırabilmektedir.

İmplantların kemik içine yerleştirilmesinden sonra osseointegrasyon sağlanabilmesi için bir süre beklenmesi hastalar açısından zaman kaybı olarak değerlendirilmektedir. İki aşamalı cerrahi tercih edilen implant uygulamalarında bekleme süresi çok daha fazladır ve bu durum hastalar tarafından dezavantaj olarak görülmektedir (Salústio 2019).

2.5. Çene Kemiği Dokusu ve Özellikleri

Kemik, insan vücudundaki en sert dokulardandır. Kıkırdak dokusundan sonra, gelen yüklere en dayanıklı dokudur. Kemik dokusu, yumuşak dokular için destek görevi görür ve kas dokularının tutunmasıyla birlikte vücudun hareket işlevini desteklemektedir. Kemik dokusu, kemik matriksi ve buna ek olarak üç farklı hücre tipinden meydana gelir. Bu hücre tiplerinden osteoblastlar, matriksin organik bileşenlerini üretmekle görevlidir. Osteositler, sentezi henüz yapılmış

matriks tarafından sarılmış hücrelerdir. Osteoklastlar ise kemik dokusunun rezorpsiyon paterninde rol oynar ve remodellingte görevlidir (Kelley 1995).

2.5.1. Kemik Dokusunun Yoğunluğu ve Sınıflaması

Kemik dokusu, lamel yapıları spongioz kemik ve daha yoğun yapıdaki kortikal kemikten oluşmaktadır. Spongioz ve kortikal kemik yapısı doku yoğunluğu özelliğini ortaya çıkarmaktadır (Fernández Tresguerres ve ark 2006).

Yapılacak implant tedavilerinde, implantların uygulanacağı kemik dokusunun farklı yoğunlukları ve kalitesi implantların primer stabilizasyonunda etkilidir ve tedavi başarısı için büyük önem arz eder (Premnath ve ark 2013). Mevcut dişlerin kaybı, kemik dokusunun devamlılığında ve yoğunluğunda değişikliklere sebep olmaktadır. Diş çekimleri sonrasında periodontal ligamentlerin kaybı ile ve azalan fonksiyonla birlikte kalan kemik dokusunun rezorpsiyonu ilerlemektedir (Lindhe ve ark 2013).

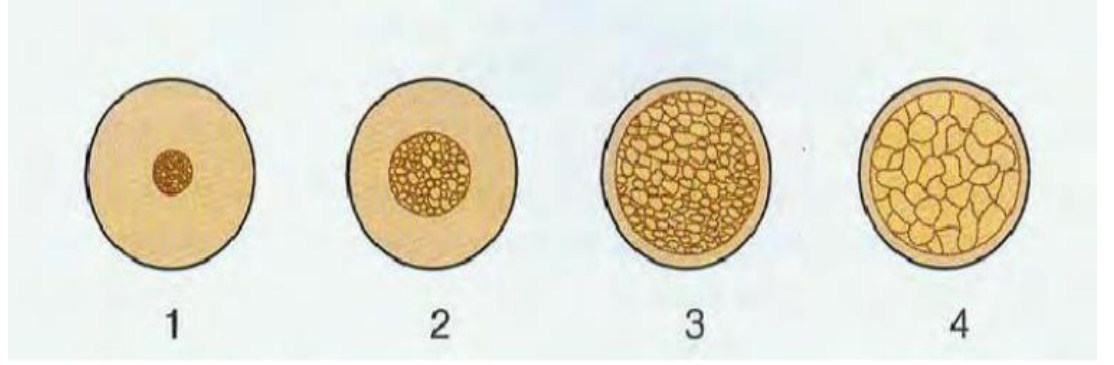
Lekholm ve Zarb, çene kemiği dokusunu yoğunluklarına göre dörde bölerek sınıflamışlardır (Lekholm 1985).

Tip I: Tamamına yakını homojen kompakt kemikten meydana gelir. Pörözitesi daha düşük, mineralizasyonu az, yoğun ve kalın kortikal tabakadan oluşur. Çoğunlukla mental foramenler arasında bulunan atrofik mandibulada görülür.

Tip II: Kalın kompakt kemikle çevrelenmiş yoğun spongioz kemik. Sıklıkla; atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.

Tip III: İnce kompakt kemikle çevrelenmiş yoğun spongioz kemik. En sık görüldüğü yer anterior maksilladır.

Tip IV: İnce kompakt kemikle sarılı düşük yoğunluktaki spongioz kemik. Maksiller tüberler bölgesi çoğunlukla görüldüğü bölgedir (Misch 2015).



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması (Oliveira ve ark 2021)

Misch, kemik yoğunluğunu dört farklı gruba ayırarak sınıflandırmıştır.

D1: Yoğunluğu yüksek kompakt kemik

D2: Pöröz kompakt kemik ile iç kısmında büyük oranda spongiöz kemik

D3: Pöröz ve daha ince kompakt kemik ile iç kısmında ince spongiöz kemik

D4: Kompakt kemik hemen hemen yokken ince spongiöz kemik (Misch 2004).

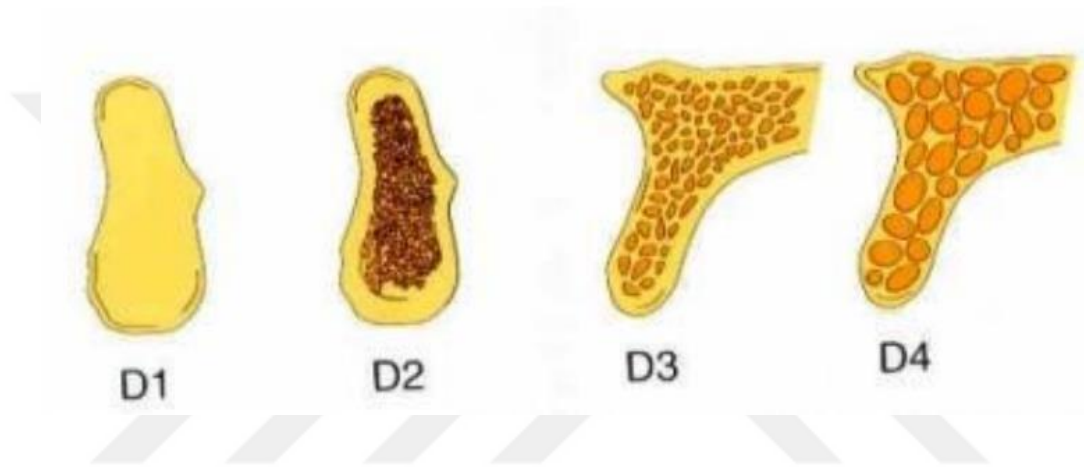
D1 kemik dokusuna, üst çenede neredeyse hiç rastlanmamaktadır. D1 karakterindeki kemik daha sıklıkla alt çene ön bölgede görülmektedir. Mineralizasyonu yüksek olduğu için oklüzal kuvvetlere karşı koyabilmektedir. Kortikal tabaka yoğunluğunun fazla olmasından dolayı zayıf kan dolaşımı görülmektedir. Tam da bu sebeple, dokunun beslenme potansiyeli düşüktür (Misch 2004).

D2 kemik yapısı osseointegrasyon için daha avantajlı görülmektedir. Mandibula anteriorda ve posteriorda, maksilla anteriorda ve kısmi olarak maksiller premolar dişlerin eksikliklerinde rastlanılabilmektedir (Misch 2004).

D3 kemik, preparasyon zorluğu yaratmaz ve yüksek kan desteği sayesinde beslenen doku başlangıç iyileşmesi için avantajlıdır (Misch 2004).

D4 kemik, yoğunluğu çok az olan kemik dokusudur. Çevreleyen kortikal yapı çok azdır ya da hiç yoktur. Uzun süreli dişsizliğe bağlı olarak üst çene arka bölgelerde daha çok rastlanmaktadır (Misch 2004).

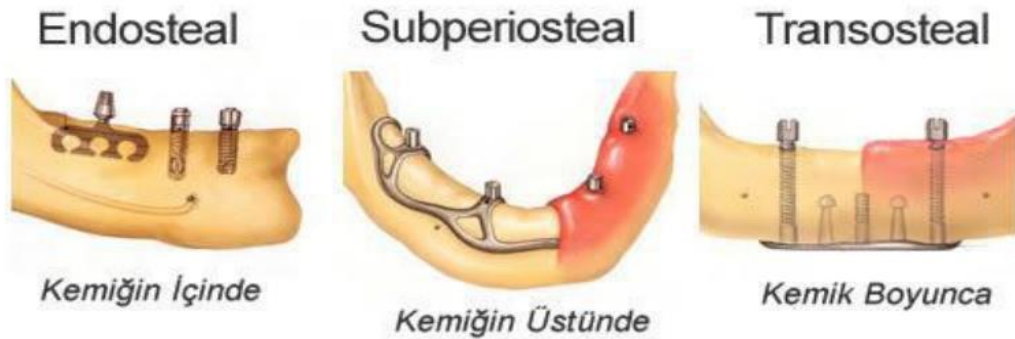
Kemik, üzerine gelen yüklere karşı doku yoğunluğuyla orantılı olarak mekanik bir cevap verir. Kortikal kemik, spongiöz kemiğe göre daha fazla yük taşıyabilmektedir. Düşük yoğunluklu kemiğe yerleştirilen implantların daha hızlı kaybedildiği bildirilmektedir (Yeğin 2016).



Şekil 2.2. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch 2007)

2.6. Dental İmplant Sistemlerinin Sınıflandırılması

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre 3 grupta sınıflandırılırlar:

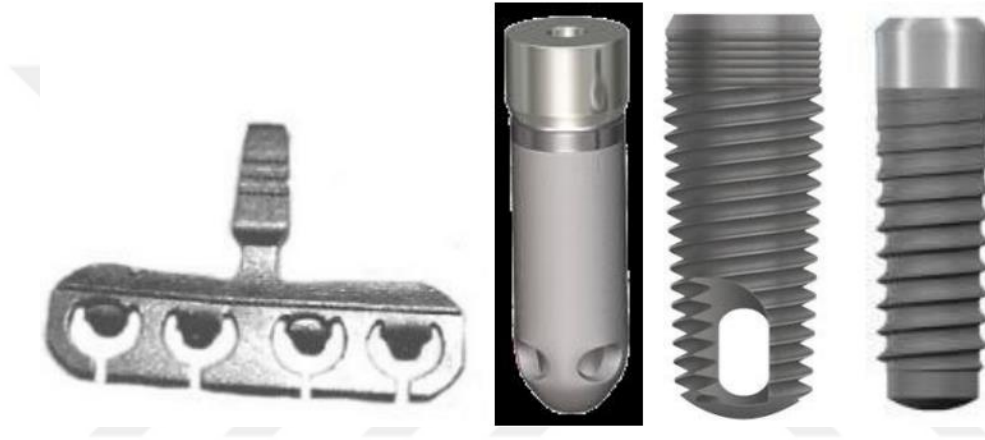


Şekil 2.3. Dental implant tipleri (Ercan 2020)

2.6.1. Endosteal (kemik içi) İmplantlar

Endosteal implantlar, alveol kemiği üzerine seçilen uygun frezlerle hazırlanan yuvaya uygulanan implant türüdür. Kemikte tutuculuğu sağlayan implant gövdesi ve proteze destek olan implant dayanağından oluşmaktadırlar. Günümüzde halen en sık tercih edilen implant türüdür. İmplant st sabit ve hareketli protezlerde kullanılabilirler.

Endosteal implantlar biçimlerine göre 4 gruba ayrılmaktadır.



şekil 2.4. Endosteal implantlar (Misch 2004)

2.6.1.1. Blade/Plate İmplantlar

Linkow tarafından tasarlanmış implant sistemleridir. Kret genişliği yetersiz vakalarda uygulanan implantlardır. Dörtgen şeklindeki gövdede pencereler bulunur ve pencereler kemik gelişimini sağlamak amacıyla oluşturulmuştur. Kemik kayıplarına yol açması ve yumuşak doku enflamasyonuna neden olması, yeterince başarılı olamaması ve dokudan çıkarılmasının zor olması sebebiyle artık kullanılmamaktadır (Siegele ve Soltesz 1989).

2.6.1.2. Silindirik İmplantlar

Kök formunda oluşturulan, stabilizasyonun kemik ve implant yüzeyi arasındaki sürtünme ile sağlandığı implantlardır.

2.6.1.3. Vent tipi İmplantlar

Gövdesinde bulunan delikli yapılar ile tutunma alanının artırıldığı ve bu delikler sayesinde fonksiyon sırasında şok absorpsiyon özelliği bulunan implant sistemleridir (Bodine ve ark 1996).

2.6.1.4. Vida tipi İmplantlar

Kök formunda üretilmişlerdir, yivlerin mekanik tutuculuk sağladığı implant sistemidir. Yivli yapısı sayesinde ilerleyen dönemde osseointegrasyonu arttırdığı ve diğer implant tiplerine göre avantajlı olduğu gösterilmiştir. Günümüzde en sık kullanılan implant tipidir (Bodine ve ark 1996).

2.6.2. Subperiosteal (kemik üzeri) İmplantlar

Golberg ve Gershkoff tarafından üretilmiş ve kişiye özel implant tipidir. Periostun altındaki kemiğe sabitlenen, eyer biçimindeki implantlardır. Enfeksiyon, epitelde büyüme, parestezi ve implant kayıplarının çok olması sebebiyle fazla kullanım alanı bulamamıştır (Siegele ve Soltesz 1989) (Small ve Kobernick 1970).

2.6.3. Transosteal (kemik boyunca) İmplantlar

Small ve Kobernick tarafından geliştirilmiş olan bu implant tipi sıklıkla mental foramenler arasındaki bölgede kullanılmaktadır (Cranin ve ark 1986). Mandibulanın alt kenarından başlayarak mandibulayı dikey olarak geçer ve oral mukozaya kadar devam eder. Stabilizasyonları başarılıdır ama boyut olarak çok büyüktür.

Başlıca dezavantajları; başarısızlık durumunda çıkarılmasında yaşanan risk ve zorluk, ayrıca çevre dokularda fazla hasara neden olmasıdır (Small ve Kobernick 1970).

2.7. Dental İmplant Materyalleri

İdeal bir dental implant materyalinin sahip olması gereken özellikler tablo 2.1.'de sınıflandırılmıştır (O'Neal ve ark 1992).

Mekanik Özellikler	<ol style="list-style-type: none">1. Yeterli çekme dayanıklılığına sahip ve elastisite modülü kemiğe yakın olmalıdır.2. Mekanik basınçlar karşısında fiziksel değişimlere uğramamalıdır.3. Biyomekanik olarak dokuların fiziksel özelliklerine uyum sağlayabilmelidir.
Kimyasal Özellikler	<ol style="list-style-type: none">1. İnert olmalıdır.2. Korozyona dirençli ve aşınmaya dayanıklı olmalıdır.3. Hafif ve dayanıklı olmalıdır.4. Üstün şekillendirme yeteneğine sahip olmalıdır.
Biyolojik Özellikler	<ol style="list-style-type: none">1. Alerjik, sitotoksik, iritan ve karsinojen olmamalıdır.
Diğer Özellikler	<ol style="list-style-type: none">1. Ekonomik olmalıdır.2. Uygulanması kolay olmalıdır.3. Steril edilebilmelidir.

Tablo 2.1. İdeal dental implant özellikleri (Davies 1998)

Günümüzde dental implant üretiminde ideal özelliklere sahip materyalin metal kaynaklı olduğu kabul edilmektedir (Tunalı 1996). Metal alaşımları arasında

öncelikle paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları kabul edilebilir özelliklerinden dolayı kullanılmıştır ancak tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonunun en sık görüldüğü alaşımlar olduğu görülmüştür (Meffert ve ark 1992). Platin, palladyum, altın, tantalyum ve bu metallerin alaşımları da kullanılmasına rağmen; inert olmamaları ve yüksek maliyetlerinden dolayı tercih edilmemektedir (Neville ve ark 2015).

Tüm bu deneyimlerle birlikte artık günümüzde implantların yapımında en sık kullanılan metal; titanyum ve titanyum alaşımlarıdır (Contreras ve ark 2002). Titanyumun diğer implant materyallerine kıyasla belirgin avantajları, kemiğin elastisite modülüne benzer elastik modülü göstermesi ve gelen yükler karşısında dengeli kuvvet dağılımı sağlamasıdır (Wang ve Fenton 1996). Alüminyum ve vanadyum eklenmesiyle daha dirençli hale getirilen titanyumun, oluşturulan Ti-6Al-4V (Ti-6 alüminyum-4 vanadyum) formu dental implantlarda en çok kullanılan formudur (Gaviria ve ark 2014).

2.8. Dental İmplant Abutmentleri

Dental implantların, proteze desteklik sağlayan çeşitli tasarımlardaki parçalarına abutment denir (Alagol ve Aljammal 2020).

2.8.1. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri

İmplant destekli protezlerde kullanılan abutmentler, yapılacak olan protetik tedavi planlamasına göre farklılıklar sergilemektedir. Genel olarak abutment sınıflaması şu şekildedir:

1. Siman bağlantılı abutmentler
2. Vida tutuculu abutmentler
3. Ataşman tutuculu abutmentler (Güngör ve Duymuş)

2.8.1.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentler

Simante abutmentler fenotipi ince yumuşak dokuya sahip, özellikle estetiğin önemli olduğu anterior bölgelerde tercih edilmektedir (Güngör ve Duymuş).

Üst yapıya dental simanlarla sabitlenen bu abutment sisteminde maliyetin düşük olması, kolaylıkla uygulanabilme, pasif uyumun rahatlıkla sağlanabilmesi ve daha iyi estetik gibi avantajlar mevcuttur (Nogueira ve ark 2016).

Tüm bu avantajlarına rağmen önemli dezavantajları ise aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Vida bağlantılı abutment kullanılan protezlere kıyasla kontrolü daha zor; oluşabilecek başarısızlıklarda protezin yeniden yapılması gerekebilmektedir.

- En önemli dezavantajı ise simantasyon sonrası tümüyle temizlenememiş artık siman ve buna bağlı oluşabilecek periimplantitis gibi yumuşak doku iltihaplarıdır (Şen ve Ölçer Us 2019).

Standart abutmentler, seramik abutmentler, kişisel abutmentler, uyumlandırılmış abutmentler ve bilgisayar desteğiyle üretilmiş abutmentler gibi farklı simante abutment grupları vardır (Özkan 2014).

2.8.1.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri

Vida tutuculu abutmentler genellikle posterior estetiğin ön planda olmadığı olgularda, kısıtlı inter ark mesafe varlığında, estetik bölgelerde yumuşak doku çıkış profilinin oluşturulması için uygulanan geçici protezlerde kullanılmaktadır (Wismeijer ve ark 2014).

Avantajları:

1. Artık siman gibi bir faktör ortadan kaldırılmıştır.
2. Kontrolü kolay, olası durumlarda protezler rahatlıkla çıkartılabilir.

Dezavantajları:

1. Oklüzal uyumlandırma daha zordur.
2. Üst yapıda morfolojik değişimler oluşabilir.
3. Vidalar oklüzal yüzden görünmektedir.
4. Vidalarda gevşeme veya kırılma görülebilir.

5. Vida oklüzal yüzeye yakında konumlanmışsa, porselende kırılma olasılığı artar (Güngör ve Duymuş) (Nogueira ve ark 2016).

2.8.1.3. Ataçman Tutuculu İmplant Abutmentleri

Tam dişsizlikte, az sayıda implant varlığında uygulanacak implant üzeri overdenture protezlerin yapımında kullanılan abutment türüdür. O-ring veya topuz başlı gibi farklı çeşitleri olmakla birlikte son yıllarda topuz başlı abutmentlerin yerini locator abutmentlerin aldığı görülmektedir (Güngör ve Duymuş) (Büttel ve ark 2009).

2.9. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant üstü sabit protezler hastaların kabullenmesi ve çiğneme etkinliği bakımından en başarılı protez tipi olarak kabul görür. Tamamen veya çoklu diş eksikliğine sahip hastalarda sabit bir protez için tedavi planlamasında daha çok implant gereksinimi vardır (Attard ve Zarb 2005).

Carl E. Misch, implant destekli protezleri 5 farklı tipe sınıflandırmıştır. Sınıflamada ilk 3 grup (SP-1'den SP-3'e) sabit protezlerdir. Bu protezler kısmi ya da total dişsizlikte yapılabilen; telafi edilecek olan sert ve yumuşak doku miktarına ve fenotipine bağlı olarak simante veya oklüzal vidalı tarzda olabilir. Sınıflamadaki son 2 protetik seçenek ise, hareketli protezlerdir (HP-4 ve HP-5) (Misch ve Kutay 2009).

Sabit Protezler

***SP-1:** Sadece krunu yerine koyan doğal dişlere benzer sabit protezlerdir. Ataçman kaybı genellikle minimaldir. SP-1 protezler yapabilmek için implantın konumu (meziodistal pozisyonu, açılanması ve derinliği), kalan kemiğin kalitesi, yumuşak doku konturu ve rengi, ideal olmalıdır (Misch, & Kutay, 2009).

***SP-2:** Krunla birlikte kökün bir kısmını da yerine koyan, krun konturlarının oklüzal kısımda normal fakat, gingival yarıda uzatılmış veya aşırı konturlanmış olduğu sabit protezlerdir. Doğal dişin mine-sement birleşim hattıyla kıyaslandığında kemik hacmi ve topografisi daha apikaldedir ve SP-1 proteze göre

implantın vertikal yönde daha farklı bir pozisyonda yerleştirilmesine ihtiyaç vardır. Neticede insizal kenar doğru pozisyonadadır ama kurunun 1/3 gingival kısmı apikale ve palatine (linguale), doğal dişin pozisyonunda uzamıştır (Misch, & Kutay, 2009).

*SP-3: Kurunu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir bölümünü yerine koyan sabit protezlerdir. Hibrit protezler olarak da bilinir. SP-2 protezlerdeki gibi kalan kemik miktarı doğal rezorpsiyon veya implantlar uygulanırken yapılan osteoplastiden dolayı azalmıştır. Dişeti rengi de protezde yer alırken; dişler büyüklük ve şekil olarak daha doğala yakın bir görünüm sergiler ve interdental papilla bölgesini taklit ederler. Artmış kemik kaybı dolayısıyla implant sayısının artırıldığı olgularda daha doğal bir sabit protez yapabilmek için dişeti renginde porselen ya da akrilik eklenmesi genellikle endikedir. SP-3 protezlere 2 farklı bakış mevcuttur; metal alt yapı, yapay dişler ve akrilikten oluşan hibrit restorasyonlar ya da metal porselen restorasyonlar. Restorasyon tipini belirleyen en önemli unsur interark mesafedir. Kemik ve okluzal düzlem arası mesafe 15 mm'den daha az ise metal-porselen bir restorasyon önerilir. Mesafe daha fazlaysa hibrit bir restorasyon hazırlanır (Misch, & Kutay, 2009).

Hareketli Protezler

*HP-4: Anterior ve posteriorda tamamen implant destekli hareketli protezlerdir. İdeal bir HP-4 protezin yapılabilmesi için genellikle üst çenede altı ila sekiz implant ve alt çenede beş ya da altı implant gerekmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

*HP-5: Anteriorda implant desteği, posteriorda yumuşak doku desteği olan implant üstü hareketli protezlerdir. İmplant ve yumuşak doku destek oranları değişebilmekle birlikte genellikle daha az implant sayıda gerekir (Misch, & Kutay, 2009).

2.10. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik, canlı dokulara uygulanan kuvvet karşılığında dokuların bu etkilere verdikleri tepkilerle ilgilenen bilimdir (Tekin 2017). Dental biyomekanik

bilimi ise ağız içi yapıların (diş, kortikal ve spongioz kemik gibi) var olan biyomekanik dayanımları ile dental restorasyonlar arasında fiziksel kuvvetlerle oluşan etkileşimi açıklamaktadır (Bayraktar ve ark 2013).

Dental implant tedavilerinin başarısı, mevcut kemiğin implantın üst yapıları ile yükleme koşullarının fizyolojik limitler içerisinde tutulması, implantların ve implant üstü protezlerin meydana gelen kuvvetlere direnç göstermesi ve tüm biyomekanik koşullar itibariyle bütünlüğünün devamına bağlıdır (Misch 2004). Osseointegrasyonu başarılı bir implant, kemik dokusu ile direkt temas halindedir. Doğal dişler periodontal ligamenti sayesinde fizyolojik sınırlar dahilinde vertikal ve horizontal olarak hareket edebilirken osseointegre bir implant, kemik içerisinde hemen hemen hareketsizdir (Şahin ve ark 2002). Üzerine gelen yükler karşısında doğal dişler 100 µm'ye kadar yer değiştirebilme kapasitesine sahipken, dental implantlar ise sadece 10 µm'ye kadarlık bir esneme yeteneğine sahiptir (Pesqueira ve ark 2014).

Dental implantlar doğal dişlerin sahip olduğu periodontal ligamenti barındırmadığı için okluzal yükler direkt olarak kemiğe iletilmektedir. Bu nedenle implantlar üzerine gelen okluzal kuvvetler normal yüklerden çok daha fazladır. Başarıyla geçirilmiş osseointegrasyon süreci sonrasında yaşanan başarısızlıklar, genel olarak hastalardaki yetersiz oral hijyen ve olumsuz biyomekanik faktörlerden kaynaklanmaktadır (Geng ve ark 2001) (Eraslan ve ark 2005).

İmplantlardan doğrudan kemiğe aktarılan yükü etkileyen faktörler aşağıda sıralanmıştır:

1. Uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü
2. Uygulanan protez tipi ve kullanılan materyal
3. İmplant dizaynı ve mekanik özellikleri
4. İmplantların sayısı, çapı ve uzunluğu
5. İmplantın kemik içerisindeki konumu
6. Karşı dental arkın dişsel durumu
7. İmplant-abutment bağlantı tipi
8. Kemik kalitesi

9. Üst yapının stabilizasyonu
10. Kantilever kullanımı
11. Oklüzal faktörler (Geng ve ark 2001) (Eraslan ve ark 2005)

2.10.1.Uygulanan Kuvvetin Yönü ve Büyüklüğü

Ağız içerisinde meydana gelen fonksiyonel kuvvetler, protez ve implant bileşenlerindeki basma ve germe gerilimlerini etkilemektedir. Oluşan stresler implant çevresindeki kemik oluşumunu etkilemektedirler (Balık 2007).

