

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**DİŞSİZ MAKSİLLA POSTERİOR BÖLGEDE İMPLANT
ÜSTÜ PROTETİK TEDAVİ YÖNTEMLERİNİN İMPLANT
VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİK ÜZERİNDE
OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ YÖNTEMİYLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Yakup KAPTI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

ERZURUM

2022

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	VII
ÖZET	VIII
ABSTRACT.....	IX
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental İmplant	4
2.1.1 Dental İmplant Tanımı.....	4
2.1.2 Dental İmplant Tarihçesi	4
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	8
2.1.3.1. Dokuların İçindeki Yerleşime Bağlı Olarak	8
2.1.3.2. Kullanılan Malzemelere Bağlı Olarak	9
2.1.3.3. Kemikle Reaksiyonuna Bağlı Olarak	9
2.1.3.4. Tedavi Seçeneklerine Bağlı Olarak	9
2.1.4. Osseointegrasyon Kavramı	10
2.1.4.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	10
2.1.5. Dental İmplantlarda Biomekanik Prensipler.....	11

2.1.5.1. Kuvvet Dağılımının İlkeleri.....	11
2.1.5.2. Kuvvet Dağılımının Özellikleri	11
2.1.5.3. Kuvvet Dağılımının Analiz Edilmesi	11
2.1.5.4. Kuvvetler ve Yükleme Koşulları	12
2.1.5.4.1. Kuvvet Türü.....	12
2.1.5.4.2. Kuvvet Yönü.....	13
2.1.5.4.3. Kuvvet Büyüklüğü.....	13
2.1.5.4.4. Kuvvet Süresi.....	14
2.1.5.5. Stres (Gerilim)	14
2.1.5.6. Deformasyon.....	15
2.1.5.7. İmplantla İlgili Faktörler.....	15
2.1.5.7.1. İmplantın Yiv Şekli ve Stres Dağılımı.....	15
2.1.5.7.2. İmplantın Yiv Derinliği ve Genişliği	16
2.1.5.7.3. İmplant Çap ve Uzunluğu	17
2.1.5.8. Diğer Faktörler.....	17
2.1.5.8.1. Açılı İmplantlar.....	17
2.1.5.8.2. Klinik Moment Kolları	18
2.2. Alveolar Kemiğin Yapısı	19
2.2.1. Alveolar Kemiğin Yoğunluğu ve Sınıflaması	19
2.3. Atrofik Maksilla Posterior Bölgenin Özellikleri	21
2.3.1. Atrofik Posterior Maksillada İmplant Uygulamaları	22
2.3.1.1. Kısa İmplantlar	23

2.3.1.2. İmplantların Açılı Kullanımı	24
2.3.1.3. Distal Kanatlı Protezler.....	25
2.3.1.4. Atrofik Maksillada Greft Uygulamaları	25
2.4. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller	26
2.4.1. Metal Altyapılı Porselen Restorasyonlar	26
2.4.2. Tam Seramik Restorasyonlar	27
2.4.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırması	27
2.4.2.1.1. Cam Matriks Seramikler	28
2.4.2.1.1.1. Feldspatik Seramikler	28
2.4.2.1.1.2. Sentetik Seramikler	28
2.4.2.1.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler	28
2.4.2.1.2. Polikristalin Seramikler	28
2.4.2.1.2.1. Alümina	29
2.4.2.1.2.2. Zirkonya.....	29
2.4.2.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya.....	30
2.4.2.1.3. Resin-Matriks Seramikler	31
2.5. Abutment Çeşitleri	31
2.5.1. Prefabrike Abutmentler.....	32
2.5.2. Bireysel-Anatomik Abutmentler.....	32
2.5.2.1. Hibrit Abutment Kuronlar	33
2.6. Multiunit Abutment	33

2.7. Stres Analizi Yöntemleri	34
2.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	35
2.7.2. Gerinim Ölçer Yöntemi (Strain Gauge Metodu)	35
2.7.3. Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi	36
2.7.4. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	36
2.7.5. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA).....	36
2.7.5.1. SEA’da Kullanılan Biomekanik Terimler	37
2.7.5.1.1. Kuvvet.....	37
2.7.5.1.2. Gerilme	37
2.7.5.1.3. Stres	37
2.7.5.1.4. Çekme Gerilmesi	37
2.7.5.1.5. Sıkışma Gerilmesi.....	38
2.7.5.1.6. Makaslama Gerilmesi	38
2.7.5.1.7. Asal Gerilmeler.....	38
2.7.5.1.8. Gerinim (Strain).....	38
2.7.5.1.9. Principal Strain	38
2.7.5.1.10. Elastisite (Young’s) Modülü.....	39
2.7.5.1.11. Poisson Oranı.....	39
2.7.5.1.12. İzotropi ve Anizotropi.....	39
2.7.5.2. SEA ve Diş Hekimliğinde Kullanımı	40
2.7.5.4. SEA’nın Avantajları	41
2.7.5.5. SEA’nın Dezavantajları	41

3.MATERYAL METOT	42
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	43
3.1.1. Kemik Yapılarının Modellenmesi	43
3.1.2. İmplant, Protez Ara Parçaları ve İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi	45
3.1.3. Simanın Modellemesi	48
3.2. Çalışma Modelleri.....	49
3.3. Sonlu Elemanlar Analizleri.....	50
3.4. Sınır Şartları.....	53
3.5. Yükleme Koşulları.....	53
4.BULGULAR.....	55
4.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	55
4.2. Ti-Base Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	58
4.3. Multiunit Yapılar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	60
4.4. İmplant Üstü Hibrit Protezler Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	61
4.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması.....	64
4.6. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması.....	68
5.TARTIşMA.....	73
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	86
KAYNAKLAR	88