Kemik, aynı ve yöndeki iki kuvvetin cismi etkilemesiyle meydana gelen basma kuvvetlerine karşı dayanıklıyken; cismin bir kısmını kaymaya zorlayan, çeşitli düzeylerde ve zıt yönlerde olan iki kuvvetin aynı cisim üzerinde oluşturduğu makaslama kuvvetlerine ise %65 oranında daha dayanıksızdır. Cisimleri birbirinden uzaklaştırarak ayırmaya çalışan aynı doğrultuda fakat zıt yönlerde cismi etkileyen gerilme kuvvetlerine karşı %30 daha zayıf mukavemet sergilemektedir (Misch 2007).

Çiğneme fonksiyonuyla birlikte ortaya çıkan kuvvetler, implantın dikey eksenini boyunca tek bir doğrultuda değil çeşitli doğrultularda iletilmektedir. İmplant üzerine gelen yükler içerisinde en tehlikeli olanı, lateral kuvvetler olmaktadır (Şahin ve ark 2002). Lateral kuvvetler dönme momentinin etkisi sonucu özellikle implant boynu seviyesindeki kemik üzerinde gerilimlere neden olmaktadır (Kuroe 2001).

2.10.2. Uygulanan Protez Tipi ve Kullanılan Materyal

Yerleştirilmiş implantın karşıladığı yükün miktarını, tercih edilen protez tipi ve protez materyali etkilemektedir. Yapılacak sabit bir implant üstü protez simante veya vidalı sistemlerle olabilmektedir. Simante implant destekli kuron-köprü protezlerde mevcut bir vida boşluğu olmadığından dolayı oklüzyon, aksiyal kuvvetlere karşı daha dengeli şekilde uyumlanabilmektedir. Vidalı sistemlerle yapılan ve ataçman tutuculu implant destekli overdenture protezlerde ise simante protez tipine kıyasla, fizyolojik kuvvetler ile proteze gelen oklüzal baskı

kuvvetlerinde azalma, abutment etrafında oluşan eğilme momentinde artış görülmektedir (Balık 2007).

Protezde ve proteze desteklik sağlayan; implant parçaları, kemik gibi bileşenlerde oluşan oklüzal kuvvetlere karşı, bu kuvvetleri absorbe edebilme yeteneğine sahip protez materyalinin uygulanmasıyla kemiğe aktarılan stresin daha da azaldığı çalışmalarda gösterilmiştir (Skalak 1983) (Branemark 1985).

Geçmişten günümüze kadar yapılan çalışmalarda; oklüzal yüzeyi, porselen materyalinden ya da akrilik rezin materyalinden olan sabit implant üstü protez yapılmış hastaların çiğneme kuvvetleri incelendiğinde, oklüzal kuvvetlere karşı gösterilen direnç yönünden bariz bir fark bulunamamıştır (Hobkirk ve Psarros 1992).

2.10.3. İmplant Dizaynı ve Mekanik Özellikleri

İmplant kemik birleşiminde arayüzdeki basma ve germe kuvvetlerinin gerilim büyüklüğünü implantın morfolojisi büyük ölçüde değiştirmektedir. Eğer yüzeyi pürüzlü bir implant kullanılmışsa, gelen yüklerin kemiğe iletilmesinde etkili olan yüzey alanı arttırılmış olur ve implant çevresinde daha düşük şiddette basma ve germe gerilim kuvvetleri ortaya çıkar (Pilliar 2003). İmplantın yüzey alanını mümkün olabildiğince arttırmak, primer stabilizasyonu maksimum seviyeye çıkarmak ve ortaya çıkan gerilme kuvvetlerinin kemik-implant ara yüzünde eşit şekilde dağılımını sağlamak için çeşitli implant yivleri tasarlanmaktadır. Tasarlanan yivler arasındaki mesafe, yivlerin derinliği ve şekli implantın fonksiyonel yüzey alanını etkilemektedir. Arttırılmış yiv sayısıyla birlikte yüzey alanı da artmış olacağından implant etrafında daha az şiddette basma ve germe gerilimleri gözlenecektir (Göre 2010).

2.10.4. İmplantların Çapı, Sayısı ve Uzunluğu

Mümkün olduğunca geniş çaplı ve fazla sayıda implant kullanımı biyomekanik olarak implant performansını arttırır (Balık 2007) (Haraldson ve ark 1979). Uzun implant kullanılması ise yerleştirilen kemikte ısı artışına bağlı oluşacak risklerden ötürü, bir noktaya kadar başarı oranını arttırmaktadır. Fakat, 13

mm' den daha uzun implantların tercih edilmemesi gerektiği bildirilmektedir (Eckert ve ark 2002) (Kim ve ark 2005).

2.10.5. İmplantın Kemik İçerisindeki Konumu

İmplant konumu kemik içinde oklüzal düzleme göre dik olmalıdır ancak, dik yerleştirilemediği ve implantın uzun aksının 10° sapma gösterdiği durumlarda implanta ve proteze gelen yükler %5 oranında artmaktadır. Ayrıca implant üzeri restorasyonlarda; tüberkül eğimlerindeki 10°'lik sapmanın implant ve protez üzerine iletilen yükleri %30 arttıracığı bildirilmiştir (Weinberg ve Kruger 1995).

2.10.6. Karşı Dental Arkın Dişsel Durumu

Her iki çenede de doğal dişlerin mevcudiyetinde, prematür kontak söz konusu olduğunda proprioseptif reseptörlerle bu temas 20 µm'lik aralıkta hissedilmektedir. İmplantlarda periodontal ligament olmaması dolayısıyla osseopersepsiyon mekanizması bulunduğu için prematür temaslar 50-64 µm aralığında algılanmaktadır (Misch 2014). Doğal dişlerdeki ağrı tipi keskin ve hızlı iken implantlardaki ağrı karakteri, küt ve yavaş şeklindedir. Bu bilgiler ışığında implant üstü protezlerde, prematür kontak varlığı, tüberkül eğimlerinin fazla oluşu ve geniş oklüzal tabla gibi durumlar aşırı yük maruziyetine sebebiyet vermektedir (Kim ve ark 2005).

2.10.7. İmplant-Abutment Bağlantı Tipi

Eksternal implant-abutment bağlantı tipi hala üretilip uygulanıyor olsa da internal implant-abutment bağlantı tipi günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Her iki bağlantı tipindeki stres değerleri karşılaştırıldığında; streslerin internal bağlantı tipinde daha geniş bölgelere dağılmış olduğu izlenmektedir. Eksternal bağlantı tipinde ise meydana gelen streslerin özellikle köşelerde ve internal bağlantıdan daha çok olduğu tespit edilmiştir (Merz ve ark 2000). Platform switching ile platform matching konseptleri stres bakımından değerlendirildiğinde; platform switching tasarımında oluşan stresler kemik-implant ara yüzüne %10 oranında daha az iletilmiştir (Hsu ve ark 2009).

2.10.8. Kemik Kalitesi

Dental implantın yerleştirileceği bölgedeki kemiğin hacmi, yoğunluğu ve yapısı primer stabilizasyonun ve oluşan gerilimlerin kemiğe dengeli şekilde dağıtılması bakımında önemlidir (Spear 1997). Normalden fazla oklüzal yük gelen durumlarda; yoğunluğu yüksek kemikte görülen rezorpsiyon paterni implantın daha çok boyun bölgelerinde sınırlı kalırken, düşük yoğunluğu olan kemikte ise rezorpsiyon implantın apikaline kadar devam edebilmekte ve implantın kaybına kadar gidebilecek komplikasyonlara neden olabilmektedir (Misch 2015).

2.10.9. Üst yapının stabilizasyonu

İmplant üstü protezlerde porselen kırıklarını ve stresleri azaltabilmek için abutmentların splintlenmesi tavsiye edilmektedir. Splintleme sayesinde kron marjın bölgelerinde destek arttırılmış olur ve makaslama kuvvetleri yerini daha çok baskı kuvvetlerine bırakır (Misch 2014).

2.10.10. Kantilever Kullanımı

İmplant üstü protezlerde kantilever kullanımı, oluşan lateral kuvvetlerden ötürü biyomekanik olarak sakıncalıdır. Kantileverli implant üstü protezlerde vida gevşemesinden kemik kaybına kadar birçok komplikasyon görülmektedir (Misch 2014). Sıklıkla rastlanan diğer bir önemli komplikasyon ise protez abutment bağlantısında görülebilen desimantasyon problemidir (Göre 2010).

2.10.11. Oklüzal Faktörler

Oklüzal kuvvetlerin doğru şekilde uyumlanması implant üstü protezleri planlarken dikkat edilmesi gereken en önemli konulardandır. Dar açılı ve sığ tüberkül yapımı, oklüzal tablaların daraltılması ile oklüzal kuvvetler ideale yakın şekilde ayarlanabilmektedir. Kron boyu, ortaya çıkabilecek devirici kuvvetlerin etkisini azaltabilmek adına kısa tutulmalıdır. Oklüzal kontakların mümkün olduğu kadar santral fossanın merkezinde toplanmasına özen gösterilmelidir (Branemark 1985).

2.11. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler

Kuvvet: Duran bir cisim hareket ettirebilen, hareket eden bir cisim durdurabilen ya da yönünü/doğrultusunu değiştirebilen bir etki olarak nitelendirilmektedir (Bölükbaşı 2008). Kuvvet vektörel bir kavramdır; uygulama noktası, yönü ve şiddeti olarak üç özelliğe sahiptir. Birimi Newton'dur (Sakaguchi ve Powers 2012).

Gerilme/Gerilim (Stres): Herhangi bir cisim bir kuvvete maruz kaldığında, kuvvet cisim tarafından karşılanır. Bu tepki, uygulanan iç kuvvete tam ters yönde eşit şiddettedir ve gerilim (stres) olarak isimlendirilir. S olarak sembolize edilmiştir. Kuvvet ve kuvvete karşı oluşan stres (gerilme) cismin bir bölgesinde yoğunlaştığı için stres, alan başına kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Stresin direkt olarak ölçülmesi zordur, bu yüzden kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alanın ölçülmesiyle hesaplanır.

Stres= Kuvvet/Alan formülü dolayısıyla stres birimi, kuvvet biriminin (N) birim alana bölümüdür ve genellikle SI birimlerinde Pascal (1 MPa=1 N/mm²) olarak belirlenmiştir (Sakaguchi ve Powers 2012). 1 MPa= 1N/mm²= 10⁶ Pa

Meydana gelen stresler; makaslama (shear), basma (compressive) ve çekme (tensile) gerilimi olmak üzere üç tipte sınıflandırılmıştır (Adıgüzel 2010).

Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Uygulandığı cismin üzerine paralel yönlendirilen, fakat ayrı düzlemlerde bulunan birbirine zıt iki kuvvet grubunun oluşturduğu gerilmedir (Craig 1989).

Basma Gerilimi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda birbirine doğru yönlendirilen iki kuvvet grubundan ya da cismin bir noktası sabitken sabitlenen kısma doğru bir kuvvet uygulandığında meydana gelir.

Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Aynı doğrultuda fakat birbirine ters yönde uygulanan iki kuvvet grubundan veya bir ucu sabitlenmiş cisme diğer uçtan zıt yönlendirilmiş bir kuvvet uygulandığında meydana gelir (Craig 1989).

Asal Gerilme (Principal Stres): Üç boyutlu cisimler; x, y ve z olmak üzere üç farklı düzlemdeki kuvvetlerden etkilenmektedir. Makaslama streslerinin tamamı sıfır olduğunda, bu kuvvetler cisimdeki en yüksek stres değerlerini gösterir. En yüksek değerlere ulaşıldığında oluşan basma ve çekme streslerine “asal gerilme” adı verilir.

Minimum, ara ve maksimum olarak üç çeşit asal gerilme vardır. En yüksek pozitif değer (maximum principal) “ σ_1 ”, en düşük değer (minimum principal) “ σ_3 ” ile ifade edilirken, “ σ_2 ” ise ara değer anlamına gelmektedir.

Bu değerlerin sıralaması: “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklindedir.

Maksimum asal gerilme pozitif bir değer olup en yüksek çekme (tensile) gerilimlerini tanımlar. Minimum asal gerilme, negatif bir değer olduğu için büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılanır ve en yüksek basma (compressive) gerilimlerini göstermektedir (Kurşunoğlu 2011).

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres): Çoğunlukla çekilebilen, sünebilen (ductile) materyallerde dikkate alınan, materyalin kırılma sınırını veya şekil değiştirme noktasını belirlemekte kullanılan bir değerdir (Shig ve ark).

Asal gerilimler kullanılarak hesaplanan Von Mises stresinin formülü aşağıdaki gibidir (Ichikawa ve ark 1997).

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

Gerinim (Strain): Strese maruz kalan cisimlerin deformasyonunu ve ebatlarında görülen birim alandaki uzama veya kısalma miktarını ifade eder. Stres ve gerinim kavramları birbirinden farklı niteliktedir. Stres, vektörel bir birimdir, şiddeti ve yönü vardır. Geriniminse, birimi ve yönü yoktur sadece büyüklüğü vardır (Adıgüzel 2010).

$$\varepsilon = \Delta L / L_1$$

ε = Gerinim; ΔL = Boyutsal değişim; L = Cismin ilk uzunluğu

Üzerine gelen yük sonucunda materyalde meydana gelen değişim, yük ortadan kaldırıldığında orjinal haline dönebiliyorsa elastik; dönemiyorsa plastik gerinim olarak tanımlanır. Ayrıca, cismin tolere edemeyeceği şiddette yüklere maruziyet sonucunda kırılmalar ve kopmalar gözlenebilmektedir (Meyer ve ark 2001).

Elastisite Modülü (Young's Modulus): Cisimlerin uygulanan kuvvet karşısında şekil değiştirmesine gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Stres / Gerinim formülüyle hesaplanır ve birimi MPa'dır (Sakaguchi ve Powers 2012). Elastisite modülü(oranı) değeri cismin rijiditesi ile doğru orantılıdır. Yüksek elastisite modülüne sahip materyaller deformasyona dirençlidir. Her materyalin elastisite modülü kendine özgüdür (Adıgüzel 2010).

Poisson Katsayısı: Elastik sınırlar dahilinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranıdır ve "v" ile gösterilir. Materyallerin tamamı 0 ila 0,5 aralığında poisson oranına sahiptir (Sakaguchi ve Powers 2012) (Adıgüzel 2010).

$$v = - \epsilon \text{ lateral} / \epsilon \text{ axial}$$

Lineer (Doğrusal) Elastik Cisim: Uygulanan kuvvetlere karşı meydana gelen gerilme ve geriniminin doğru orantı gösterdiği cisimlerdir. Bu varsayıma göre orantı noktasından sonra cisimler non-lineer özellik gösterirler (Sakaguchi ve Powers 2012).

Homojen Cisim: Yapısal her elemanı birbirine benzeyen ve elastik özellikleri herhangi bir noktada değişim göstermeyen cisimlerdir (Clelland ve ark 1995).

İzotropi ve Anizotropi: Üç asal ekseninde de (x,y,z) elastik özellikleri aynı olan cisimlere izotrop cisimler, bu eksenlerde benzer elastik özellik sergilemeyen cisimlere ise anizotropik cisimler denilir. Elastisite modülü ve poisson oranıyla izotropik cisimlerin elastik özellikleri ortaya konulabilirken, anizotropik cisimlerin özellikleri dolayısıyla eksen farklılıklarında bu oranların değiştigi bilinmektedir (Geng ve ark 2001).

2.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Bir materyalin maruz kaldığı kuvvetlerin yoğun olarak hangi bölgede görüldüğünün ve klinik kullanım sırasında o materyalin dayanıklılığının artırılması için oluşabilecek durumların daha önceden tespitine yönelik çalışmalara stres analizi denir. Stresleri saptamada kullanılan birçok yöntem vardır (Bilgin 2008).

Diş Hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri ise aşağıda sıralanmıştır:

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerinim ölçer (Strain Gauge) ile stres analizi yöntemi
3. Kırılgan vernik (Brittle Lacquer) kullanımı ile stres analizi yöntemi
4. Holografik interferometri (Lazer ışını) ile stres analizi yöntemi
5. Termografik stres analizi yöntemi
6. Radyotelometri ile stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (Çalikoğlu 1992)

2.12.1. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi

Fotoelastik özelliğe sahip bir materyalden, incelenecek cismin modeli hazırlanarak analiz yapılan optik yöntemdir. Cismin üzerine sabit kuvvet uygulanarak polariskop adı verilen cihazla görüntüleri elde edilir. Modelde meydana gelen izokromatik çizgiler kuvvetin şiddeti ve konumu ile ilgili bilgi verir. Yüzeyi geniş çizgilerin varlığı stresin dağılım gösterdiğini, ince ve sık çizgilerse o noktada stresin yoğunlaştığını ifade etmektedir. Kuvvet sonucunda görülebilecek biyolojik değişiklik konumlarının, kırılma bölgelerinin ve direnci düşük noktaların tespitinde kullanılmaktadır (Ramoğlu ve Oğuz 2014).

2.12.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi

Kuvvete maruz bırakılan cisimlerde ortaya çıkabilen form ve boyutsal değişikliklerin gerinime duyarlı uçlar yardımıyla saptandığı yöntemdir (Ramoğlu ve Oğuz 2014).

Sonuçların sayısal değerlerle ifade edilebilmesi, özellikle de klinik yüklemeler sırasında in-vivo olarak analiz yapılabilen tek yöntem oluşu avantajları arasındadır. Dezavantajları ise; ebatları küçük materyallerde uygulanma zorluğu ve farklı kuvvetlerde uyumsuz ölçümler verebilmesidir (Karl ve ark 2009).

2.12.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntem, değerlendirilecek cisim yüzeyine 0,1 ila 0,25 mm arasında değişen kalınlıklarda özel bir vernik uygulanıp fırınlandıktan sonra yükleme yapılarak analiz etme yöntemidir. Kuvvetlerin kümelendiği noktalarda ortaya çıkan çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Ramoğlu ve Oğuz 2014).

2.12.4. Holografik İnterferometri (Lazer ışını) ile Stres Analizi Yöntemi

Lazer ışığı aracılığıyla incelenecek materyalin görüntüsünün 3 boyutlu olarak film üzerine kaydedildiği optik analiz yöntemidir. Cismin genellikle gerçek boyutlarında değerlendirilebilmesi, yüzey deformasyonlarının nanometrik tespiti gibi hassas kayıtlar alınabilmesi avantajları arasında sayılabilir (Ramoğlu ve Oğuz 2014).

2.12.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Bu yönteme göre; homojen, izotropik materyaller belirli aralıklarla yüklendiğinde ısıda periyodik değişiklikler görülmektedir. Ortaya çıkan değişiklikler, cisimde meydana gelen tüm asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır (Ulusoy ve Aydın 1988) (Unsal 1995) (Oyar 2002).

2.12.6. Radyotelometri ile Stres Analiz Yöntemi

Birleşik bir yazılım ve donanım sistemi kullanılarak ortaya çıkarılan verilerin herhangi bir cisme bağlantı (kablo vb.) olmaksızın transferine dayalı analiz yöntemidir. Uygulamak için bir veri kaydedici, bir alıcı, bir güç kaynağı, radyo vericisi, gerinim ölçer yükselticisi ve anten gerekmektedir. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşüşlerine yol açmakta ve bu da radyotelometrenin frekansını değiştirerek sonuçları oluşturmaktadır (Ulusoy ve Ak 2003).

2.12.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)

Yapıların incelenmesinde sayısal bir yöntem olan sonlu elemanlar stres analizi genellikle, klasik analitik methodların tatminkar çözümler sunamadığı karmaşık problemleri ele alır. Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), bir bilgisayarda hazırlanan ve çözülen birçok eşzamanlı cebirsel denklem oluşturur (Bathe 1996). İlk zamanlar tamamen uzay mühendisliği alanında kullanılmış olsa da yöntemin herhangi bir kompleks geometriyi modelleyebilme ve anında sonuçlar verebilme avantajları nedeniyle 1970'lerin başında diş hekimliğinde de kullanım alanı bulmaya başlamıştır (Thresher ve Saito 1973) (Vasudeva 2009).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin temeli, karmaşık problem bölgesini, daha basit ve küçük alanlara bölerek probleme çözüm sunmaktır. Bir diğer ifadeyle bu yöntemin çalışma prensibi “parçadan bütüne gitme” esasıdır (Wakabayashi ve ark 2008).

SESA, incelenen alanın tamamına çözüm fonksiyonu aramaktansa, her bir sonlu elemanı için çözüm fonksiyonlarını formüle eden ve bunları doğru şekilde birleştirerek tüm yapıya çözüm üreten bir yöntemdir (Geng ve ark 2001).

SESA yöntemi tercih edilerek yapılan bir çalışma tipik olarak aşağıdaki adımlar uygulanarak yapılır:

1. Bilgisayar destekli tasarım yazılımları veya SESA programları kullanılarak incelenecek problemi ele alan bir model hazırlanması.
2. Mesh olarak isimlendirilen ağ oluşturucu programlar ile yapının sonlu elemanlara bölünmesi.
3. Elde edilen sonlu elemanların özelliklerinin tanımlanarak formüle edilmesi.
4. Elemanların montajı ve böylelikle yapıya ait sonlu eleman modeli eldesi.
5. Düğüm kuvvetleri veya momentleri olarak bilinen yüklerin yazılımda uygulanması.
6. Bazı düğüm yer değiştirmelerinin uygun değerlere ayarlanmasıyla yapıya nasıl destek sağlandığının ifadesi.

7. Eş zamanlı lineer cebirsel denklemlerin çözümüyle birlikte düğüm yer değiştirmesinin tespiti.
8. Eleman gerinmelerinin, eleman yer değiştirme alanı interpolasyonundan ve düğüm yer değiştirmelerinden hesaplanması. Ayrıca gerinmeler sonucu ortaya çıkan gerilimlerin de hesaplanması. Elde edilen verileri yorumlama programları, çıktıların sıralanmasına ve analizlerin grafikler halinde görüntülenmesine katkı sağlar (Ramoğlu ve Ozan 2014).

2.12.7.1. SESA Yönteminin Avantajları

1. Kompleks biçimli materyaller kolaylıkla modellenip analiz edilebilir.
2. Yazılımların kullanımı hazırlanan modellerin gerçeği olabildiğince yansıtılmasına olanak sağlar.
3. Sınır şartlarının uygulanması kolaydır.
4. Materyal özelliklerinin ve geometrilerinin, yükleme koşullarının kolayca değiştirilmesi ve analizin tekrarlanabilmesi mümkündür.
5. Pratik ve diğer yöntemlere göre daha kısa sürede analiz elde edilebilir.
6. Deneysel ve analitik yöntemlerden çok daha hassas sonuçlar ortaya koyar (Ramoğlu ve Ozan 2014) (Moratal 2010) (Chun ve ark 2002).

2.12.7.2. SESA Yönteminin Dezavantajları

1. Gerekli bilgisayar ve software programları gibi teknik donanımların maliyeti hayli yüksektir. Ayrıca teknolojinin sürekli gelişmesiyle birlikte software programlarının sürümleri belirli periyotlarla güncellenmelidir. Ortaya çıkarılan analizlerin doğruluğu, veri girişinde istenilen malzeme özelliklerinin doğruluğuna bağlıdır.
2. Program kullanıcısının bilgili ve yeterli tecrübeye sahip olması gerekmektedir.
3. Analiz verilerinin uygun şekilde düzenlenmesi ve doğru yorumlanması zor ve uğraştırıcıdır (Ramoğlu ve Ozan 2014) (Moratal 2010) (Geng ve ark 2008).

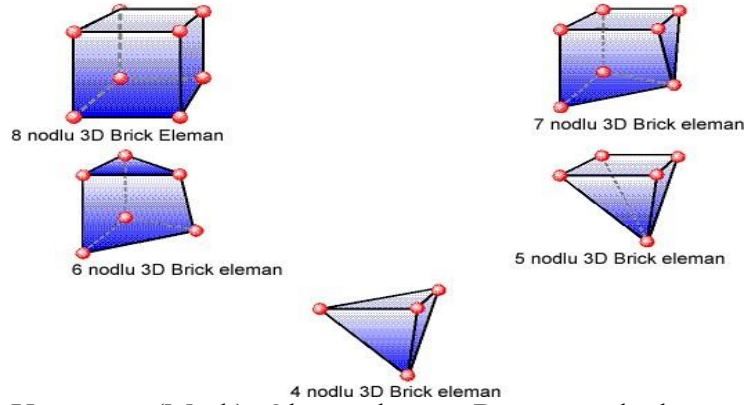
2.12.7.3. SESA Yönteminde Temel Kavramlar

Eleman (Element): İncelenen yapının SESA yöntemiyle daha küçük ve basit geometrik alanlara bölünmesiyle elde edilen şekillere sonlu eleman denir. Eleman sayısı ne kadar fazla olursa gerçeğe daha yakın sonuçlar ortaya çıkar (Geng ve ark 2001). Modeli oluşturan elemanlar, sanal yüklemeler sonucundaki gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı buldukları diğer elemanlara ileterek onların da etkilenmelerine yol açarlar (Ramoğlu ve Ozan 2014).

Elemanlar çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler. Boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar. Geometrilerine göre; üçgen, dörtgen, paralel kenar elemanlar. Düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere göre; plak, kabuk, levha elemanlar (Geng ve ark 2001, Şahin 2008, Adıgüzel 2010).

Düğüm (Node): Sonlu elemanların birbirlerine bağlanma noktalarına “düğüm (node)” adı verilmiştir. Düğümlerde görülen yer değiştirmeler elemanların gerilmeleriyle ilgilidir. SESA, düğümlerdeki bu yer değiştirmeleri matematiksel olarak ifade etmeye çalışır. Modelde düğüm noktaları sabitlenmiş olmalıdır (Geng ve ark 2001, Şahin 2008, Adıgüzel 2010).

Şekil 2.5. Farklı sayıda düğümlerle(node) oluşturulmuş elemanlar (Uysal ve ark.)



Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması: Düğüm noktaları ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) yapısı oluşturma işlemiyle belirlenir. Mesh üretimi, programlar kullanılarak otomatik olarak ya da kullanıcı tarafından üretilebilmektedir. Kullanıcıların sisteme girdiği minimum bilgiye karşılık gelen uygun değer otomatik olarak düğüm noktaları ve elemanlarını sıralar, numaralandırır. Ayrıca kullanıcı üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerde eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerde eleman yoğunluğunun az

olacağına karar vermelidir. Önemli nokta, seçilen eleman kullanımı ile modeli en iyi şekilde daha küçük parçalara ayırmaktır (Geng ve ark 2001, Şahin 2008, Adıgüzel 2010).

Ağ yapısı üretilirken modeller sonlu sayıda elemanlara bölünmektedir. Genellikle önemli olan veya kendi içinde büyük değişime sahip olan alanlarda, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Ağ yapısı oluşumu istenildiği zaman farklı şekillerde tekrarlanabilen bir adımdır (Geng ve ark 2001, Şahin 2008, Adıgüzel 2010).

Sınır Koşulları (Boundary Conditions): Üretilen modelin nereden sabitlendiği ve kuvvetin hangi bölgeden uygulanacağını açıklar (Geng ve ark 2001, Adıgüzel 2010).

Katı (Solid) ve Geometrik Modelleme: Katı modellemede asıl kritik nokta, görüntüden ziyade cismin iç ve dış geometrisinin bilgisayara aynı şekilde aktarılmış olmasıdır. Böylelikle ağırlık, moment gibi değişkenler hesaplanır ya da alınan kesitlerle cismin iç geometrisi daha detaylı incelenebilir. Cisimlerin katı modellemesi yapılırken CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. Katı modellemeyle birlikte üretim öncesinde ürünün istenilen şekilde olup olmadığının ve beklenen fonksiyonu sağlayıp sağlayamadığının kontrolü gerçekleşir (Geng ve ark 2001, Şahin 2008, Adıgüzel 2010).

Verilerin Analizi: Sonuçların yorumlanmasında; analizi yapılan cismin mekanik özellikleri dikkate alınarak değerlendirilmede uygun yöntem tercih edilmelidir. Örnek verilecek olursa; porselen, kemik, greft materyalleri vb. kırılğan cisimler için asal gerilme değerleri; metaller gibi çekilebilen, esneyebilen materyaller içinse Von Misses stres değerleri göz önüne alınmalıdır.

Modelde oluşan en yüksek asal gerilim değeri gerilme(çekme) tipindeki gerilimi, en düşük asal gerilim değeriye sıkışma tipindeki gerilimi ifade eder. Ek olarak, tüm yapıda meydana gelen stres hakkında Von Misses değerleri ile bilgi edinilebilir (Geng ve ark 2001) (Ramoğlu ve Ozan 2014) (Logan 2007).

2.13. Kilit İmplant Konumları

İmplant üstü restorasyonların başarısızlığında etkili olan biyomekanik etkenlerden birisi de protetik planlamadır. Biyomekanik olarak aşırı yüklemelerden kaçınabilmek için bazı implant konumları kritik öneme sahiptir (Corrêa ve ark 2014). Buna göre ana implant konumlarının belirlenmesinde 4 temel kurala riayet edilir:

Mümkün olduğu kadar planlanan protezlerde minimum kantilever kullanılmalı hatta kantileversiz protezler tercih edilmelidir. Diğer bir deyişle protezin kilit konumları terminal destek bölgeleridir.

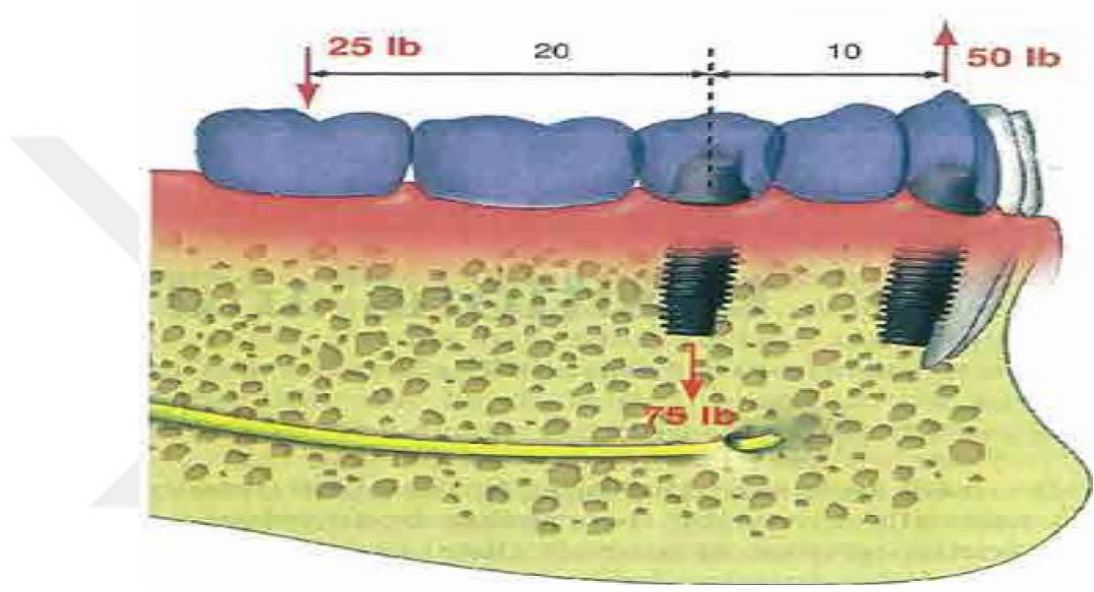
1. Protez tasarımı 3 komşu pontik içermemelidir.
2. Özellikle komşu dişlerin kaybında kanin ve 1. molar diş bölgeleri anahtar konumlardır.
3. Bir ark 5 segmente bölünür. Eğer ark üzerinde birden fazla segment restore edilecekse her segmentte en az 1 implant kilit implant konumudur (Misch 2007).

2.13.1. Kantilever Yapmama

Kantileverler, implant üstü protezlerin tüm bileşenlerindeki (implant, abutment vidası, siman veya tutucu vidalar) kuvveti büyütürler. Kantilever içeren diş destekli sabit protezler, terminal desteklere sahip sabit protezlere göre yetersiz tutuculuk sergiler. Bu durum, azalmış kron yüksekliği ya da parafonksiyon varlığında daha belirgindir (Rosenstiel ve ark 2006).

Protez üzerine gelen ek yükler kantilever uzunluğu ile doğru orantılıdır. İmplantın uzun eksenine 25 lb lik kuvvet uygulandığında implant sistemi 25 lb yüke maruz kalırken; aynı büyüklükteki kuvvet 10 mm uzunluğundaki kantilever üzerine uygulandığında abutmente gelen moment kuvveti 250 lb büyüklüğüne çıkar. Sonuç olarak protezin desimantasyonu, porselen kırıkları, vida gevşemesi, kemik ve implant kaybı gibi tüm bileşenlerde biyomekanik başarısızlık görülme olasılığı artar (Shillingburg ve ark 1997).

İmplant destekli protetik restorasyon birden fazla kantilever içeriyorsa 1. sınıf kaldıraç etkisiyle karşılaşır. En son destekten başlayarak yapılan protez uzantısı kaldıraç kuvvet koludur. En son abutment ile kantileverden en uzak abutment arasındaki mesafe kaldıraç direnç kolunu temsil eder ve implantların anteroposterior (A-P) mesafesi olarak isimlendirilir. Kantilevere komşu olan son abutment, üzerine yük geldiğinde bu kaldıraç sisteminde fulkrum eksenini olarak davranır. Kuvvet kolunun direnç koluna bölünmesiyle elde edilen milimetrik birim mekanik avantaj olarak tanımlanır (McAlarney ve Stavropoulos 2000).



Şekil 2.6. (Misch 2007)

Şekilde görüldüğü gibi implantlar arasında 10 mm mesafe bulunurken 20 mm uzunluğunda kantilever yapıldığında mekanik avantaj 2 seviyesindedir. Yani kantilevere en uzak implant üzerine gelen kuvvet miktarı, kantilevere gelen kuvvetin 2 katı kadardır ve kantilevere yakın implant üzerine gelen yük her iki kuvvetin toplamı kadardır. Dolayısıyla kantileverler, protezi destekleyen tüm unsurlara gelen kuvvetlerin artışına neden olur (Misch 2006).

Protetik planlamada terminal destekler kullanılmayacaksa diğer faktörler kuvvetteki artışı karşılayabilmeli, meydana gelebilecek olumsuzlukları azaltabilmelidir. Bu hususta parafonksiyon, çiğneme dinamikleri, implant yerleşimleri, kron yüksekliği ve karşıt arkın durumu gibi faktörler dikkate

alınmalıdır. Kantilever kullanımında en önemli kriter implantların A-P mesafesidir. A-P mesafesinin 2,5 katı kadar kantileverlerin uzatılabileceği bilinmesine rağmen en ideal şartlarda bile iki pontikten fazla posterior kantilever kullanımı kontrendikedir (McAlarney ve Stavropoulos 2000).

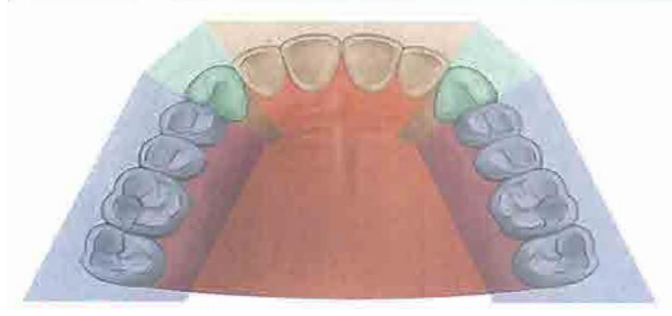
Her şeye rağmen, uygun mevcut koşulların varlığında kantilever kullanılabilir olması ideal amacın çürütüldüğü anlamını taşımaz. Temel olarak 3 veya daha fazla komşu diş eksikliğinde öncelikle terminal desteklere implantların yerleştirileceği bir planlama yapılmalıdır. Aksi takdirde, gelen yüklerin eşit dağılımı açısından dengesiz kuvvet bileşenleri diğer faktörlerle kompanze edilebilmelidir (McAlarney ve Stavropoulos 2000).

2.13.2. Üç Komşu Pontik Yapmama

Diş destekli sabit protezlerde olduğu gibi çoğu implant üstü protez tasarımlarında 3 komşu pontik yapılması kontrendikedir (Shillingburg ve ark 1997). Terminal destekler arasındaki tüm pontik bölgeleri yüke maruz kaldığında esneme gösterir. Maruz bırakılan kuvvet ve destekler arasındaki pontik uzunluğu arttıkça metal yapıdaki esneme miktarı da artar. Artan esneme desteklerde, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Sonuç olarak desimantasyon ve porselen kırıkları gibi başarısızlıkların görülme riski artar (Dean ve ark 1992).

2.13.3. Kilit Ark Konumları

Bir ark beşgene benzer şekilde 5 segmente bölünür. Santral ve lateral dişlerin oluşturduğu ön keser bölgesi bir segmenti, her iki taraftaki kaninler birer segmenti ve her iki taraf premolar-molar bölgeleri birer segmenti oluşturur. Ark üzerindeki dişsiz boşluk birden fazla segmenti içeriyorsa her segmente birer implant yerleştirilmelidir (Misch 2007).



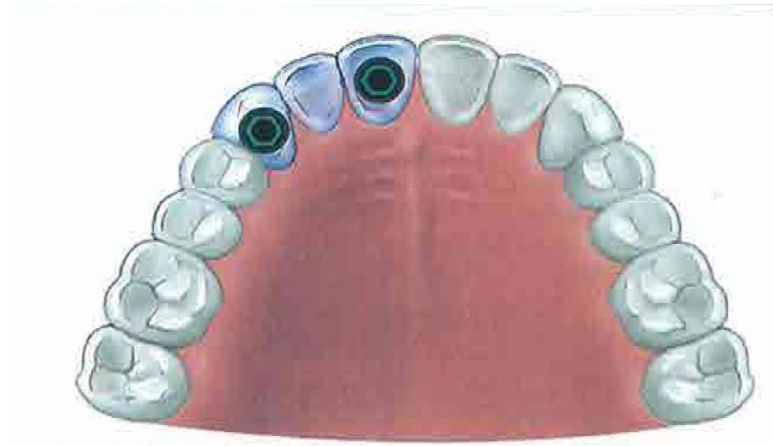
Şekil 2.7. (Misch 2007)

2.13.4. Kanin ve 1. Molar Bölgeleri

Bir kanin eksikliğini yerine koyan sabit protetik restorasyon, diğer bölgelerdeki tüm restorasyonlara kıyasla daha fazla risk altındadır. Komşu mandibular veya maksiller lateral kesiciler ağzın en zayıf dişlerindedir, ayrıca komşu 1. premolar dişler de en zayıf posterior dişlerindedir (Shillingburg ve ark 1997).

Temel bir kural olarak; kanin ve kanine komşu 2 ya da daha çok komşu diş eksikliğinin giderildiği sabit bir protez yapılmamalıdır. Buna rağmen hastaların sabit protez istediği durumlarda, implant destekli protetik restorasyonlara ihtiyaç vardır (Shillingburg ve ark 1997) (Smyd 1952) (Bidez ve ark 1986).

Kanin, lateral, santral; 1.premolar, kanin, lateral ve kanin, 1. premolar, 2. premolar diş eksikliklerinin olduğu durumlarda sabit protez yapılabilmesi için implantlar gereklidir (Shillingburg ve ark 1997).



Şekil 2.8. (Misch 2007)

Şekilde görüldüğü gibi; kanin, lateral ve santral diş eksikliğinde eksik dişleri destekleyebilmek için kilit implant konumları terminal destek olan santral ve kanin bölgeleridir (Misch 2007).



Şekil 2.9. (Misch 2007)

Şekildeki gibi kanin ve kanin komşu iki premolar diş eksikliğinde, terminal destekler; kanin ve 2.premolar bölgeleri kilit implant konumudur (Misch 2007).



Şekil 2.10. (Misch 2007)

Lateral, kanin ve 1. premolar dişlerin yokluğunda ise kilit implant konumları 1. premolar ve kanin bölgeleridir. Bu tasarım kantilever içeriyor olsa dahi, lateral dişlerin çok küçük olması, anteriorda ısırma kuvvetlerinin düşük düzeyde olması ve estetik gereksinimlerden ötürü kanin konumuna lateral konumuna göre daha geniş implant yerleştirilebilir (Misch 2007).

Son olarak, birinci molar dişi de içeren 3 posterior diş eksikliğinin giderildiği olgularda kilit implant konumları terminal destekler ve 1. molar konumudur. Her iki çenede de premolar bölgesinin ısırma kuvveti 1. molar konumunda ikiye katlandığı için kritik öneme sahiptir (Misch 2007).

Bu çalışmanın sıfır hipotezi: “kısmi dişsiz maksillada; lateral, kanin ve 1. premolar dişlerin yokluğunda farklı implant konumlarının implant üstü protez bileşenlerinde stres dağılımına etki etmeyeceği” şeklindedir.

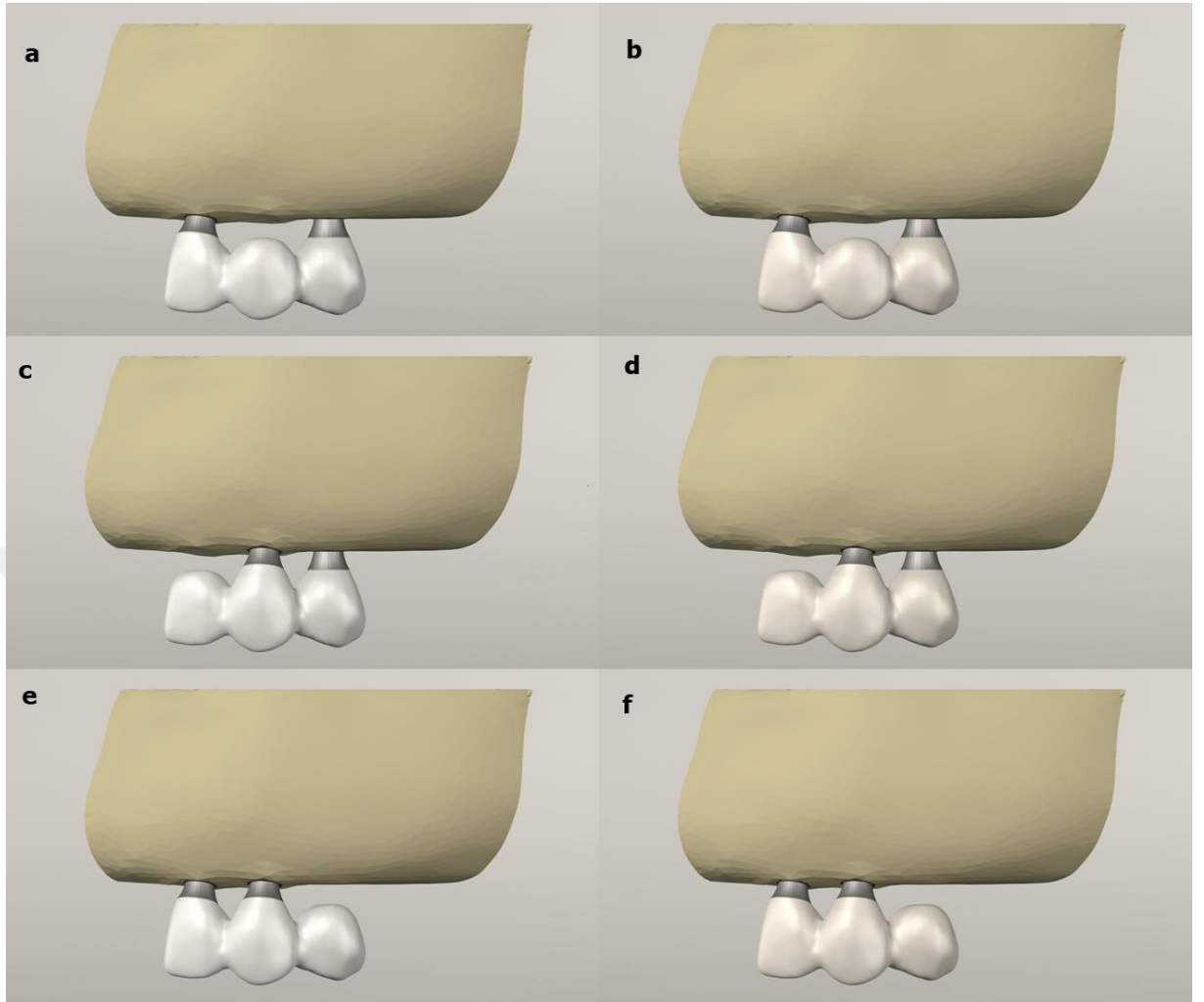
3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, lateral, kanin ve 1. premolar diş eksikliği bulunan maksilla bölgesinde farklı konumlardaki iki implant üzerine yapılacak üç üyeli protetik restorasyonlarda restorasyon, abutment, vida, implant, kortikal ve spongioz kemikteki stres değerleri ve dağılımı incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Araştırmada üç farklı lokalizasyonda implant yerleşim planı ile iki farklı materyalden elde edilmiş üst yapılar mevcuttur. 22-24, 23-24, 22-23 şeklindeki implant yerleşimlerine monolitik zirkonyadan ve metal destekli porselenden implant destekli sabit protezler tasarlandı. Elde edilen modeller sonucunda 6 farklı klinik durum temsil edildi.

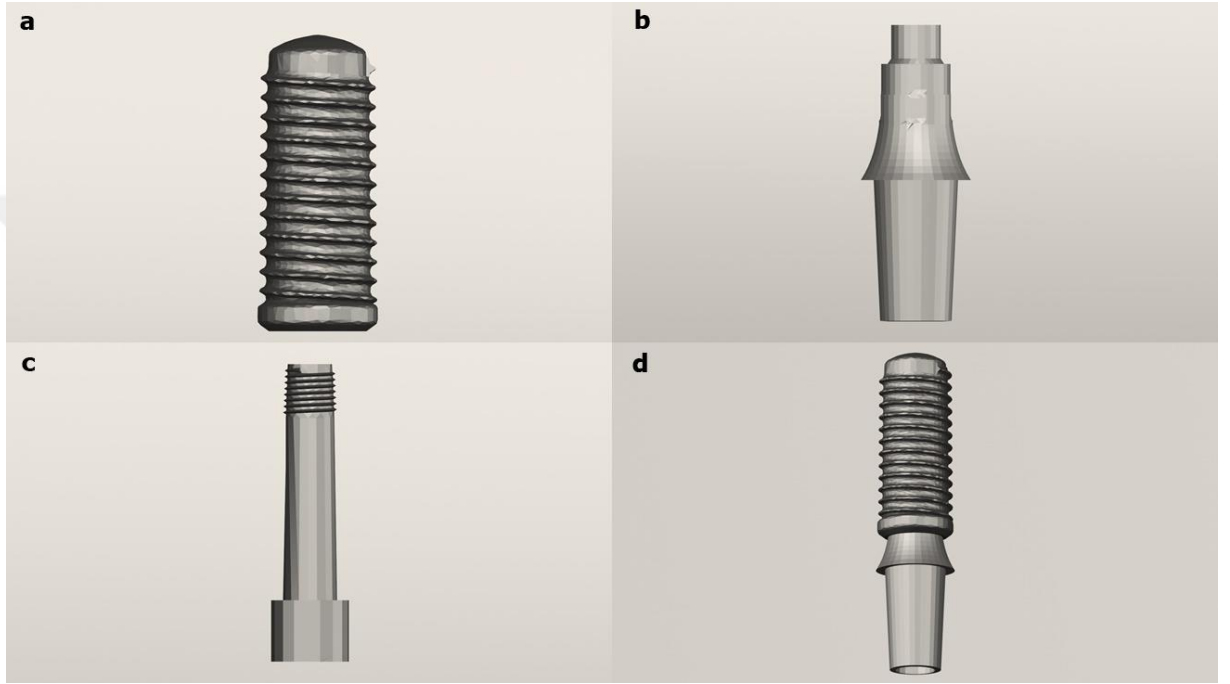
Tablo 3.1. Çalışmada oluşturulan 6 farklı klinik durum ve bu durumlara ait düğüm ve eleman sayıları.

MODEL NO	İMLANT YERLEŞİMİ	PROTETİK MATERYAL	DÜĞÜM SAYISI	ELEMAN SAYISI
1	22-24	Metal Destekli Porselen	185161	920650
2	22-24	Monolitik Zirkonya	107461	455993
3	23-24	Metal Destekli Porselen	177718	891610
4	23-24	Monolitik Zirkonya	96235	410403
5	22-23	Metal Destekli Porselen	186489	929551
6	22-23	Monolitik Zirkonya	105008	447935

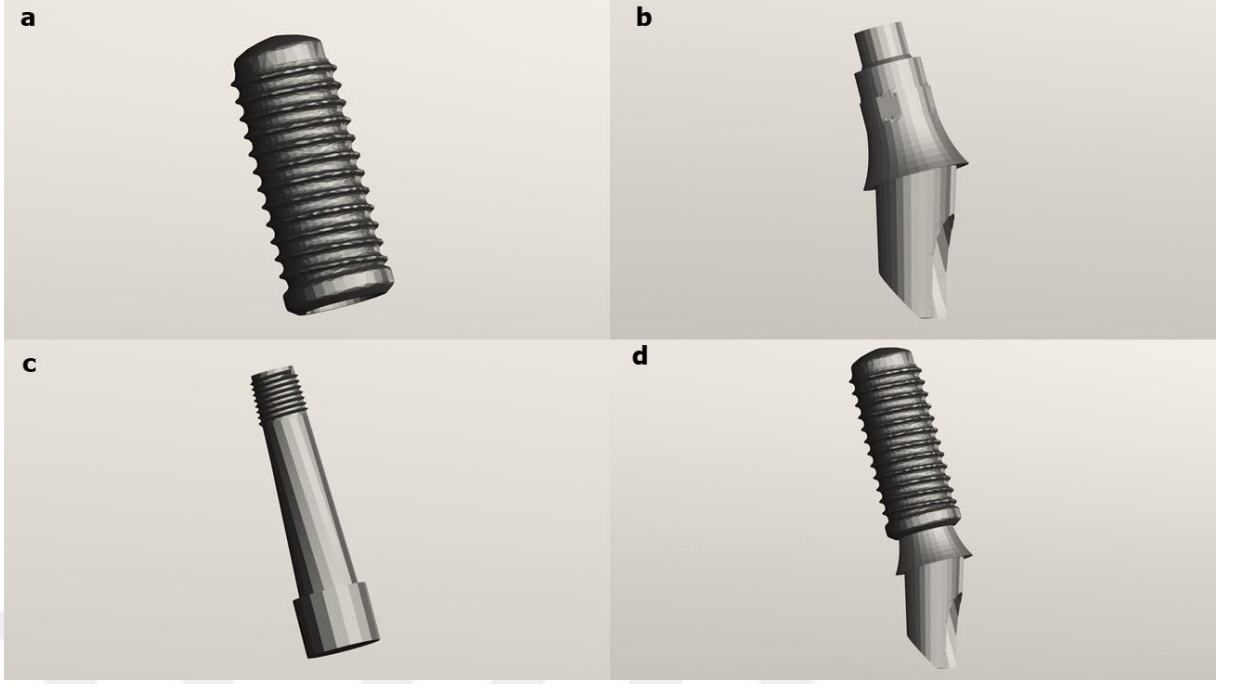


Şekil 3.1. a) Model 1(22-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) b) Model 2(22-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) c) Model 3(23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) d) Model 4(23-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) e) Model 5(22-23 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) f) Model 6(22-23 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon)

Çalışmamızda kullanılan implantlar, Strauman (SLActive Regular CrossFit® (RC) Bone Level sisteminden olan 4.1 x 10 mm ebatlarındaki implantlardır. İmplant boyutları tüm modellerde sabittir, sadece implantların yerleşim açılarında farklılıklar bulunmaktadır. Abutmentler ise 2 mm dişeti yüksekliğine sahip simante anatomik abutmentlerdir. 24 numaralı implant bölgesinde açısız, 22 ve 23 numaralı implant bölgelerinde 15 derece açılı abutment modellendi.



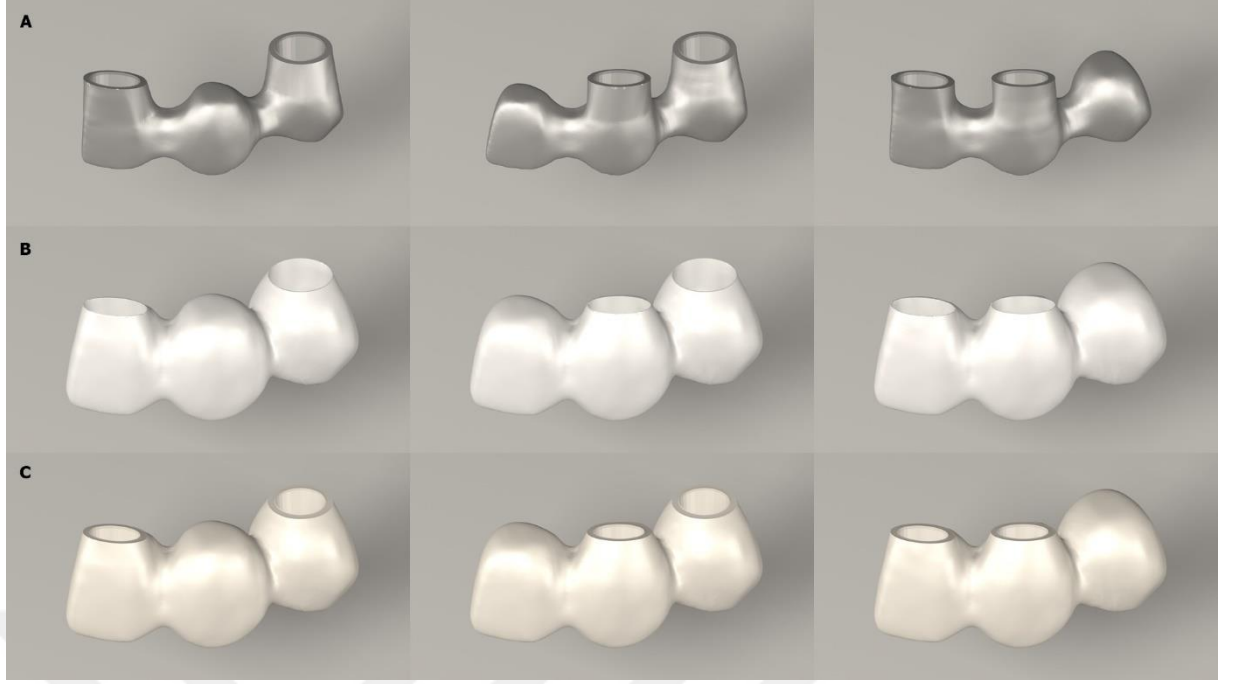
Şekil 3.2. 24 numaralı bölgede kullanılan a) implant b) açısız abutment c) abutment vidası d) implant ve abutment birleşim görüntüsü



Şekil 3.3. 22 ve 23 numaralı bölgelerde kullanılan a) implant b) 15 derece açılı abutment c) abutment vidası d) implant ve abutment birleşim görselleri.



Şekil 3.4. a) Model 1 ve 2'ye ait b) Model 3 ve 4'e ait c) Model 5 ve 6'ya ait implant ve abutment yerleşimleri.



Şekil 3.5. Modellere ait A) metal alt yapı B) porselen C) monolitik zirkonya görselleri.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

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

Modeller, VR Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı

olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri girildi. Programda katı cisim özellikleri lineer, elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edildi. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri Tablo 3.2. de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri

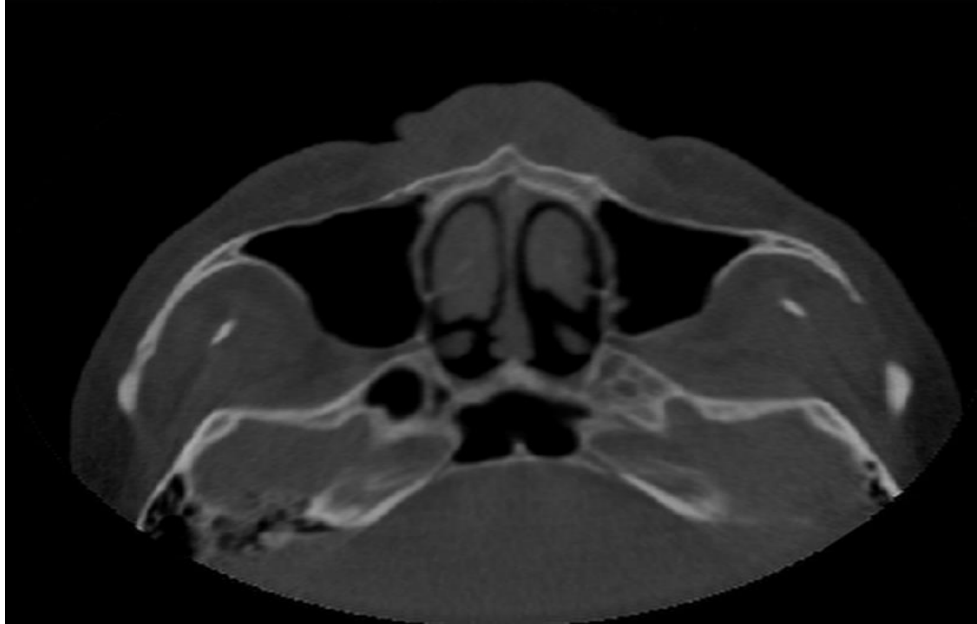
MALZEMELER			
	Elastisite Modülü (Mpa)	Poisso Oranı	Referans
Kortikal kemik	13700	0,30	<i>(Cibirka ve ark 1992)</i>
Spongioz kemik	1370	0,30	<i>(Cibirka ve ark 1992)</i>
Feldspatik porselen (seramik)	96000	0,29	<i>(Shetty ve ark 2013)</i>
Krom kobalt (cr-co) alt yapı	218000	0,33	<i>(Zampelis ve ark 2007)</i>
Titanyum (implant, abutment ve vida)	110000	0,35	<i>(O'brien 2002)</i>
Monolitik zirkonya	210000	0,35	<i>(Bullis ve Jokada 2017)</i>
Polikarboksilat siman	5110	0,35	<i>(O'brien 2002)</i>
Kompozit	12500	0,30	<i>(Demirel ve ark 2021)</i>

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına “.stl” şeklinde yüzey verisi olarak atıldı. Algor yazılımında analizlerin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır.

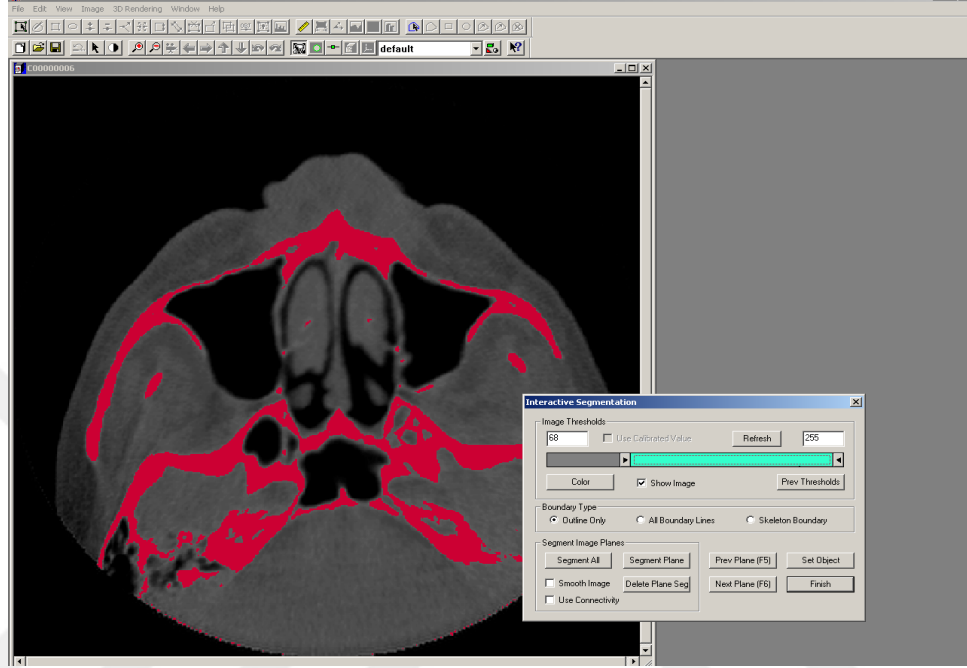
3.2. Kemiğin Modellenmesi

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp. MA, USA) yazılımına alındı.



Şekil 3.6. Üst çenenin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi’de taranmasıyla meydana gelen kesit örneği.

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografide olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



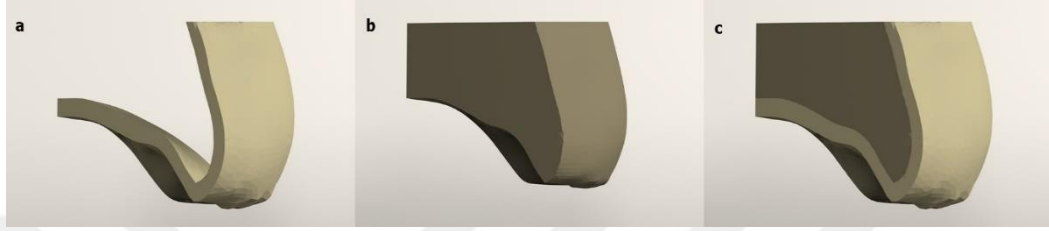
Şekil 3.7. 3D-Doctor yazılımı

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı.

U şeklinde orta genişlikte ve orta uzunluktaki alveol kavsî şekli çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi. Alveol kretinin genişlik ve uzunluk değerleri olarak ise Bilgin’in çalışmasında bildirdiği tanım aralıklarının orta değerleri seçildi. Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak

alınmıştır. 6 mm'lik kret genişliği çizimi yapılırken Bilgin'in çalışmasından yola çıkarak kret tepesinden geçen çizginin içine ve dışına üçer milimetrelik mesafe bırakıldı. Yapılan ayırıştırma işleminden sonra "3d Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 3.8. a) Kortikal kemik b) Spongioz kemik c) Kortikal ve spongioz kemik

Bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongioz kemik, implant, abutment, vida, alt yapı ve üst yapı gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi ve Yükleme Koşulları

Model, çene kemiğinin posterior'undan, medialinden ve üst kısmından DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.

Modeller üzerinde oluşturulan kronlara, kanin ve lateral dişe palatinal yüzeylerinden singuluma doğru 135°'lik açıyla tek koşulda 150 N, 1.premolar dişe ise santral fossadan ve palatinal cusp tepesinden $75 + 75 = 150$ N olacak şekilde dik yükleme yapıldı. Diş başı 150 N çiğneme kuvveti yani toplamda 450 N kuvvet uygulandı.

Sonuçlar gerilme ve sıkışma stresleri ile Von Mises stres kriterleri dikkate alınarak sunuldu. Stres dağılımlarının raporlanmasında uygun yöntemlerden biri de renkli gösterimdir. Modellerde meydana gelen gerilimlerin daha iyi

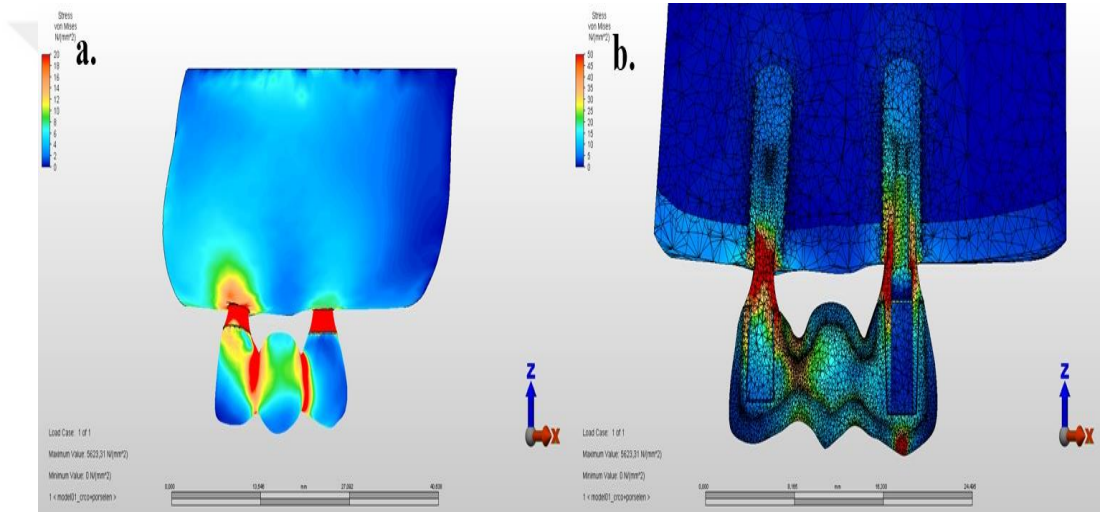
görselleştirilebilmesi için hesaplanan sayısal veriler renkli görüntülere dönüştürüldü. Görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır ve bu aralık görüntülerin sol üst bölgesindeki skala ile gösterildi. Von Mises ve gerilme stresleri (maksimum principle) pozitif bir değer olduklarından skaladaki renklere göre maviden kırmızıya doğru artan şekildedir. Sıkışma stresleri (minimum principle) ise negatif bir değer olduğundan skaladaki renklere göre mavi değerler daha yüksek stresleri gösterecek şekildedir.



4. BULGULAR

4.1. Model-1'e (22-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) Ait Bulgular

Analiz sonuçlarına göre Von Mises stres dağılımları ana modelde (şekil 4.1.a.) ve mezio-distal kesit görüntülerinde (şekil 4.1.b.) incelendiğinde, kuvvet uygulanan bölgeler haricinde Model-1'de streslerin özellikle abutmentlerin boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. En yüksek stres değeri 22 numaralı abutment boynunda görülmekle birlikte; 22 ve 23 numaralı kronların konnektör bölgesinde de artmış stresler izlenmektedir.



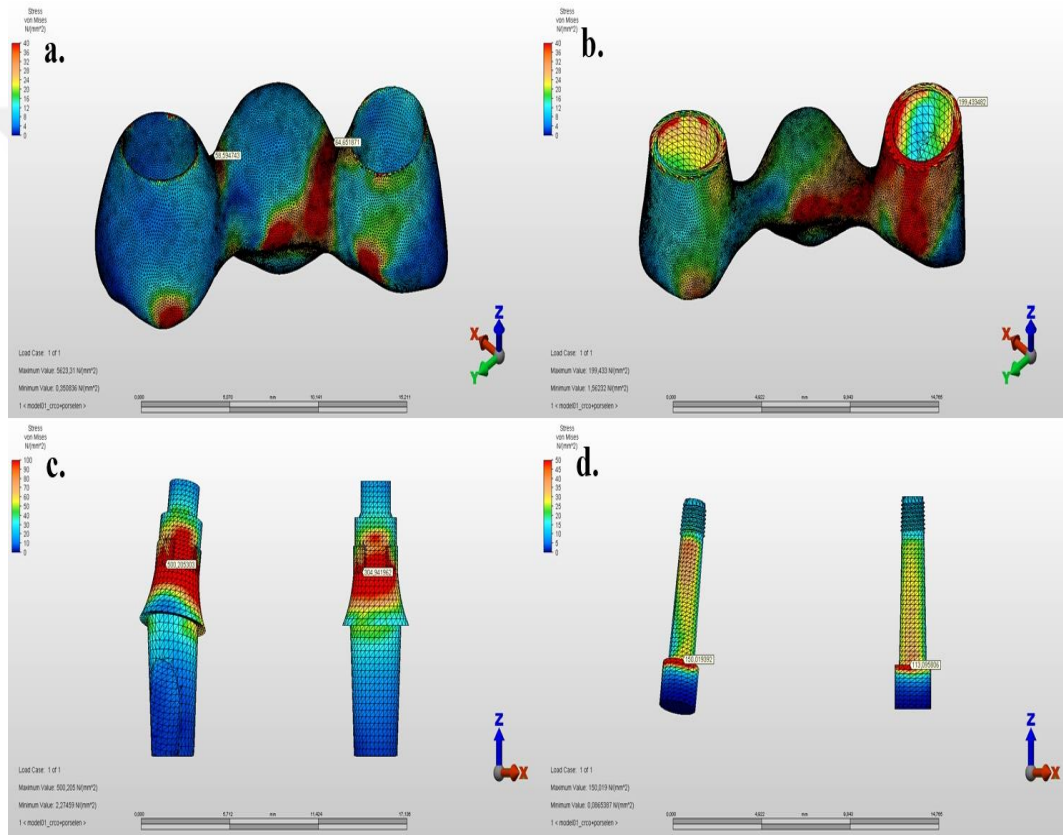
Şekil 4.1. a. Model-1'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. **b.** Model-1'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.

Porselen yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.2.a. da incelendiğinde en yüksek stres değeri 64,65 MPa ile 22-23 numaralı kronların konnektör bölgesinde görülmüştür. 23-24 numaralı kronların bağlantı noktasında ise 58,59 MPa stres gözlenmiştir.

Metal alt yapıdaki Von Mises streslerine şekil 4.2.b. de bakıldığında en yüksek Von Mises stres değeri 199,43 MPa ile 22 numaralı kronun servikal bölgesinde görülmüştür.

Abutment yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.2.c. de incelendiğinde en yüksek stres değeri 500,2 MPa ile 22 numaralı abutmentin boyun bölgesinde görülmüştür. 24 numaralı abutment boyun bölgesinde ise 300,94 MPa stres değeri gözlenmiştir.

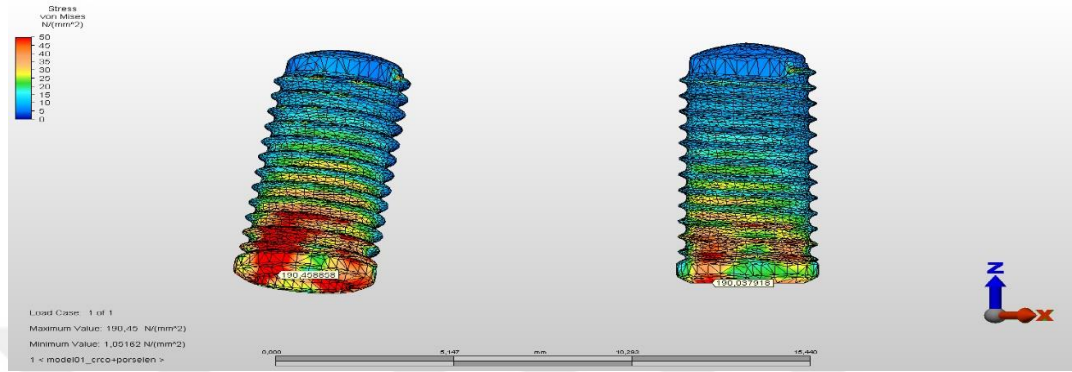
Abutment vidalarının yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.2.d. de incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 150,01 MPa ile 22 numaralı abutment vidasının boyun bölgesinde görülmüştür. 24 numaralı abutment vidası boynunda ise 113,09 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.2. a. Model-1'de porselene ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. b. Model-1'de metal alt yapıya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. c. Model-1'de abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. d. Model-1'de abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

İmplant yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.3. de incelendiğinde en yüksek stres değeri 190,45 MPa ile 22 numaralı implantın boyun bölgesinde

görülmüştür. 24 numaralı implantın boyun bölgesinde bu stres değeri 190,03 MPa'dır.



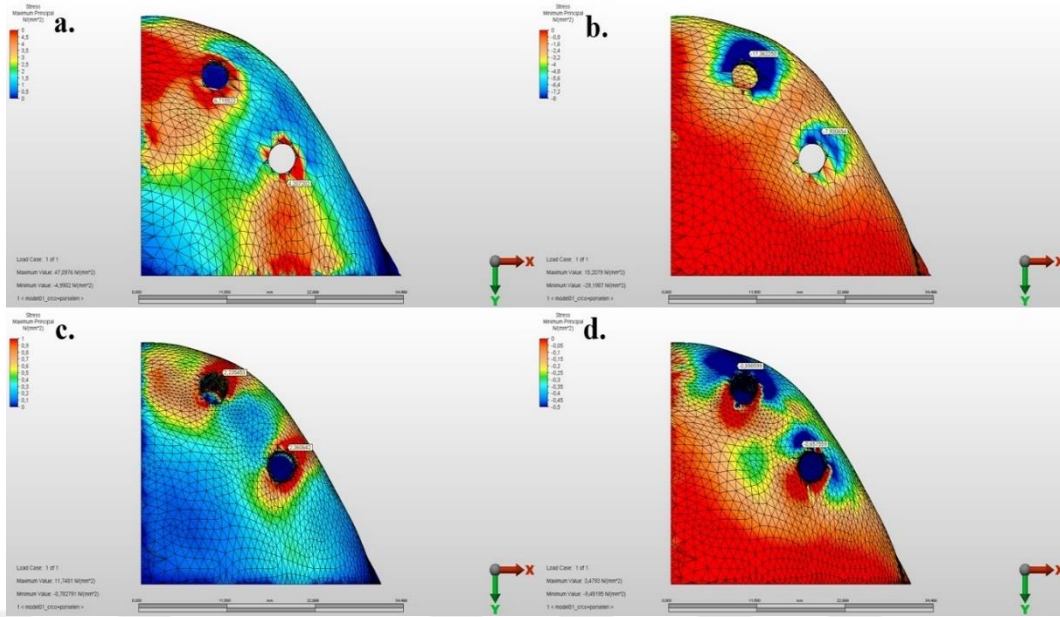
Şekil 4.3. Model-1'deki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

Kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.4.a. da incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 6,71 MPa ile 22 numaralı implant soketi çevresinde görülmüştür. 24 numaralı implant soketi etrafındaki kortikal kemikte ise 4,2 MPa stres gözlenmiştir.

Kortikal kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.4.b. de değerlendirildiğinde en yüksek stres -17,36 MPa ile 22 numaralı implant soketinin bukkalindeki kemikte gözlenmiştir. 24 numaralı implant soketinin bukkalindeki kemikte ise -7,93 MPa stres görülmüştür.

Spongioz kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.4.c. de incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 2,36 MPa ile 24 numaralı implant soketinin disto-bukkalinde görülmüştür. 22 numaralı implant soketinin bukkalinde ise 2,23 MPa gerilme stresi gözlenmiştir.

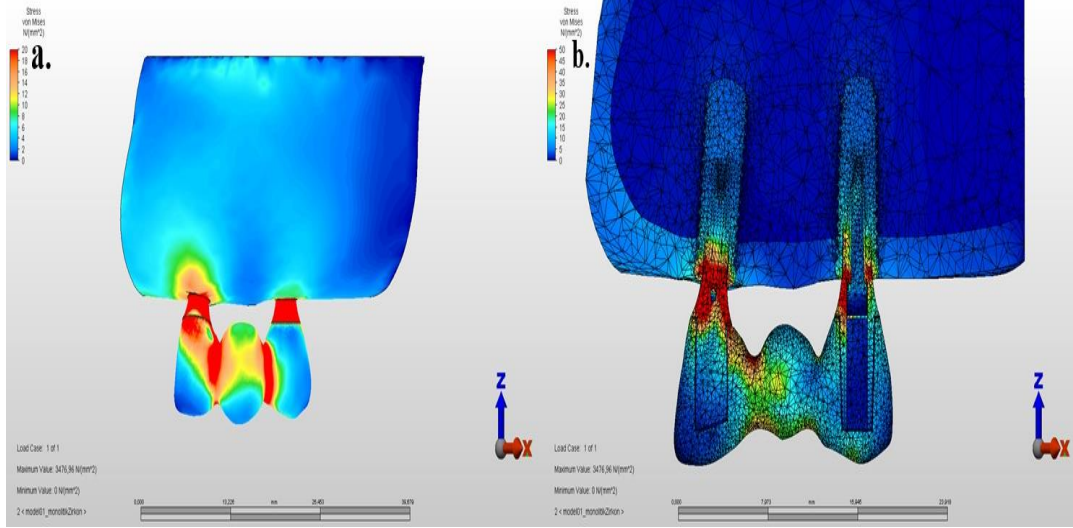
Spongioz kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.4.d. de incelendiğinde en yüksek stres -0,8985 MPa ile 22 numaralı implant soketinin mezio-bukkalinde görülmüştür. 24 numaralı implant soketinin mezio-bukkalinde ise -0,6575 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.4. a. Model-1'deki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **b.** Model-1'deki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. **c.** Model-1'deki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **d.** Model-1'deki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.

4.2. Model-2'ye (22-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) Ait Bulgular

Model-2'ye ait Von Mises stres değerleri ana modelde (şekil 4.5.a.) ve mezio-distal kesit görüntülerinde (şekil 4.5.b.) incelendiğinde kuvvetin uygulandığı bölgeler haricinde, en yüksek stres değerleri abutment boyunlarında görülmüştür. En yüksek stres değeri 22 numaralı abutment boynunda görülmekle birlikte; 22 numaralı implant boynunda ve 22 ve 23 numaralı kronların konnektör bölgelerinde de streslerin arttığı izlenmiştir.



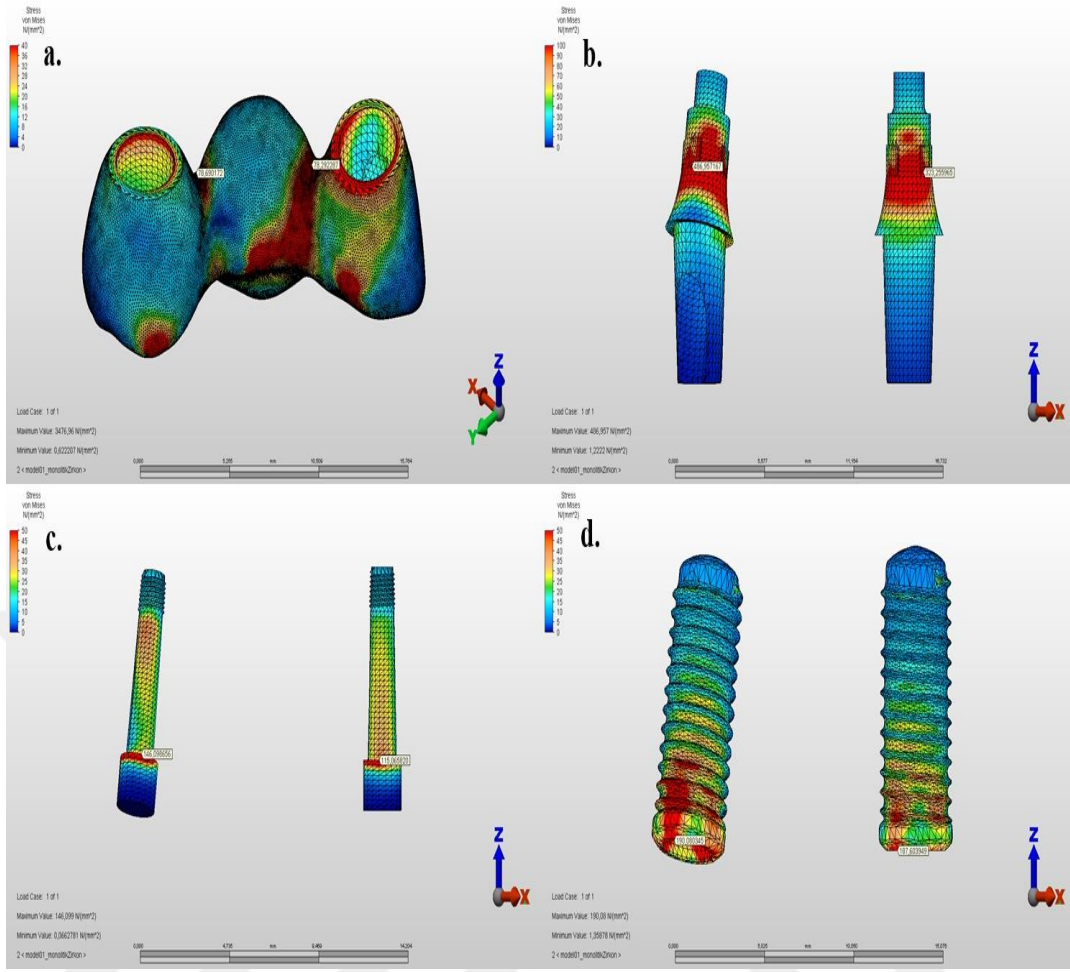
Şekil 4.5. a. Model-2'ye ait Von Mises stres değerleri, ana model. **b.** Model-2'ye ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.

Monolitik zirkonya yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.6.a. da incelendiğinde, en yüksek stres değeri 78,69 MPa ile 23 ve 24 numaralı kronların konnektör bölgesindedir. 22 ve 23 numaralı kronların konnektör bölgesinde ise 78,29 MPa stres gözlenmiştir. Ayrıca 22 numaralı kronun palatinal kole bölgesinde de artmış stres değerleri göze çarpmaktadır.

Abutment yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.6.b. de incelendiğinde, en yüksek stres değeri 486,95 MPa ile 22 numaralı abutmentin boyun bölgesinde izlenmiştir. 24 numaralı abutmentin boyun bölgesinde ise 323,25 MPa stres görülmüştür.

Abutment vidalarının yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.6.c. de incelendiğinde en yüksek stres değeri 146,09 MPa ile 22 numaralı abutment vidası boynunda görülmüştür. 24 numaralı abutment vidası boynunda ise 115,06 MPa stres gözlenmiştir.

İmplant yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.6.d. de değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 190,08 MPa ile 22 numaralı implant boynunda görülmüştür. 24 numaralı implant boynunda ise 187,60 MPa stres görülmüştür.



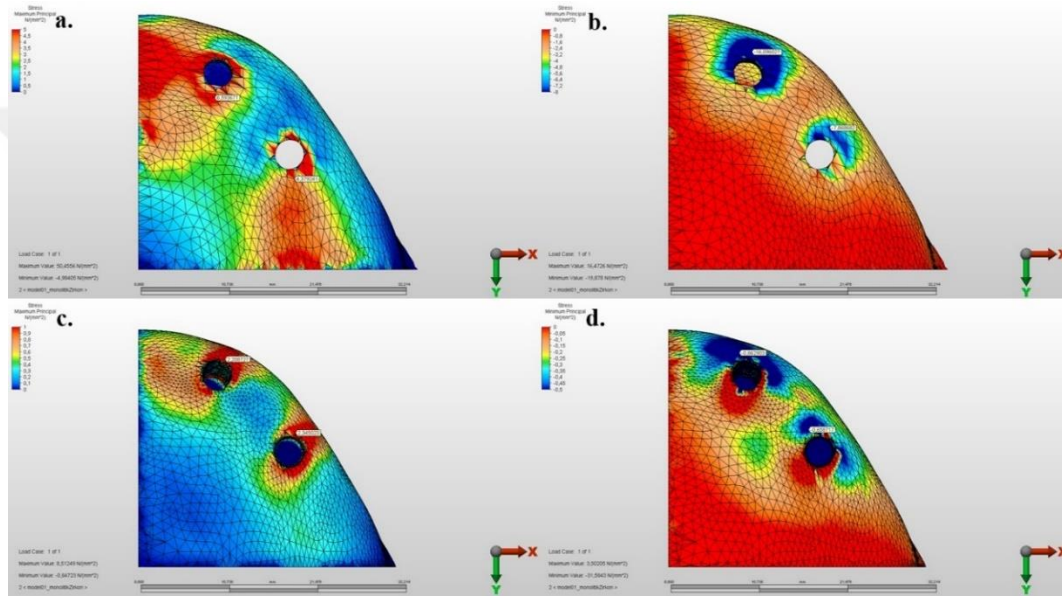
Şekil 4.6. a. Model-2'deki monolitik zirkonyaya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **b.** Model-2'deki abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. **c.** Model-2'deki abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm **d.** Model-2'deki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

Kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.7.a. da incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 6,59 MPa ile 22 numaralı implant soketi çevresinde görülmüştür. 24 numaralı implant soketi etrafındaki bukkal kortikal kemikte ise 4,37 MPa stres gözlenmiştir.

Kortikal kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.7.b. de değerlendirildiğinde en yüksek stres -16,09 MPa ile 22 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte gözlenmiştir. 24 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte ise -7,86 MPa stres görülmüştür.

Spongioz kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.7.c. de incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 2,34 MPa ile 24 numaralı implant socketinin disto-bukkalindeki kemikte görülmüştür. 22 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte ise 2,20 MPa gerilme stresi gözlenmiştir.

Spongioz kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.7.d. de incelendiğinde en yüksek stres -0,8629 MPa ile 22 numaralı implant socketinin mezio-bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte ise -0,6587 MPa stres gözlenmiştir.

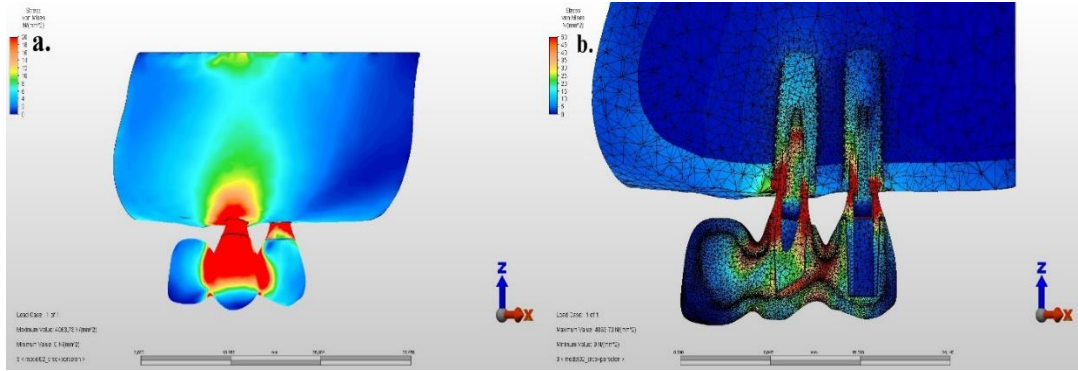


Şekil 4.7. a. Model-2'deki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **b.** Model-2'deki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. **c.** Model-2'deki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **d.** Model-2'deki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.

4.3. Model-3'e (23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) Ait Bulgular

Analizler sonucunda model-3'e ait Von Mises stres dağılımları ana modelde (şekil 4.8.a.) ve mezio-distal kesit görüntülerinde (şekil 4.8.b.) incelendiğinde, kuvvet uygulanan bölgeler haricinde Model-3'te streslerin özellikle abutmentlerin boyun bölgesinde arttığı gözlenmiştir. En yüksek stres değeri 23 numaralı abutment

boynunda görülmekle birlikte kronların konnektör bölgelerinde ve 23 numaralı implant boynunun mezialinde de streslerin arttığı izlenmektedir.



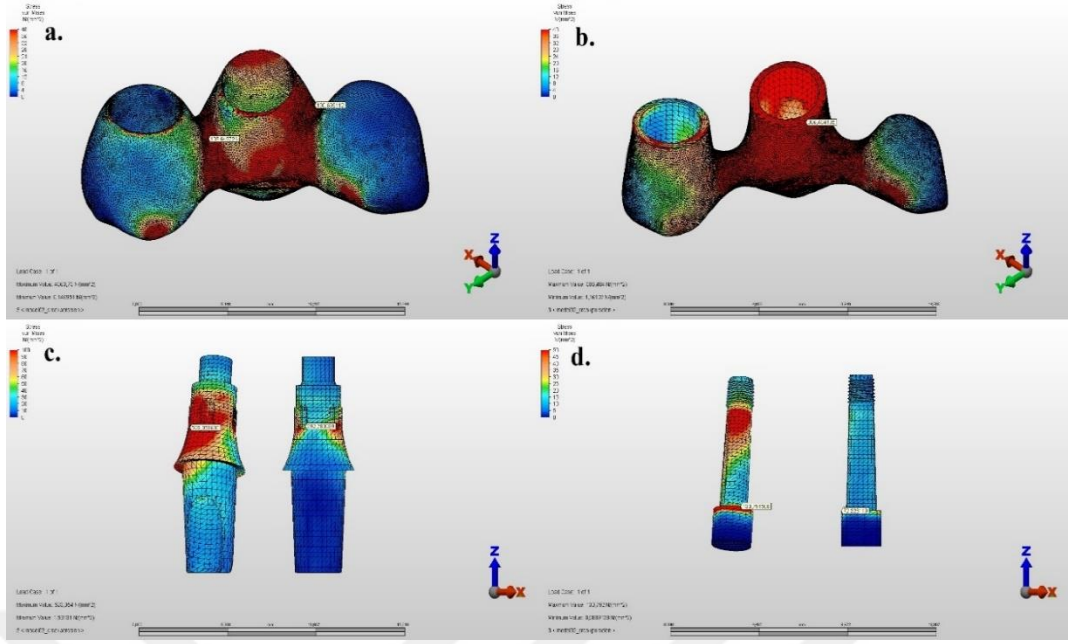
Şekil 4.8. a. Model-3'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. **b.** Model-3'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.

Porselen yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.9.a. da incelendiğinde en yüksek stres değeri 130,69 MPa ile 22-23 numaralı kronların konnektör bölgesinde görülmüştür. 23 numaralı kronunda yaygın bir stres birikimi izlenmiş, bukkal servikal bölgesinde de artan stres görülmüştür. 23-24 numaralı kronların konnektör bölgesinde ise 103,64 MPa stres gözlenmiştir.

Metal alt yapıdaki Von Mises streslerine şekil 4.9.b. de bakıldığında 23 numaralı kronunda yaygın stres dağılımı izlenmiş, en yüksek Von Mises stres değeri 386,40 MPa ile 23 numaralı kronun servikal bölgesinde görülmüştür.

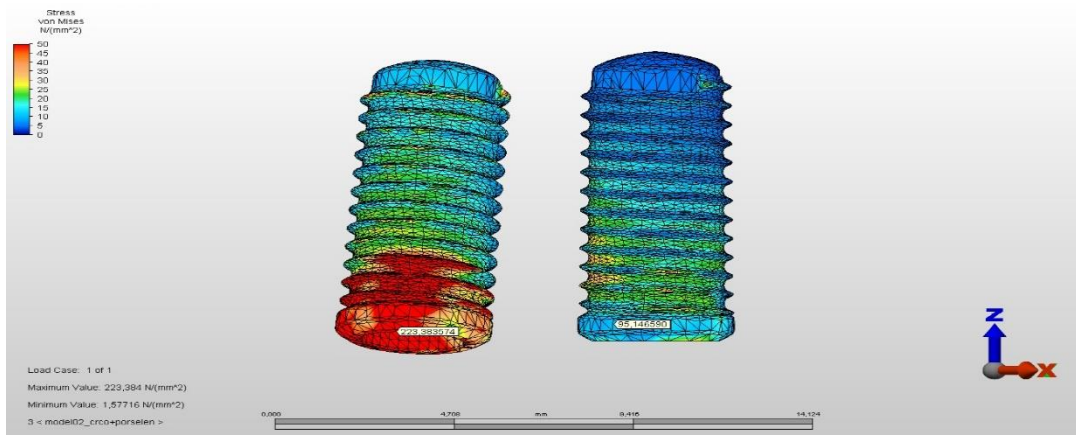
Abutment yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.9.c. de incelendiğinde en yüksek stres değeri 523,05 MPa ile 23 numaralı abutmentin boynunun mezialinde görülmüştür. 24 numaralı abutmentin boyun bölgesinde ise 292,78 MPa stres değeri gözlenmiştir.

Abutment vidalarının yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.9.d. de değerlendirildiğinde 23 numaralı abutment vida yivlerinin koronalinde de stres artışı gözlenmekle birlikte en yüksek Von Mises stres değeri 133,79 MPa ile 23 numaralı abutment vidasının boyun bölgesinde görülmüştür 24 numaralı abutment vidasının boyun bölgesinde ise 72,32 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.9. a. Model-3'te porselene ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **b.** Model-3'te metal alt yapıya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **c.** Model-3'te abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. **d.** Model-3'te abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

İmplant yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.10. da değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 223,38 MPa ile 23 numaralı implant boynunda görülmüştür. 24 numaralı implant boynunda ise 95,14 MPa stres görülmüştür.



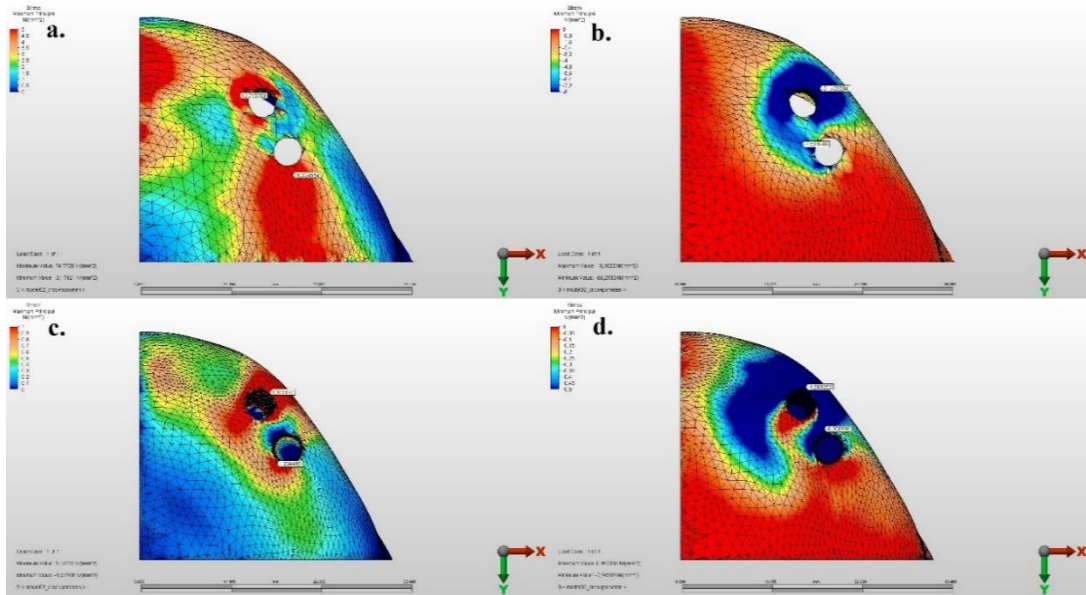
Şekil 4.10. Model-3'teki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

Kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.11.a. da incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 10,71 MPa ile 23 numaralı implant socketinin mezio-bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketi etrafındaki kortikal kemikte ise 10,42 MPa stres gözlenmiştir.

Kortikal kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.11.b. de değerlendirildiğinde en yüksek stres -21,42 MPa ile 23 numaralı implant socketinin çevresindeki kemikte gözlenmiştir. 24 numaralı implant socketinin çevresindeki kemikte ise -7,53 MPa stres görülmüştür.

Spongios kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.11.c. de incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 3,18 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketinin palatinalindeki kemikte ise 1,23 MPa gerilme stresi gözlenmiştir.

Spongios kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.11.d. de incelendiğinde en yüksek stres -1,5852 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketi çevresinde ise -0,9089 MPa stres gözlenmiştir.

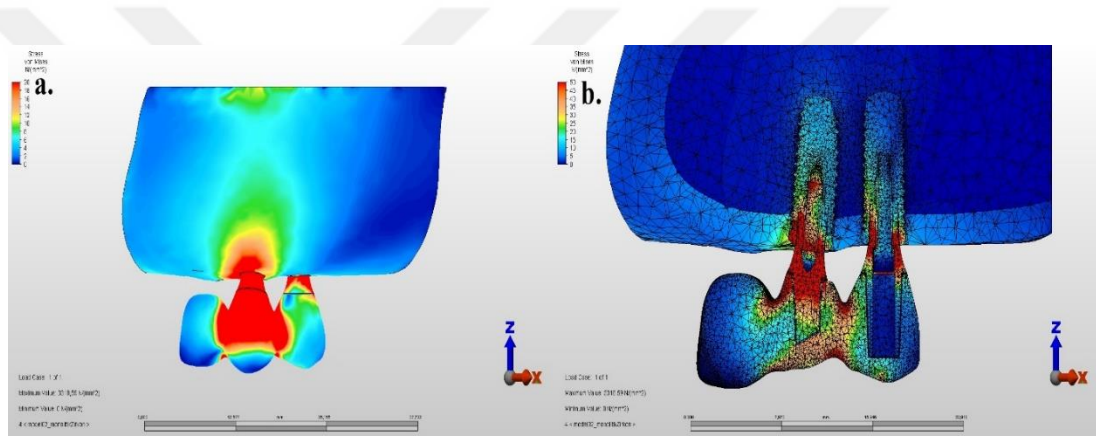


Şekil 4.11. a. Model-3'teki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **b.** Model-3'teki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. **c.** Model-

3'teki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **d.** Model-3'teki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.

4.4. Model-4'e (23-24 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) Ait Bulgular

Analiz sonuçlarına göre Von Mises stres dağılımları ana modelde (şekil 4.12.a.) ve mezio-distal kesit görüntülerinde (şekil 4.12.b.) incelendiğinde, kuvvet uygulanan bölgeler haricinde Model-4'te streslerin özellikle abutmentlerin boyun bölgelerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. En yüksek stres değeri 23 numaralı abutment boynunda görülmekle birlikte; kronların konnektör bölgelerinde ve 23 numaralı implant boyununun mezialinde de streslerin arttığı izlenmektedir.



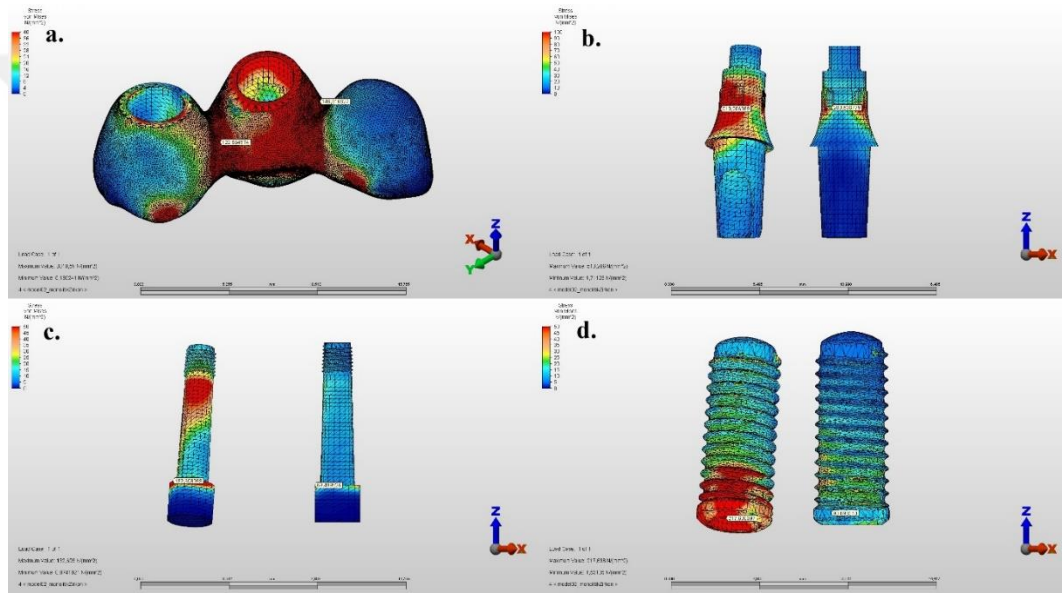
Şekil 4.12. a. Model-4'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. **b.** Model-4'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.

Monolitik zirkonya yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.13.a. da incelendiğinde, en yüksek stres değeri 146,81 MPa ile 22 ve 23 numaralı kronların konnektör bölgesindedir. 23 ve 24 numaralı kronların konnektör bölgesinde ise 122,56 MPa stres gözlenmiştir. Ayrıca 23 numaralı kronun kole bölgesinde de artmış stres göze çarpmaktadır.

Abutment yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.13.b. de incelendiğinde, en yüksek stres değeri 510,20 MPa ile 23 numaralı abutmentin boyununun mezial bölgesinde izlenmiştir. 24 numaralı abutmentin boyun bölgesinde ise 280,53 MPa stres görülmüştür.

Abutment vida yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.13.c. de incelendiğinde 23 numaralı abutment vida yivlerinin koronalinde de stres artışı gözlenmekle birlikte en yüksek stres değeri 132,65 MPa ile 23 numaralı abutment vidası boynunda görülmüş. 24 numaralı abutment vidası boynunda ise 69,49 MPa stres gözlenmiştir.

İmplant yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.13.d. de değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 217,63 MPa ile 23 numaralı implant boynunda görülmüştür. 24 numaralı implant boynunda ise 90,89 MPa stres görülmüştür.



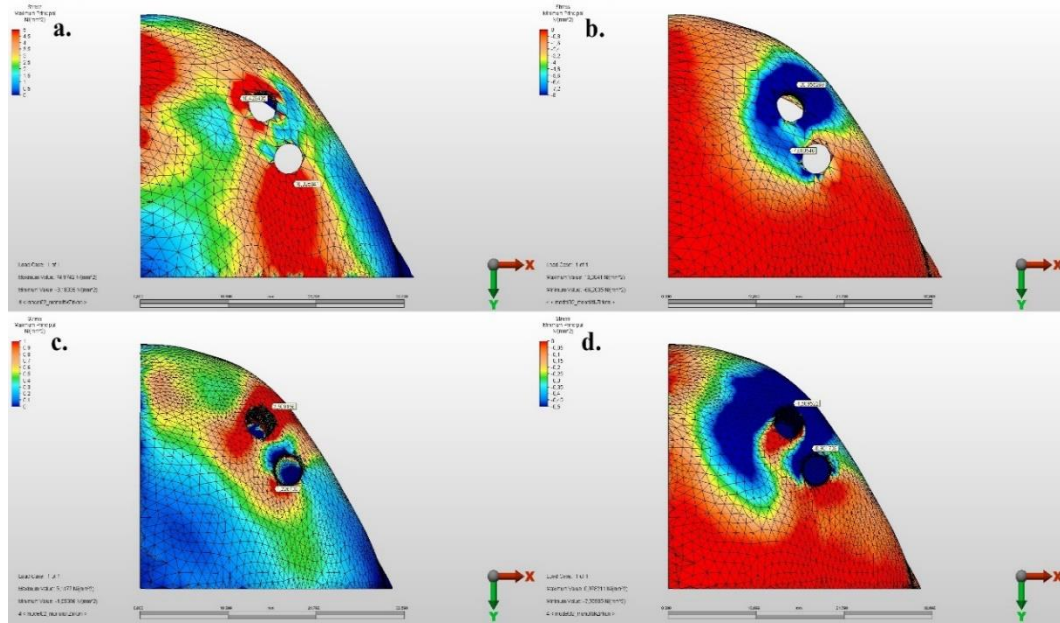
Şekil 4.13. a. Model-4'teki monolitik zirkonyaya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **b.** Model-4'teki abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. **c.** Model-4'teki abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm **d.** Model-4'teki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

Kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.14.a. da incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 10,42 MPa ile 23 numaralı implant socketinin mezio-bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketinin disto-palatinalindeki kortikal kemikte ise 10,32 MPa stres gözlenmiştir.

Kortikal kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.14.b. de değerlendirildiğinde en yüksek stres -20,35 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte gözlenmiştir. 24 numaralı implant socketinin palatinalindeki kemikte ise -7,60 MPa stres görülmüştür.

Spongioz kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.14.c. de incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 2,50 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketinin palatinalinde ise 1,22 MPa gerilme stresi gözlenmiştir.

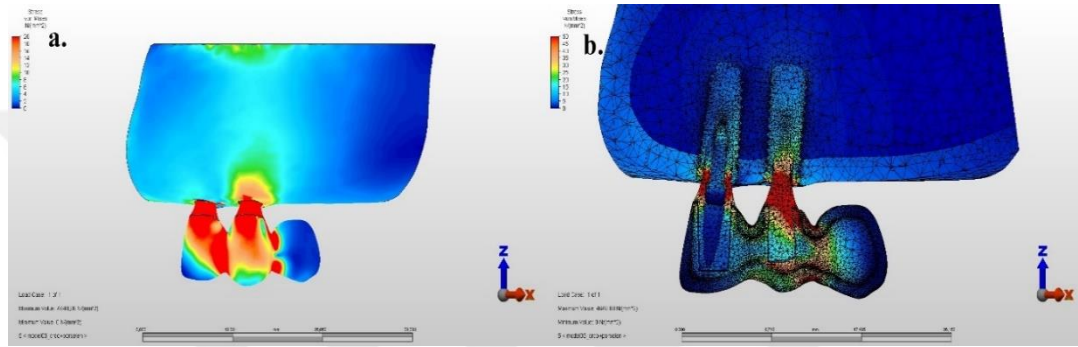
Spongioz kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.14.d. de incelendiğinde en yüksek stres -1,5895 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 24 numaralı implant socketi çevresinde ise -0,9017 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.14. a. Model-4'teki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **b.** Model-4'teki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. **c.** Model-4'teki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **d.** Model-4'teki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.

4.5. Model-5'e (22-23 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) Ait Bulgular

Analiz sonuçlarına göre Von Mises stres dağılımları ana modelde (şekil 4.15.a.) ve mezio-distal kesit görüntülerinde (şekil 4.15.b.) incelendiğinde, kuvvet uygulanan bölgeler haricinde Model-5'te streslerin özellikle abutmentlerin boyun bölgesinde arttığı gözlenmiştir. En yüksek stres değeri 23 numaralı abutment boynunda görülmekle birlikte 23 ve 24 numaralı kronların konnektör bölgesinde ve 23 numaralı implant boyununun distalinde de streslerin arttığı izlenmektedir.



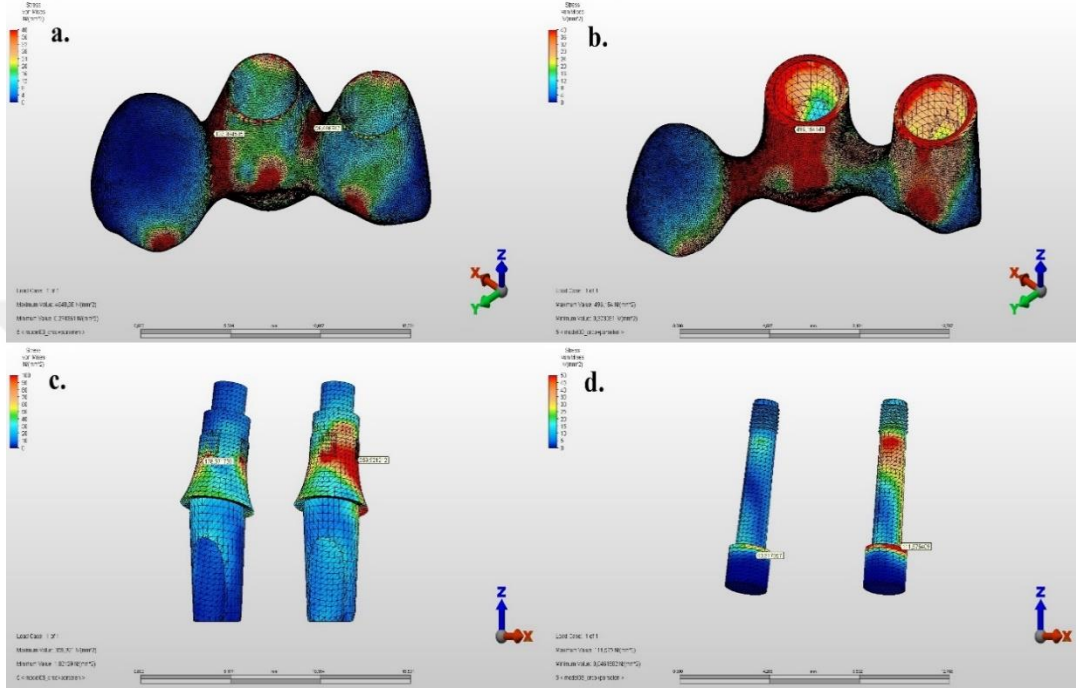
Şekil 4.15. a. Model-5'e ait Von Mises stres değerleri, ana model. **b.** Model-5'e ait Von Mises stres değerleri, mezio-distal kesit görünümü.

Porselen yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.16.a. da incelendiğinde en yüksek stres değeri 137,89 MPa ile 23-24 numaralı kronların konnektör bölgesinde görülmüştür. 22-23 numaralı kronların konnektör bölgesinde ise 56,46 MPa stres gözlenmiştir.

Metal alt yapıdaki streslere şekil 4.16.b. de bakıldığında 23 numaralı kromda yaygın stres dağılımı izlenmiş, en yüksek Von Mises stres değeri 496,15 MPa ile 23 numaralı kronun servikal bölgesinde görülmüştür.

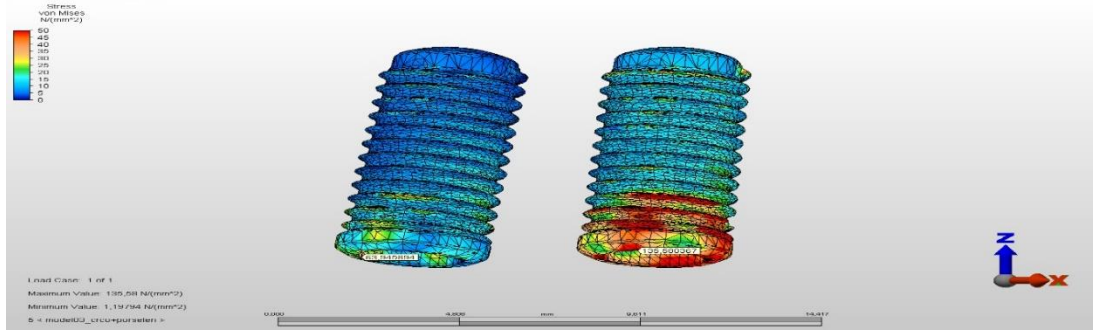
Abutment yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.16.c. de incelendiğinde en yüksek stres değeri 359,92 MPa ile 23 numaralı abutment boyununun distal bölgesinde görülmüştür. 22 numaralı abutment boyun bölgesinde ise 178,57 MPa stres değeri gözlenmiştir.

Abutment vida yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.16.d. de değerlendirildiğinde 23 numaralı abutment vida yivlerinin koronalinde de stres artışı gözlenmekle birlikte en yüksek Von Mises stres değeri 111,57 MPa ile 23 numaralı abutment vidasının boyun bölgesinde görülmüştür 22 numaralı abutment vidası boynunda ise 40,31 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.16. a. Model-5'te porselene ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **b.** Model-5'te metal alt yapıya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **c.** Model-5'te abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. **d.** Model-5'te abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

İmplant yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.17. de değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 135,58 MPa ile 23 numaralı implant boynunda görülmüştür. 22 numaralı implant boynunda ise 63,94 MPa stres görülmüştür.



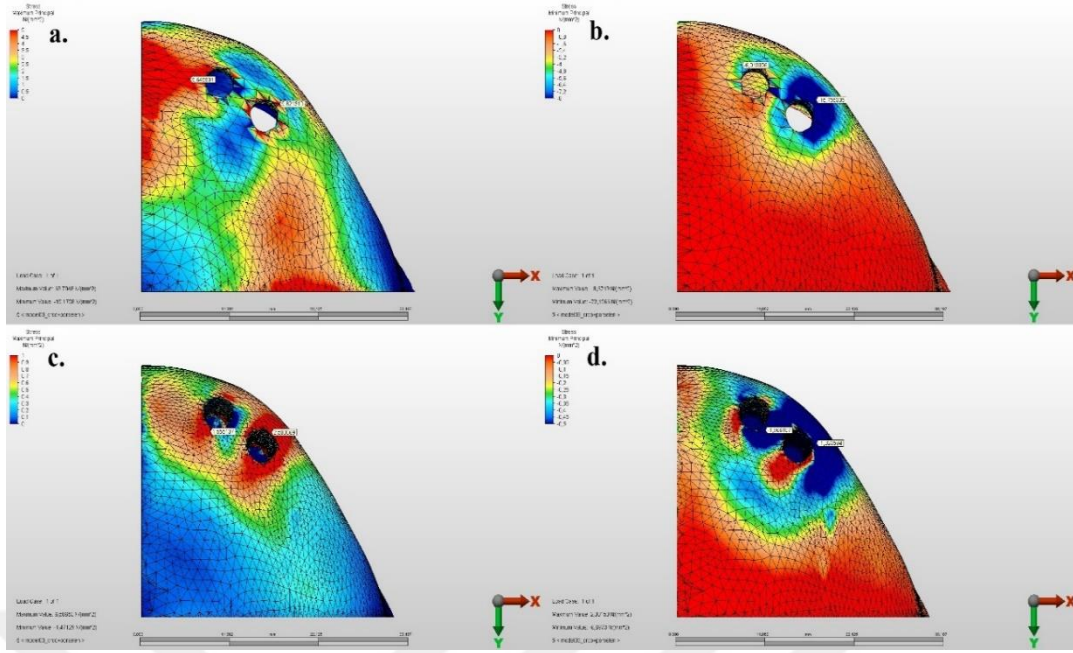
Şekil 4.17. Model-5'teki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

Kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.18.a. da incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 5,82 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 22 numaralı implant socketi etrafındaki kortikal kemikte ise 5,64 MPa stres gözlenmiştir.

Kortikal kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.18.b. de değerlendirildiğinde en yüksek stres -15,75 MPa ile 23 numaralı implant socketinin çevresindeki kemikte gözlenmiştir. 22 numaralı implant socketinin çevresindeki kemikte ise -6,01 MPa stres görülmüştür.

Spongios kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.18.c. de incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 2,50 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 22 numaralı implant socketinin palatinalinde ise 1,55 MPa gerilme stresi gözlenmiştir.

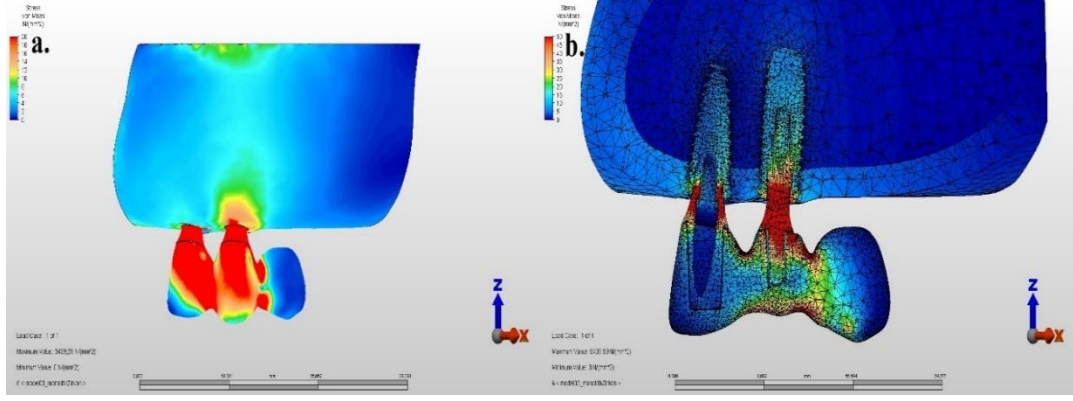
Spongios kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.18.d. de incelendiğinde en yüksek stres -1,9661 MPa ile 22 numaralı implant socketinin mezialindeki kemikte görülmüştür. 23 numaralı implant socketi çevresinde ise -1,3235 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.18. a. Model-5'teki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **b.** Model-5'teki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. **c.** Model-5'teki spongioz kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **d.** Model-5'teki spongioz kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.

4.6. Model-6'ya (22-23 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) Ait Bulgular

Analiz sonuçlarına göre Von Mises stres dağılımları ana modelde (şekil 4.19.a.) ve mezio-distal kesit görüntülerinde (şekil 4.19.b.) incelendiğinde, kuvvet uygulanan bölgeler haricinde Model-6'da streslerin özellikle abutmentlerin boyun bölgesinde arttığı gözlenmiştir. En yüksek stres değeri 23 numaralı abutment boynunda görülmekle birlikte; kronların konnektör bölgelerinde ve 23 numaralı implant boynunun distalinde de stres artışı izlenmektedir.



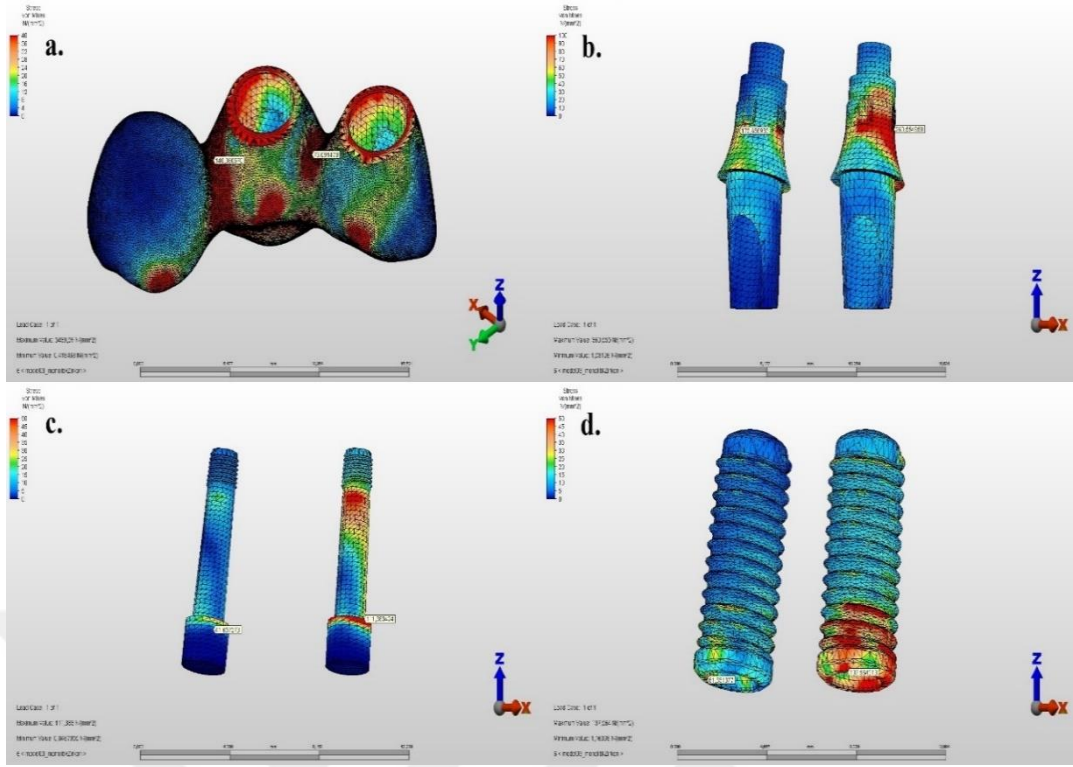
Şekil 4.19. a. Model-6'ya ait Von Mises stres değerleri, ana model **b.** Model-6'ya ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal kesit görünümü.

Monolitik zirkonya yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.20.a. da incelendiğinde en yüksek stres değeri 140,36 MPa ile 23-24 numaralı kronların konnektör bölgesinde görülmüştür. 22-23 numaralı kronların konnektör bölgesinde ise 76,09 MPa stres gözlenmiştir.

Abutment yapısındaki Von Mises stres dağılımları şekil 4.20.b. de incelendiğinde en yüksek stres değeri 360,55 MPa ile 23 numaralı abutment boyununun distal bölgesinde görülmüştür. 22 numaralı abutment boyun bölgesinde ise 173,65 MPa stres değeri gözlenmiştir.

Abutment vida yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.20.c. de değerlendirildiğinde 23 numaralı abutment vida yivlerinin koronalinde de stres artışı gözlenmekle birlikte en yüksek Von Mises stres değeri 111,38 MPa ile 23 numaralı abutment vidasının boyun bölgesinde görülmüştür 22 numaralı abutment vidası boynunda ise 41,65 MPa stres gözlenmiştir.

İmplant yapısındaki Von Mises stresleri şekil 4.20.d. de değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 137,56 MPa ile 23 numaralı implant boynunda görülmüştür. 22 numaralı implant boynunda ise 61,53 MPa stres görülmüştür.



Şekil 4.20. a. Model-6'daki monolitik zirkonyaya ait Von Mises stres değerleri, mezio-palatinal üst açılı görünüm. **b.** Model-6'daki abutmentlere ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm. **c.** Model-6'daki abutment vidalarına ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm **d.** Model-6'daki implantlara ait Von Mises stres değerleri, mezio-bukkal görünüm.

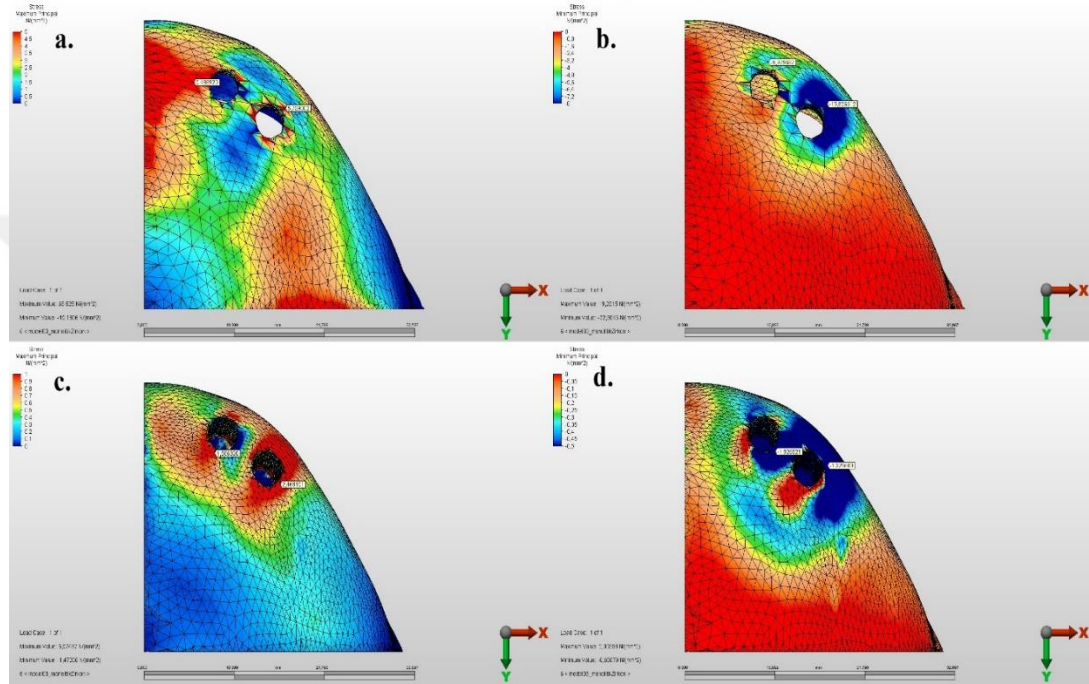
Kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.21.a. da incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 5,73 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki kemikte görülmüştür. 22 numaralı implant socketi etrafındaki kortikal kemikte ise 5,48 MPa stres gözlenmiştir.

Kortikal kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.21.b. de değerlendirildiğinde en yüksek stres -15,82 MPa ile 23 numaralı implant socketinin çevresindeki kemikte gözlenmiştir. 22 numaralı implant socketinin çevresindeki kemikte ise -5,97 MPa stres görülmüştür.

Spongios kemik yapısındaki gerilme stresleri şekil 4.21.c. de incelendiğinde en yüksek gerilme stresi 2,46 MPa ile 23 numaralı implant socketinin bukkalindeki

kemikte görülmüştür. 22 numaralı implant socketinin palatinalindeki kemikte ise 1,58 MPa gerilme stresi gözlenmiştir.

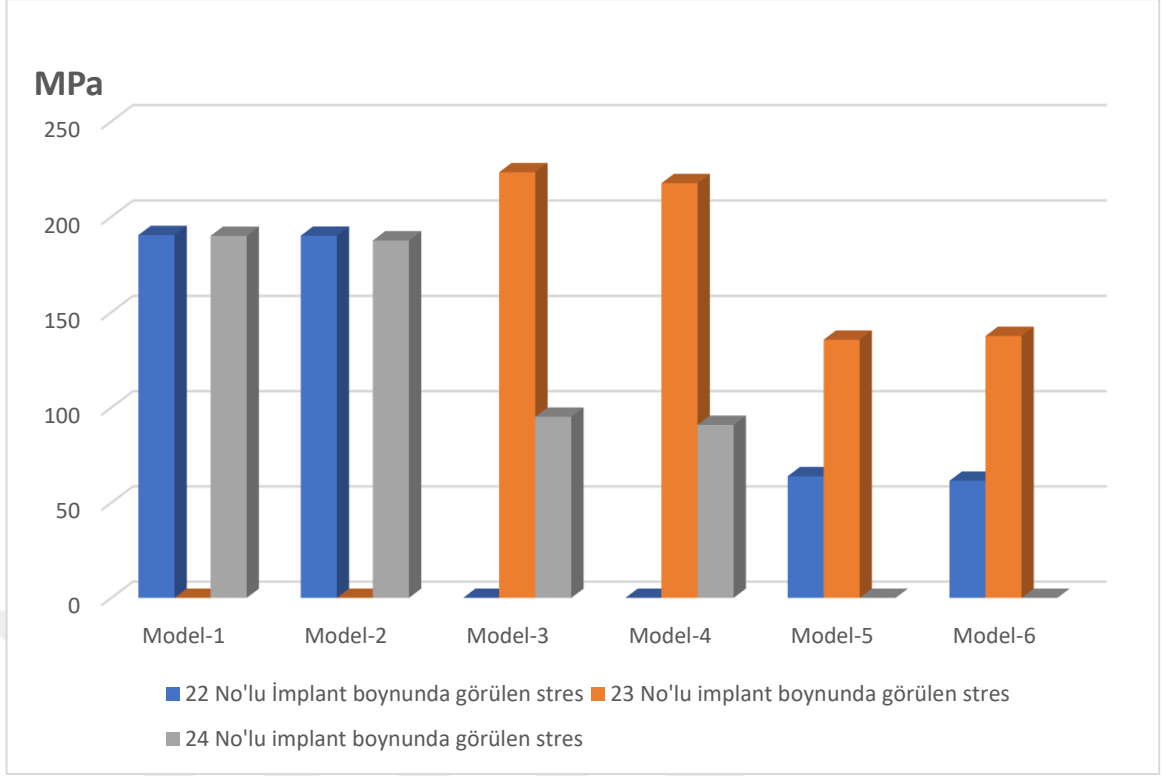
Spongios kemik yapısındaki sıkışma stresleri şekil 4.21.d. de incelendiğinde en yüksek stres -1,9263 MPa ile 22 numaralı implant socketinin mezialindeki kemikte görülmüştür. 23 numaralı implant socketi çevresinde ise -1,3266 MPa stres gözlenmiştir.



Şekil 4.21. a. Model-6'daki kortikal kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **b.** Model-6'daki kortikal kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm. **c.** Model-6'daki spongios kemiğe ait gerilme stresleri, oklüzal görünüm. **d.** Model-6'daki spongios kemiğe ait sıkışma stresleri, oklüzal görünüm.

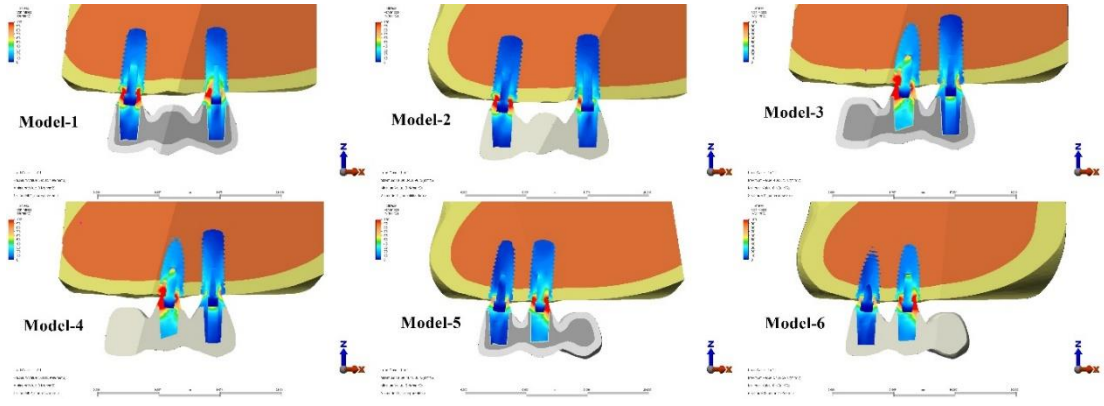
4.7. Tüm Modellerin Karşılaştırmalı Görsel ve Grafiksel Analizi

Modellere ait, implantların boyun bölgelerinde görülen Von Mises stres değerleri ve kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri karşılaştırmalı olarak oluşturulan grafiklerle aşağıda sunulmuştur.



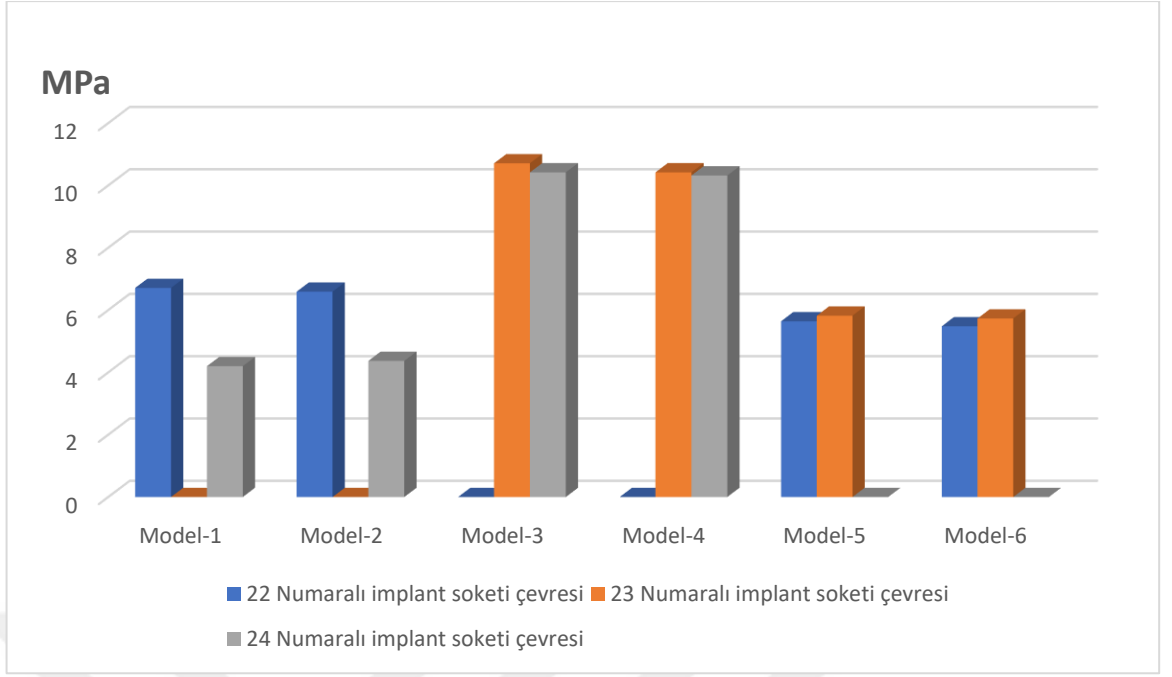
Şekil 4.22. İmplant yapısındaki Von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.

Tüm modeller arasında implantların boyun bölgelerindeki stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek stres değeri lateral kantileverli Model-3'te (23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) 23 numaralı implant boynunda görülmektedir. Gözlenen en düşük stres değeri ise premolar kantileverli Model-6'da (22-23 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) 22 numaralı implant boynundadır. Genel bir değerlendirme yapıldığında, kantilerversiz restorasyon tasarımlarında (Model-1 ve Model-2) implantlar üzerine gelen yük dağılımları daha dengeli bulunmuştur.

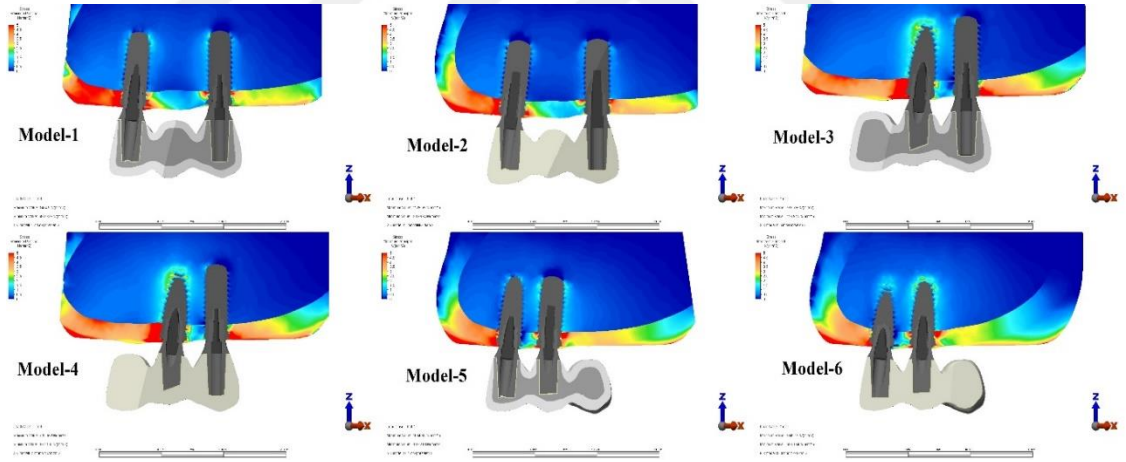


Şekil 4.23. Karşılaştırmalı olarak tüm modellerdeki implant, abutment ve abutment vidası yapısındaki Von Mises streslerinin kesit görünümü.

Protetik restorasyona desteklik sağlayan dental implant bileşenlerindeki (implant, abutment ve abutment vidası) stres dağılımları değerlendirildiğinde tüm modellerde streslerin özellikle abutmentler tarafından karşılandığı gözlenmiştir. Abutmentlerin boyun bölgelerinde biriken stresler karşılaştırıldığında en yüksek stresin lateral kantileverli Model-3'te (23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) 23 numaralı abutment boynunda; en düşük stresin premolar kantileverli Model-6'da (22-23 implant yerleşimli monolitik zirkonya restorasyon) 22 numaralı abutment boynunda olduğu görülmüştür. Kantileverli tasarımlarda kantilevere komşu abutmentlerde yüksek stres değerleri gözlenirken, kantileversiz tasarımlarda streslerin daha dengeli dağıldığı gözlenmiştir.



Şekil 4.24. Kortikal kemik yapısındaki gerilme (çekme) streslerinin karşılaştırmalı grafiği.



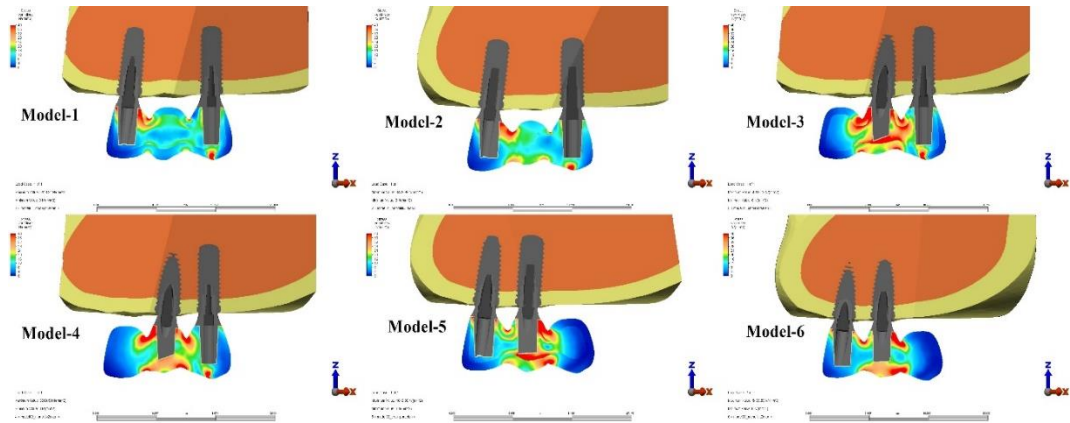
Şekil 4.25. Kortikal ve spongiöz kemik yapısındaki gerilme (çekme) streslerinin kesit görünümü.

Modellerdeki kortikal ve spongiöz kemiğe ait gerilme stresleri kesit görünümünde incelendiğinde; Model-1’de (22-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) 22 numaralı implant boyununun mezialindeki kemikte yaygın bir stres artışı gözlenmiştir. Kantileversiz restorasyon tasarımlarına göre kantileverli (Model-3, Model-4, Model-5 ve Model-6) tasarımlarda uzaktaki

implant soketleri çevresindeki kemik yapısında stres artışlarına rastlanmıştır. Kantileverli restorasyon tasarımları kendi arasında kıyaslandığında premolar kantileverli tasarımlarda (Model-5 ve Model-6) daha düşük stres yoğunlaşmıştır.

Tüm modellerde kortikal kemik yapısındaki gerilme stresleri; implant soketleri çevresindeki en yüksek değerler baz alınarak değerlendirildiğinde en yüksek kortikal kemik gerilme stresi lateral kantileverli Model-3'te (23-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) 23 numaralı implant soketi çevresinde; en düşük gerilme stresi kantileversiz Model-1'de (22-24 implant yerleşimli metal destekli porselen restorasyon) 24 numaralı implant soketi çevresindeki kemikte görülmüştür. İmplant soketleri etrafındaki kortikal kemiğe ait stres dağılımları incelendiğinde lateral kantileverli (Model-3 ve Model-4) ve premolar kantileverli (Model-5 ve Model-6) tasarımlarda daha dengeli stres dağılımları izlenmiştir. Buna rağmen lateral kantileverli tasarımlarda (Model-3 ve Model-4) kortikal kemik yapısındaki streslerde belirgin bir artış görülmüştür.

Farklı restoratif materyallere ait modeller karşılaştırıldığında, metal destekli porselen veya monolitik zirkonya kullanılan modellerde kemik dokusunda benzer stres dağılım ve miktarları görülmüştür.



Şekil 4.26. Restorasyon materyallerindeki (metal destekli restorasyon ve monolitik zirkonya) Von Mises streslerinin kesit görünümü.

İmplant konumlarının aynı ancak kullanılan restoratif materyalin farklı olduğu durumlar kıyaslandığında, metal destekli porselen kullanılan modellerle monolitik zirkonya kullanılan modeller arasında kemiğe, implanta ve abutmente

iletilen stresler açısından belirgin bir fark olmasa da genellikle monolitik zirkonya kullanılan implant üstü protez tasarımlarında kemiğe, implanta ve abutmente önemsenmeyecek boyutta daha az stresler iletilmiştir. Ayrıca metal destekli porselen kullanılan tasarımlarda üst yapıdaki stresler değerlendirildiğinde stresler porselen yerine özellikle metal alt yapıda birikmiştir. Restoratif materyal değişiminin stres dağılımlarına belirgin etkisi olmayışı, kısıtlı sayıdaki literatür çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir.

MODELLER	<i>Abutment</i>			<i>Abutment vidası</i>			<i>İmplant</i>			<i>Kortikal kemik</i>		
	22	23	24	22	23	24	22	23	24	22	23	24
Model-1	500,2		304,94	150		113	190,4		190	6,71		4,2
Model-2	486,9		323,2	146		115	190		187,6	6,59		4,37
Model-3		523	292,7		133,7	72,3		223,3	95,1		10,71	10,42
Model-4		510,2	280,5		132,6	69,4		217,6	90,8		10,42	10,32
Model-5	178,5	359,9		40,3	111,5		63,9	135,5		5,64	5,82	
Model-6	173,6	360,5		41,6	111,3		61,5	137,5		5,48	5,73	

Tablo 4.1. Abutment, vida ve implant boyunlarındaki Von Mises, kortikal kemik yapısındaki gerilme streslerinin MPa biriminde değerleri.

5.TARTIŞMA

Dental implantlar, kısmi veya total dişsizliğin tedavisinde uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Dental implantların ve implant üstü protezlerin başarısını etkileyen en önemli unsurlar; protetik planlama ve biyomekanik kurallardır (Le ve ark 2014). Biyomekanik olarak dental implantların taşıma kapasitesini aşan oklüzal kuvvetler “ aşırı yük ” olarak tanımlanmaktadır (Isidor ve ark 1999). Oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün klinik olarak hesaplanması oldukça zordur. Bu yüzden son yıllarda dental implantlara ve çevresindeki kemiğe aktarılan yüklerin ve stres dağılımlarının analizinde sıklıkla sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmektedir (Bölükbaşı ve Yeniyo 2015).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, klinik değerlendirmenin mümkün olmadığı durumlarda dental implantların başarısını etkileyebilecek çeşitli biyomekanik risk faktörlerinin değerlendirilmesine olanak tanır (Bölükbaşı ve Yeniyo 2015). Koşulların kolaylıkla değiştirilebiliyor olması, tekrarlanabilirliğinin kolay olması, daha detaylı ve kesin analiz sonuçları verebilmesi ve göreceli olarak maliyetinin daha düşük olması gibi avantajlarından ötürü yapılan birçok çalışmada, strain gauge stres analiz yöntemine ve fotoelastik analiz yöntemine göre SESA yönteminin daha uygun olduğu belirtilmiştir (İnan ve ark 2009) (Assunção ve ark 2009). Literatür gözden geçirildiğinde, mandibula çalışmalarıyla karşılaştırıldığında maksillada sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılan kısıtlı sayıda araştırma olduğu görülmektedir. Bunun asıl sebebi, maksillanın karmaşık anatomik yapısı nedeniyle gerçekçi bir şekilde modellenememesidir (Tepper ve ark 2002) (Lin ve ark 2008).

Kuvvetlerin azaltılması adına implant sayıları ve bazı implant konumları kritik öneme sahiptir. Tamamen veya kısmi dişsiz hastaların tedavilerinde implantlar çeşitli sayı ve konumlarda uygulanabilse de halen fikir ayrılıkları görülmektedir. Carl E. Misch'e (2007) göre çene; ön keser bölgesi (santral ve lateral dişler) kaninler bölgesi ve posterior bölgesi (her iki taraf premolar-molar dişler) olmak üzere 5 segmentten oluşmaktadır, buna göre protetik planlamada biyomekanik koşullar göz önüne alındığında arktaki dişsiz boşluk birden fazla segmenti içeriyorsa her segmente birer implant yerleştirilmelidir. Yapılan

çalışmalarda ise, tam dişsiz hastalarda genellikle 3 segmenti dikkate alan protetik planlamalar mevcuttur (anterior dişsiz bölge ve bilateral posterior bölgeler) (Bölükbaşı ve Yenyol 2015). Tüm bunlara rağmen özellikle anterior segmenti de içeren implant üstü protez planlamalarında estetiği değerlendirebilecek yeterli klinik veri bulunurken; biyomekanik olarak yeterince kanıt mevcut değildir.

Bu bilgiler ışığında alışmamızda SESA yöntemi tercih edilmiş, arkın 3 farklı segmentini de içeren; maksillanın en kurvatrl bölgesi tercih edilmiştir. (anterior, kanin ve posterior segment) alışmamızın amacı parsiyel dişsiz hastaların tedavisi için implant konumlarının planlanmasında klinisyenlere biyomekanik referans sağlamaktır.

Okumura ve ark. (2011)  boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile maksillayı tamamen ve segment segment modelleyerek yaptıkları çalışmada gerinim dağılımlarını incelemiş ve buna göre çalışmalarda maksillanın tamamının modellenmesinin daha gerçekçi veriler sunacağını belirtmişlerdir. Çalışmamızda maksillanın tamamı referans alınarak sadece 22-23-24 numaralı eksik diş bölgeleri modellenerek analiz yapılmıştır.

Çalışmamıza benzer araştırmalar incelendiğinde, anterior maksillada yapılan bir çalışmada, SESA çalışmalarının belirli bir kişinin çene modeli yerine ideal bir çene modeli üzerinde yapılmasının klinik kullanıma daha uygun sonuçlar vereceğine inanılmaktadır. Sağat ve ark. (2010) farklı boyut ve formdaki arklara yerleştirilen protezler için implantlar arasındaki mesafenin farklı olması nedeniyle peri-implant kemik üzerinde ölçülen gerinim değerlerinin değerlebileceğini bildirmiştir. Çalışmamızda, tam dişsiz erişkin bir hastanın çekilen tomografi görüntülerinden yola çıkılarak yeni bir üst çene modeli hazırlanmış olup; Türk ırkında en yaygın görülen “U” şeklinde alveolar ark modellenmiştir (Bilgin 1989).

Doğal diş kaybını takiben maksillanın rezorpsiyon paterni anterior bölgeye implant uygulamasını zorlaştırmaktadır. Doğal dişlerin alveolar arktaki aılıarı incelendiğinde, santral dişler için 28°, lateral dişler için 26°, kanin dişler için ise 16° olduğu saptanmıştır (Nelson 2009). Dental implantlar, doğal dişlere göre daha yukarı ve palatine yerleştirilmelidir. Sadrimanesh ve ark. (2012) anterior

maksillada farklı labial açılardaki implantların etrafındaki stres dağılımını analiz ettikleri çalışmalarında, sabit açı arttıkça implantların labialinde; kortikal kemik üzerinde oluşan stres değerinin arttığını bildirmişlerdir. Literatüre bakıldığında, anterior maksillada yapılan bir SESA çalışmasında, lateral diş bölgesindeki implantın frontal düzlemle yaptığı açı 20° , kanin diş bölgesindeki implantın frontal düzlemle yaptığı açı ise 10° olacak şekilde modelleme yapıldığı görülmüştür (Bölükbaşı ve Yenyol 2015). Çalışmamızda maksiller lateral, kanin ve 1. premolar diş bölgelerine uygulanan implantlar, maksillar ark kurvatürünü takip edecek şekilde uygun açılarda modellenmiştir

İmplant üstü sabit protezlerde restorasyon materyali ve abutment bağlantısı, vida tutuculu ya da siman tutuculu şeklinde olabilir. Farklı klinik vakalarda uygun kriterlere göre simante ya da vidalı protez planlanabilir. Ancak, özellikle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerde vidalı protez tercih edilmemektedir (Tuzlali ve ark 2018). Uygun açılarda yerleştirilemeyen implant konumlarının telafisinde pasif uyum açısından daha iyi olan simante sistemler, anterior bölgelerde ideal olarak kabul edilmektedir (Wittneben ve ark 2017) (Michalakis ve ark 2003). Çalışmamızın büyük bir bölümü maksilla anterior bölgeyi kapsadığından, çalışmamızda simante implant üstü protez modellenmiştir.

İdeal pozisyonlarda veya farklı pozisyonlarda lokalize implantlar dahil olmak üzere farklı klinik senaryolarda kullanılan abutment açılarının, peri-implant kemiğe iletilen stres seviyesini etkileyeceği unutulmamalıdır. Tian ve ark. (2012) yaptıkları SESA çalışmasında, implantlar ideal pozisyonlara yerleştirilemediğinde açılı abutment kullanımının stresi azalttığını bildirmiştir. Clelland ve ark. (1992) anterior maksillaya yerleştirilen bir implantta açılı abutment kullanılmasının stres ve gerinim değerlerine olan etkisini incelemişlerdir. 0° , 15° ve 20° açılara sahip abutmentler üzerine 178 N'luk çiğneme kuvveti abutmentlerin uzun eksenine doğrultusunda uygulanmıştır. Abutment açısının 0° 'den 15° 'ye çıkmasının gerilme değerlerini değiştirmediği, açı 15° 'den 20° 'ye çıktığında ise yaklaşık %10'luk bir gerilim artışının olduğu bulunmuştur. Gerinim değerleri incelendiğinde, açıdaki her artışın gerinim miktarını yaklaşık %20 oranında arttırdığı bulunmuştur. Koosha ve ark. (2017) üst çene ön bölgedeki implant destekli sabit protezlerde abutment açısı

(0° ve 20°) ve materyalinin kemik yapısındaki stres dağılımına etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle inceledikleri çalışmalarında, açılı abutment kullanımının abutment yapısındaki stresi ve gerinimi arttırmasına rağmen, etrafındaki kemikte stres ve gerinimi azalttığını ortaya koymuşlardır. Özyanat ve ark. (2013) simante implant destekli sabit protezlerde açılı abutment kullanım sıklığını araştırdıkları çalışmalarında maksiller anterior bölgede sıklıkla açılı abutment kullanıldığını tespit etmişlerdir. Çalışmamızda ise lateral ve kanin diş bölgelerinde 15° açılı abutment, 1.premolar diş bölgesinde ise düz abutment kullanılmıştır.

Kemikte potansiyel rezorpsiyonun önlenmesi için implantlar arasındaki mesafenin minimum 3 mm olması gerektiği düşünülmektedir. Tarnow ve ark. (2000) iki implant arasındaki mesafe 3 mm'yi aştığında krestal kemik kaybının 0,45 mm; 3 mm'den daha az olduğunda krestal kemik kaybının 1,04 mm olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, modellenen implantlar arasında ise minimum 3.2 mm mesafe bulunmaktadır.

Trabeküler ve kortikal kemik yapısı aslında anizotropik ve viskoelastiktir. Bu yüzden homojen bir yapı görünümünde olamazlar. Zaten doğada %100 homojen ve izotropik bir materyal bulunmamaktadır. Ancak SESA çalışmalarının diş hekimliği alanındaki araştırmalarında kortikal ve spongioz kemik sıklıkla lineer, homojen ve izotropik kabul edilir (Sagat ve ark 2010). Modelleme için girilen ortalama değerlerle birlikte materyalin izotropik ve homojen kabul edilmesinin, analiz sonuçlarının doğruluğunu belirgin bir şekilde etkilemeyeceği düşünülmektedir (Eskitascioglu ve ark 2004) (Balık 2007). Çalışmamızda da kortikal ve spongioz kemik yapısına ilaveten modellerde kullanılan tüm materyaller homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir.

Dental implantlar üzerine yapılan SESA çalışmalarında osseointegrasyon düzeyini tam olarak modele yansıtmak imkansızdır (Kohal ve ark 2002). Işık mikroskopuyla yapılan incelemeler neticesinde kemik-implant temasının %100 olduğu görülse de histolojik veriler bu durumla örtüşmemektedir (Gultekin ve ark 2012) (Geng ve ark 2001). Ancak SESA yönteminde bu durum modele tamamen yansıtılamayacağı için çalışmalarda osseointegrasyon düzeyi %100 olarak kabul

edilmektedir (Tabata ve ark 2011). Bizim çalışmamızda da osseointegrasyon düzeyi %100 olarak kabul edilmiştir.

Doğal dentisyonda, dişlerin lokalizasyonuna göre çiğneme kuvveti farklılık göstermektedir (Carl E. 2011). Posteriora doğru çiğneme kuvvetlerinin arttığı ve çiğneme kuvveti değerlerinin 100-2440 N aralığında olduğu belirlenmiştir (Ferrario ve ark 2004). Ancak bu değerler dental implantların varlığında doğal dentisyona kıyasla farklılıklar sergilemektedir. Örneğin posterior bölgelerde doğal dişler üzerine gelen oklüzal kuvvetler 390-880 N aralığında olsa da dental implantların varlığında bu skala 42-412 N aralığındadır (Lan ve ark 2016). Gümrükçü ve ark. (2018) atrofik tam dişsiz maksillaya yerleştirilen 5 implantlı modelde yaptıkları SESA çalışmasında 1.premolar, 2.premolar ve 1.molar dişlerin fonksiyonel tüberküllerine 150 N'luk oblik kuvvetle yarım çene için toplam 450 N büyüklüğünde kuvvet uygulamışlardır. Bölükbaşı ve ark. (2015) anterior maksillada implantların sayı ve konumunun gerinim değerlerine olan etkisini inceledikleri SESA çalışmasında anterior dişlere singulum bölgesinden 45° açıyla dikey 100 N'luk oklüzal kuvvetler uygulamışlardır. Çalışmamızda ise lateralde ve kaninde kronun singulumundan 45° açıyla tek koşulda 150 N, 1. premolarda ise santral fossadan 75 N ve fonksiyonel tüberkül (palatinal cusp) tepesinden 75 N olacak şekilde iki koşulda ve tüm restorasyon bölgesi için toplamda 450 N büyüklüğünde dikey kuvvetler uygulanmıştır.

Dental implantlara, abutmente veya kronlara kuvvet uygulanması, sonuçların güvenilirliğini etkilemektedir. Kronlara çiğneme kuvvetlerinin uygulanması daha gerçekçi sonuçlar sağlamaktadır. İmplantların uzun eksenli boyunca uygulanan kuvvetler, alt ve üst kesici dişlerin başa baş (tetatet) kapanışta olduğu durumu temsil etmektedir. Çiğneme esnasında bu tarz bir kapanış, bozuk alt üst çene ilişkisi olan hastaların sadece belirli bir kısmında görülmektedir. Kronların singulum bölgelerinden bukkal ve apikal yönde uygulanan dikey kuvvetler ise; mandibular kesici dişlerin maksiller kesici dişlerin palatinal yüzeyine en yakın konumunu yansıtır. Diğer bir deyişle bu konumun sentrik oklüzyon kapanışı olduğu düşünülmektedir (Saab ve ark 2007), SESA çalışmaları gözden geçirildiğinde yapılan çalışmalarda oklüzal kuvvetleri; Clelland ve ark. (1995) implantların uzun

ekseni yönünde, Hsu ve ark. (2007) implantın uzun eksenine 0°, 30° ve 60° açılarda, Saab ve ark. (2007) ise kronların singulum bölgelerinden uygulamışlardır. Çalışmamızda ise oklüzal kuvvetler, kronlara uygulanmıştır.

Abutment ve kron arasındaki siman aralığı çok incedir. Literatüre bakıldığında marjinal uyum açısından 120 µm'nin üzerindeki siman aralığı değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde değildir (Goldin ve ark 2005). St. Venant ilkesi, bir sınıra uygulanan yükten makul bir uzaklıkta bulunan gerilmelerin, bu yükün statik eşdeğer bir yüke dönüşmesi halinde önemli oranda değişim göstermeyeceğini savunur. Gerilim ve gerinim dağılımı yalnızca yükün uygulandığı noktanın yakınındaki bölgelerde değişim gösterir. Yapılan birçok SESA çalışmasında bu prensipten ötürü mukoza kalınlığı ve siman aralığı gibi ince detaylar göz ardı edilmiş; bu durumun çalışma sonuçlarına etkisinin minimal olacağı düşünülmüştür. Çalışmamızda ise siman aralığı analize dahil edilmiş olup 100 µm olarak belirlenmiştir. Mukoza ise analize dahil edilmemiştir sadece görsel olarak sunulmuştur.

SESA yöntemiyle protez bileşenlerindeki stres dağılımları incelenen çalışmalarda, üst yapının detaylı bir şekilde modellenmesine dikkat edilirken; abutment vidasının modellenmesinin gerekli olmadığını bildiren çalışmalar mevcuttur. (Zampelis ve ark 2007) Çalışmalar gözden geçirildiğinde abutment-implant bağlantısı genelde birleşik kabul edilmiş; abutment vidaları modellenmemiştir. Çalışmamızda ise abutment vidaları modellenmiştir. Vida boşluğunun üzeri kompozit materyali ile kapatılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin, düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan birçok farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir (Trivedi 2014). Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi) ve kesme stresleri olmak

üzere iki grupta toplanır. Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere principle stres denir. Principle stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Maksimum principle stres, pozitif bir değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme (çekme) stresini ifade eder. Minimum principle stres, negatif bir değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma (basma) stresini ifade eder. Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır (Menicucci ve ark 1998).

Kemik dokusu sıkışma (basma) streslerine, gerilme (çekme) streslerine göre daha dayanıklıdır. Spongioz kemiğe göre kortikal kemiğin, daha rijit oluşu ve dış katmanda bulunması sebebiyle dental implantların üzerine gelen kuvvetlerin büyük bir çoğunluğu kortikal kemik tarafından karşılanmaktadır. Bu yüzden kortikal kemikte daha fazla stres yoğunluğu görülür. (Tekin ve ark 2019) Çalışmamızda hem çekme (maksimum principle) hem basma (minimum principle) stresleri değerlendirilmiştir. Ancak anlamlı veriler sunabilmek için kemiğin çekme streslerine daha dirençsiz oluşu sebebiyle, bu bilgilerden yola çıkarak kortikal kemik yapısındaki çekme stresleri daha detaylı analiz edilmiştir. Çalışmamız literatür bilgileriyle paralellik göstermiş, kortikal kemik yapısındaki basma ve çekme stresleri, spongioz kemiğe oranla tüm modellerde daha yüksek değerde görülmüştür.

Çalışmamızın amacı, maksillada lateral, kanin ve 1. premolar dişlerin yokluğunda implantlardaki konum farklılığının implant üstü protez bileşenlerindeki streslere etkisini değerlendirerek uygun protetik planlamaya hizmet etmektir. Bunun yanı sıra restoratif materyal seçimi de değerlendirme kriterlerimiz arasındadır. Çalışmamızda, implant konumları ve restoratif materyal gibi önemli değerlendirme kriterleri haricindeki; implant çapları, uygulanan oklüzal kuvvet şiddeti, siman aralığı vb. birçok husus standardize edilmeye çalışılmıştır. Ancak bu şekildeki bir standardizasyon ile doğru bir değerlendirme yapılacağı düşünülmüştür. Literatürde kısıtlı sayıda çalışma olması, çalışmamıza benzer bir

araştırma olmaması sebebiyle analiz sonuçlarını karşılaştırabileceğimiz çok fazla seçenek yoktur. Buna rağmen çalışmamızın en önemli tartışma konusu genel bilgiler bölümünde de bahsedilen Misch'e ait implant üstü protezlerde planlama bilgileridir. Sabit protez aksiyomu dikkate alındığında terminal destekler, gerek diş üzeri gerekse implant üzeri protezlerde kantileverli restorasyondan kaçınmak için kilit konumlardır. Ancak Carl E. Misch (2007) bunun bir istisnası olarak, maksiller lateral, kanin ve 1. premolar diş eksikliği bulunan kısmi dişsiz vakalarda 1. premolar ve kanin diş bölgelerinin kilit implant konumu olduğunu belirtmektedir. Lateral dişlerin ebat olarak küçük olmasını, anteriorda ısırma kuvvetlerinin düşük düzeyde oluşunu ve estetik sebepleri öne sürerek protetik planlama kantilever içeriyor olsa dahi böyle bir klinik durumda iki implant üzeri lateral kantileverli implant üstü sabit protez planlamasını tavsiye etmektedir (Misch 2007). Öte yandan bizim çalışmamızdaki sonuçları genel olarak değerlendirecek olursak; kantileverli protez tasarımlarında stresler her iki implant bölgesine dengeli bir şekilde dağılmamıştır. Kantilevere yakın bölgelerde stres artışları gözlenmiştir. Fakat premolar kantileverli tasarımlar her iki implant bölgesinde dengeli bir stres dağılımı göstermemesine rağmen, birçok alanda kantileversiz tasarımlardan bile düşük stres düzeyleri sergilemiştir. Lateral kantileverli restorasyon tasarımlarında ise kantileversiz ve premolar kantileverli tasarımlara oranla pek çok bölgede belirgin stres artışları gözlenmiştir. Çalışma sonuçlarımızın Carl E. Misch ile paralellik göstermediği görülmüştür. Bunun sebebi olarak, çalışmamızda her bir diş bölgesinde aynı büyüklükte oklüzal kuvvet uygulamamız; anteriora doğru azalacak şekilde oklüzal kuvvet uygulamamız gösterilebilir. Ayrıca kuvvetleri uygulama açımızın da analiz sonuçlarını etkileyebileceği düşünülmektedir. Bir diğer husus ise yapılan birçok çalışmada, lateral diş bölgesinde diğer bölgelere göre daha dar çaplı implantlar uygulanmıştır. Çalışmamızda tüm bölgelerde 4.1 mm çapında implantlar uygulanmıştır.

2020 yılında Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yapılan bir tez çalışmasında, maksiller kanin ve posterior dişlerin yokluğunda 5 diş eksikliği üzerine SESA yöntemiyle 3 implant üzeri sabit protez tasarlanmıştır. 13-17 numaralı implant yerleşimleri sabit tutularak aradaki implant 14, 15 ve 16 numaralı diş bölgelerine yerleştirilmiş; 3 farklı implant yerleşimi modellenmiştir. Yapılan

Çalışmada st yapı materyali olarak metal destekli porselen ve zirkonya alt yapılı porselen kullanılmış; restorasyon materyali değişiminin stres dağılımına belirgin bir şekilde etki etmediği görülmüştür (Emekli Mehmet 2020). Çalışmamızda elde edilen analiz sonuçları bu çalışmayla paralellik göstermiştir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamız neticesinde maksiller lateral, kanin ve 1. premolar diş eksikliğinde iki implant üzeri yapılan sabit protezlerde, farklı implant yerleşimlerinde implant üstü protez bileşenlerindeki stres dağılımları değişmiştir. Bu yüzden çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Sonuç olarak:

1. İmplantların boyun bölgelerindeki stresler karşılaştırıldığında, tüm modeller arasında en yüksek Von Mises stres değerleri lateral kantileverli restorasyon tasarımlarında 23 numaralı implant boyunlarında oluşmaktadır.
2. İmplant üstü protez bileşenlerindeki stresler değerlendirildiğinde, streslerin özellikle abutmentta yoğunlaştığı sergilenmektedir. Tüm modeller arasında abutmentlarda gözlenen en yüksek stres değerleri lateral kantileverli restorasyon tasarımlarında 23 numaralı abutment boyunlarında oluşmuştur.
3. İmplant soketleri çevresindeki en yüksek değerler göz önüne alınarak kortikal kemik yapısındaki çekme stresleri incelendiğinde, en yüksek çekme stresi değerleri lateral kantileverli restorasyon tasarımlarında 23 numaralı implant soketleri çevresindeki kortikal kemikte oluşmuştur.
4. Farklı restoratif materyallere ait modeller kıyaslandığında; materyale desteklik sağlayan implant bileşenlerinde ve kemik yapısında benzer stres dağılım ve miktarları göstermektedir. Belirgin bir fark olmasa da monolitik zirkonya kullanılan modellerde abutment, implant ve kemiğe daha az stresler iletilmektedir.
5. Tahmin edileceği üzere; kantileversiz restorasyon tasarımlarında her iki implant bileşenlerinde (implant, abutment, kortikal kemik) dengeli stres dağılımları oluşmaktadır. Kantileverli restorasyon tasarımlarında ise kantilevere yakın implant bileşenlerinde daha fazla stres yoğunlaşmaktadır.
6. Genel değerlendirmede tüm modeller arasında, birçok bileşende premolar kantileverli restorasyon tasarımlarındaki stres düzeyleri anlamlı derecede daha düşük düzeyde oluşmuştur. Aksine, lateral kantileverli restorasyon tasarımlarında ise gerilim şiddeti birçok bileşende en yüksek düzeyde izlenmiştir.

Ortaya çıkan sonuçlar sadece tasarladığımız modeller için geçerlidir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde; kortikal kemik kalınlığı, osseointegrasyon düzeyi, dental implant ve implant bileşenlerinin boyutları gibi birçok değişken veri için varsayımlar yapılır. Giriş verileri değiştiğinde sonuçların da değişeceği unutulmamalıdır. Bu yüzden kesin sonuçlara ulaşabilmek için, gelecekte farklı tip modellemeler yapılabilmesi ve uzun dönem takibi yapılabilecek klinik çalışmalarla desteklenmelidir.



7.KAYNAKLAR

- Adigüzel Ö, 2010. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 1, 18-23.
- Alagol FM, Aljammal AM, 2020. Effect of patient's age in the occlusal plane determinates by intra-oral landmarks in complete dentures.
- Albrektsson T, Wennerberg A, 2005. The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc*, 71, 5, 327.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A, 1986. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1, 1, 11-25.
- Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH, 2009. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20, 4, 1173-7.
- Atila G, 1993. A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century BC). *The Journal of oral implantology*, 19, 1, 54-7.
- Attard NJ, Zarb GA, 2005. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 2, 170.
- Balık A, 2007. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD. Bitirme Tezi.
- Bathe K-J, 1996. *Finite Element Procedures* Prentice-Hall. New Jersey, 1037, 1.
- Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E, 2013. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant dentistry*, 22, 4, 406-13.
- Bidez M, Lemons J, Isenberg B, 1986. Displacements of precious and nonprecious dental bridges utilizing endosseous implants as distal abutments. *Journal of biomedical materials research*, 20, 6, 785-97.
- Bilgin M, 2008. Post Kor Sistemlerinin Fraktür Analizi ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Selçuk University, Konya.
- Bodine RL, Yanase RT, Bodine A, 1996. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75, 1, 33-44.
- Bölükbaşı N, 2008. Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi.
- Bölükbaşı N, Yenyol S, 2015. Number and localization of the implants for the fixed prosthetic reconstructions: on the strain in the anterior maxillary region. *Medical engineering & physics*, 37, 4, 431-45.
- Branemark P-I, 1985. Introduction to osseointegration. *Tissue-integrated prostheses*, 11-76.
- Bullis G, Jokada M, 2017. Finite Element Analysis of the BruxZir® Full-Arch Implant Prosthesis vs. the Titanium-Bar-Supported Acrylic Denture. *Inclusive Magazine*, 6, 1.
- Büttel AE, Bühler NM, Marinello CP, 2009. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie= Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia*, 119, 9, 901-18.

- Carl E. M, 2011. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Atlas Kitapçılık. Üçüncü Baskı. Ankara, 26-37.
- Chatman R, 1970. Implantology: History and rewiev. Bull Painfield Dent Soc, 2, 2, 15-9.
- Chattman R, 1970. Implantology: history and review. Bulletin Of The Plainfield Dental Society, 2, 2, 15-9.
- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH, 2002. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. Journal of oral rehabilitation, 29, 6, 565-74.
- Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS, 1992. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. The Journal of prosthetic dentistry, 67, 3, 361-4.
- Clelland NL, Gilat A, 1992. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. Journal of Prosthodontics, 1, 1, 24-8.
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA, 1995. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. Journal of prosthodontics, 4, 2, 95-100.
- Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, Nobilo MAA, 2002. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. The Journal of prosthetic dentistry, 88, 5, 467-72.
- Corrêa CB, Margonar R, Noritomi PY, Vaz LG, 2014. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. The Journal of prosthetic dentistry, 111, 4, 301-9.
- Craig R, 1989. Restorative dental materials, eight edition 18-53, St. Louis: Mosby.
- Craig RG, 1989. Restorative dental materials.
- Cranin AN, Sher J, Schilb TP, 1986. The transosteal implant: a 17-year review and report. The Journal of Prosthetic Dentistry, 55, 6, 709-18.
- Çalıkoğlu S, 1992. Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.
- Davies J, 1998. Mechanisms of endosseous integration. International Journal of Prosthodontics, 11, 5.
- Dean JS, Throckmorton GS, Ellis III E, Sinn DP, 1992. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. Journal of oral and maxillofacial surgery, 50, 12, 1284-8.
- Demirel A, Bezin T, Sarı Ş, 2021. Effects of root maturation and thickness variation in coronal mineral trioxide aggregate plugs under traumatic load on stress distribution in regenerative endodontic procedures: A 3-dimensional finite element analysis study. Journal of Endodontics, 47, 3, 492-9. e4.
- Derome J, 1973. A bit of history and dental implantology today. La Promotion dentaire, 20, 12-8 passim.
- Eckert SE, Koka S, Wolfinger G, Choi YG, 2002. Survey of implant experience by prosthodontists in the United States. Journal of Prosthodontics, 11, 3, 194-201.
- Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP, 2006. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. Periodontology 2000, 41, 1, 136-56.
- Emekli Mehmet KT, 2020. Üst çene üç implant üstü beş üye restorasyonlarda; farklı implant materyali, lokalizasyonu ve abutment yüksekliklerinin; implant, abutment, restorasyonlar ve çevre dokular üzerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi, Uzmanlık tezi, Elazığ: Fırat Üniversitesi; 2020., Fırat University.
- Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G, 2005. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. Journal of Oral Rehabilitation, 32, 4, 273-8.
- Ercan 2020 D, DİŞ İMPLANT BAĞLANTILI SABİT PROTEZLER.

- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E, 2004. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 2, 144-50.
- Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS, 1995. Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 22, 201-5.
- Fagan MJ, 1972. New Concepts in Implant Dentistry:" implantodontics", *Dental Practice Plan*, p.
- Fernández Tresguerres I, Gracia A, Canto Pingarrón MD, Blanco Jérez L, 2006. Physiological bases of bone regeneration I: Histology and physiology of bone tissue.
- Ferrario V, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia G, 2004. Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*, 31, 1, 18-22.
- Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL, 2014. Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40, 2, 50.
- Geng J-P, Tan KB, Liu G-R, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85, 6, 585-98.
- Geng J, Yan W, Xu W, 2008. Application of the finite element method in implant dentistry, Springer Science & Business Media, p.
- Goldin EB, Boyd III NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP, 2005. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93, 2, 143-7.
- Gomez M, Avila R, Landa S, 1988. Historical development of dental implantology. *Revista espanola de estomatologia*, 36, 4, 303-10.
- Göre E, 2010. Bruksizmiolan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi ABD/Çene Yüz Protezleri Bilim Dalı, İstanbul Üniversitesi, İstanbul*, 210.
- Granat J, 1990. Was there implantology 7000 years ago? *L'Information dentaire*, 72, 22, 1959-61.
- Guguloth H, Duggineni CR, Chitturi RK, Sujesh M, Ravvali T, Amity RR, 2019. Correlation between abutment angulation and off-axial stresses on biomechanical behavior of titanium and zirconium implants in the anterior maxilla: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 19, 4, 353.
- Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S, 2012. Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysisd New Trends and Developments*. Rijeka, Croatia: Intech, 21-54.
- Gümrükçü Z, Korkmaz YT, 2018. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Medical & biological engineering & computing*, 56, 6, 979-89.
- Güngör H, Duymuş ZY, Dental İmplant Abutmenti-Rezin Siman Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 3, 2, 49-55.
- Güzel K, Meşe A, DüNDAR B, 2006. Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J Med Ethics*, 14, 1, 41-6.
- Haraldson T, Karlsson U, CARLSSON GE, 1979. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of oral rehabilitation*, 6, 1, 41-8.
- Hobkirk J, Psarros K, 1992. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7, 3.

- Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL, 2009. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of periodontology*, 80, 7, 1125-32.
- Hsu M-L, Chen F-C, Kao H-C, Cheng C-K, 2007. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, 2.
- Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N, 1997. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clinical oral implants research*, 8, 1, 18-22.
- İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, 2009. Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*, 15, 2, 93-101.
- Isidor F, Lang N, Karring T, Lindhe J. Occlusal loading in implant dentistry. *Proceedings of the Third European Workshop on Periodontology Implant Dentistry*.
- Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A, 2003. Quality of dental implants. *International dental journal*, 53, S6P2, 409-43.
- Joos U, Wiesmann H, Szuwart T, Meyer U, 2006. Mineralization at the interface of implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 35, 9, 783-90.
- Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A, 2009. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 17, 2, 50-7.
- Kelley RO, 1995. *Basic Histology*, McGraw-Hill/Appleton & Lange, p.
- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL, 2005. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*, 16, 1, 26-35.
- Kohal R-J, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR, 2002. Three-Dimensional Computerized Stress Analysis of Commercially Pure Titanium and Yttrium--Partially Stabilized Zirconia Implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 2.
- Koosha S, Jalalian E, Safari S, Zandrahimi S, 2017. Effect of Abutment Angulation and Material on Stress and Strain Distributions in Premaxillary Bone: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.
- Kuroe T, 2001. Biomechanical Effects of Cervical Legion and Restoration on Periodontally Compromised Teeth. *The Quintessence*, 20, 8, 1501-10.
- Kurşunoğlu S, 2011. İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezorpsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Lan T-H, Liu P-H, Chou MM, Lee H-E, 2016. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115, 1, 76-83.
- Le B, Borzabadi-Farahani A, Pluemsakunthai W, 2014. Is buccolingual angulation of maxillary anterior implants associated with the crestal labial soft tissue thickness? *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43, 7, 874-8.
- Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y, 2007. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, 23, 7, 844-54.
- Lekholm U, 1985. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*, 199-209.
- Lin C-L, Wang J-C, Ramp LC, Liu P-R, 2008. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation,

- bone density, and loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23, 1.
- Lindhe J, Bressan E, Cecchinato D, Corrá E, Toia M, Liljenberg B, 2013. Bone tissue in different parts of the edentulous maxilla and mandible. *Clinical oral implants research*, 24, 4, 372-7.
- Linkow LI, 1961. Abutments for full mouth splinting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 11, 5, 920-4.
- Linkow LI, Mahler MS, 1977. Implants for fixed and removable prostheses. *Dental Clinics of North America*, 21, 2, 443-58.
- McAlarney ME, Stavropoulos DN, 2000. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83, 3, 332-43.
- Meffert RM, Langer B, Fritz ME, 1992. Dental implants: a review. *Journal of periodontology*, 63, 11, 859-70.
- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G, 1998. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13, 3.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC, 2000. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, 4.
- Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U, 2001. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 29, 2, 100-5.
- Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD, 2003. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 18, 5.
- Misch CE, 2004. *Dental implant prosthetics-E-book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Misch CE, 2006. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dentistry Today*, 25, 5, 80, 2, 4-5; quiz 5.
- Misch CE, 2007. Bone density: a key determinant for treatment planning. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St Louis: Mosby, 130-46.
- Misch CE, 2007. *Contemporary implant dentistry-E-Book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Misch CE, 2014. An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*, 46, 18-3.
- Misch CE, 2015. The completely edentulous mandible: treatment plans for fixed restorations. In: *Dental Implant Prosthetics*. Eds: Elsevier, p. 600-14.
- Misch CE, Kutay Ö, 2009. *Dental implant protezler*, Nobel Tıp Kitabevleri, p.
- Moratal D, 2010. Finite element analysis, *BoD—Books on Demand*, p.
- Nelson S, (2009). *Ash M. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*, Elsevier.
- Neville BW, Damm DD, Allen CM, Chi AC, 2015. *Oral and maxillofacial pathology*, Elsevier Health Sciences, p.
- Nogueira LBLV, Moura CDVS, Francischone CE, Valente VS, Alencar SMM, Moura WL, Soares Martins GA, 2016. Fracture strength of implant-supported ceramic crowns with customized zirconia abutments: Screw retained vs. cement retained. *Journal of Prosthodontics*, 25, 1, 49-53.
- O'brien WJ, 2002. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.
- O'Neal R, Sauk J, Somerman M, 1992. Biological requirements for material integration. *The Journal of Oral Implantology*, 18, 3, 243-55.
- Okumura N, Stegaroiu R, Nishiyama H, Kurokawa K, Kitamura E, Hayashi T, Nomura S, 2011. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data:

- comparison with the conventional model. *Journal of prosthodontic research*, 55, 1, 24-31.
- Oliveira MR, Gonçalves A, Gabrielli MAC, de Andrade CR, Vieira EH, Pereira-Filho VA, 2021. Evaluation of alveolar bone quality: correlation between histomorphometric analysis and Lekholm and Zarb classification. *Journal of Craniofacial Surgery*, 32, 6, 2114-8.
- Oyar P, 2002. Farklı diş preparasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile incelenmesi (Doktora tezi), Doktora tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi.
- Özkan K, 2014. İmplant-Abutment Kırılma Değerlerinin Karşılaştırılması. Y. lisans tezi Yeditepe Üniversitesi.
- Özyanat G, MOHAMMADI A, DEĞER S, ALIOĞLU E, Simante restorasyonlarda açılı implant dayanağı kullanım sıklığı. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 47, 1, 8-16.
- Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMd, Haddad MF, Pellizzer EP, 2014. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40, 2, 217-28.
- Pilliar RM, 2003. Implant surface design for development and maintenance of osseointegration. *Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions*, 43-58.
- Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaranjani P, Sharmila MR, 2013. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13, 4, 555-9.
- Ramoğlu S, Oğuz O, 2014. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 3, 175-80.
- Ramoğlu S, Ozan O, 2014. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 3.
- Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J, (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*, ; Mosby, Elsevier.
- Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL, 2007. 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*, 97, 2, 85-92.
- Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A, 2012. Alveolar bone stress around implants with different abutment angulation: an FE-analysis of anterior maxilla. *Implant Dentistry*, 21, 3, 196-201.
- Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E, 2010. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant dentistry*, 19, 6, 498-508.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. *Craig's restorative dental materials-e-book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. *Craig's restorative. Dental Materials*, 161-98.
- Salústio AVL, 2019. *Biomechanical Analysis of a Novel Bioactive Dental Implant*.
- Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK, 2013. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *European journal of dentistry*, 7, 04, 419-22.
- Shig JE, Shigley JE, Mischke CR, AviligAvéLE Ş.
- Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S, 1997. Preparations for extensively damaged teeth. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 3, 181-209.

- Siegele D, Soltesz U, 1989. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4, 4.
- Skalak R, 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49, 6, 843-8.
- Small I, Kobernick S. Implantation of threaded stainless steel pins in the dog mandible. *Transactions of the International Conference on Oral Surgery*, 526-37.
- Smyd ES, 1952. Mechanics of dental structures: guide to teaching dental engineering at undergraduate level. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 5, 668-92.
- Soydan N, 1993. Gelinim ve Büyüme. Doyuran Matbaası, İs tanbul.
- Spear F, 1997. Fundamental occlusal therapy consideration. *Science and practice of occlusion*.
- Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G, 2004. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 15, 4, 240-8.
- Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E, 2002. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*, 30, 7-8, 271-82.
- Şen N, Ölçer Us Y, 2019. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*.
- Tabata LF, Rocha EP, Barao VAR, Assunção WG, 2011. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26, 3.
- Tabrizi R, Pourdaneş F, Zare S, Daneste H, Zeini N, 2013. Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71, 2, 272-7.
- Tarnow D, Cho S, Wallace S, 2000. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *Journal of periodontology*, 71, 4, 546-9.
- Tekin S, 2017. Titanyum abutment ve metal destekli restorasyonlara alternatif peek materyallerinin kullanımı sonrası peri-implant kemikte, implantta, kronnda, abutmentta ve vidada oluşan streslerin sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırması.
- Tekin S, Değer Y, Demirci F, 2019. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract*, 22, 9, 1252-8.
- Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G, 2002. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 6, 657-65.
- Thresher RW, Saito GE, 1973. The stress analysis of human teeth. *Journal of biomechanics*, 6, 5, 443-9.
- Tian K, Chen J, Han L, Yang J, Huang W, Wu D, 2012. Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 34, 10, 1526-31.
- Trivedi S, 2014. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 4, 3, 200-3.
- Tunalı B, 1996. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Tuzlali M, Öztürk C, Zortuk M, 2018. Vidalı ve simante implant üstü sabit restorasyonlarda stres dağılımının karşılaştırılması: sonlu elemanlar analizi çalışması. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 24, 2, 106-13.

- Ulusoy M, Aydın K, (1988). Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 13, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- Unsal MK, 1995. The Clinical Measurement of Stress and Strain Induced in Brånemark Implant Fixtures and Abutments During the Fitting of a Cast Beam and During the Application of Simulated Functional Loads, University of Sheffield, Department of Restorative Dentistry.
- Vasudeva G, 2009. Finite element analysis: a boon to dental research. Internet J Dent Sci, 6, 3.
- Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD, 2019. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. The Journal of prosthetic dentistry, 121, 3, 398-403. e3.
- Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. Journal of dentistry, 36, 7, 463-71.
- Wang RR, Fenton A, 1996. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence international, 27, 6.
- Weinberg LA, Kruger B, 1995. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. International Journal of Prosthodontics, 8, 421-.
- Wismeijer D, Brägger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, Millen C, Wittneben J-G, Zembic A, Taylor TD, 2014. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. International journal of oral & maxillofacial implants, 29, S, 137-40.
- Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U, 2017. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. Periodontology 2000, 73, 1, 141-51.
- Wu D, Tian K, Chen J, Jin H, Huang W, Liu Y, 2015. A further finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. Comput. Math. Methods Medicine, 2015, 560645:1-:9.
- Yeğın Z, 2016. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlerde okluzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.
- Zampelis A, Rangert B, Heijl L, 2007. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. The Journal of prosthetic dentistry, 97, 6, S35-S43.