EKLER	116
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	116
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	117

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiren, akademik ve mesleki becerilerimi kazanmamda bana yardımcı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na sevgi ve saygılarımı sunmak isterim.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA'ya,

Uzmanlık eğitimim ve Erzurum yaşantım boyunca hoca öğrenciden ziyade abi kardeş ilişkisi kurarak hem klinik hem akademik olarak kendilerini daima yanımda hissettiren Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU ve Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN'a,

Çalışmanın laboratuvar aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarını hiç esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ'a,

Her daim yanımda olup, iş hayatımı keyifli kılan, klinikteki elim ayağım olan Cdt. Ferhat ARDAHANLI'ya,

Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemlerimle anacağım asistan arkadaşlarıma, çalışma hayatıma katkıları ve emekleri olan hemşire, teknisyen ve personelimize,

Uzmanlık sürecinde desteğini hiç esirgemeyen Murat GERNİ'ye,

Klinikte beraber çalıştığımız, tez odasını paylaştığımız çalışma arkadaşlarım Dt. Özcan Akkal ve Dt. Derya Arslan'a,

Erzurum'un bana kazandırdığı daimi dostum Okan KARALAR'a,

Çalışmada kullanılan implant parçalarının tedarikini sağlayan Nucleoss firmasına,

Bu günlere gelmemde sonsuz emeği olan, büyük bir sabır ve sevgi ile her konuda yanımda olan, desteklerini benden esirgemeyen babam Yusuf KAPTİ, annem Ayla KAPTİ ve abim Murat KAPTİ'ya,

İkinci ailem olan beni evlatlarından ayırmayan Dr. Ayhan ŞİMŞEK, Hülya ŞİMŞEK ve Stj. Dr. Ömer Furkan ŞİMŞEK'e

Hayatımı anlamlı kılan, biricik eşim, yoldaşım ve meslektaşım Zeynep Sümeyye KAPTİ'ya, yolunu gözlediğim, beni hayatta en çok heyecanlandıran varlığa, oğlum Yusuf'a teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dişsiz Maxilla Posterior Bölgede İmplant Üstü Protetik Tedavi Yöntemlerinin İmplant ve Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Karşılaştırılması

Amaç: Maksilla posterior bölgeye dört farklı implant protez kombinasyonu uygulanarak hangisinin en ideal tedavi olduğu konusunda sonlu elemanlar analizi kullanılarak kıyaslamalar yapılmıştır. Serbest sonlanan posterior maksillada kısa implant, açılı implant uygulamasının, kanat uzantısının ve greftlemenin implant, abutmentler, implant üstü protezler üzerinde oluşturduğu von Mises stres değerlerinin, kortikal ve trabeküler kemikler üzerinde oluşturduğu maximum ve minimum principal strain değerlerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Materyal Metot: Bu çalışmada bilgisayar ortamında atrofik maxilla posterior bölgesini temsil eden dört farklı model tasarlanmıştır. Birinci model hariç diğer modellerde 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda ikişer adet standart implant kullanılmıştır. Birinci modelde 4 no'lu diş bölgesine standart implant, 6 no'lu diş bölgesine ise artmış sinüs pnömatizasyonundan dolayı kısa implant yerleştirilmiştir. İkinci modelde 4 ve 5 no'lu diş bölgelerine standart implantlar yerleştirilmiştir ancak 5 no'lu diş bölgesinde implant sinüs bölgesini teğet geçecek şekilde distale 30° eğimli olarak yerleştirilmiştir. Üçüncü modelde artmış sinüs pnömatizasyonu bulunan bölgeye greft uygulaması tasarlanmıştır, 4 ve 6 no'lu diş bölgelerine standart implantlar yerleştirilmiştir. Dördüncü modelde ise iki adet standart implant 4 ve 5 no'lu diş bölgelerine yerleştirilmiş, distal kanat yapılmıştır. Tüm modellerde ti-base abutmentler kullanılmış ve 4-5-6 no'lu diş bölgelerini kapsayacak şekilde implant üstü hibrit protezler tasarlanmıştır. Bu protezlerin bukkal tüberküllerinin üzerine, implantların uzun aksına 30° açı olacak şekilde toplamda 200N oblik kuvvet uygulanmıştır.

Bulgular: İmplant ve abutmentlerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri ve kortikal kemikte oluşan en yüksek strain değerleri distal kanadın bulunduğu dördüncü modelde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek maximum principal strain değeri kısa implantın bulunduğu birinci modelde, implant üstü hibrit protezlerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri ise açılı implantın bulunduğu ikinci modelde gözlemlenmiştir.

Sonuç: Tüm modeller arasında genel olarak en güvenilir değerler greft kullanılarak hazırlanan üçüncü modelde, en riskli değerler ise distal kanadın kullanıldığı dördüncü modelde elde edilmiştir. Açılı ve kısa implant bulunan modeller karşılaştırıldığında ise açılı implant sisteminin genel olarak daha az stres ve strain değerlerine sebep olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kısa İmplant, Posterior Maxilla, Sinüs Pnömatizasyonu, Sonlu Elemanlar Analizi.

ABSTRACT

Comparison of the Stress on the Implant and Surrounding Bone With the Finite Element Analysis Method of the Prosthesis Treatment Methods on the Implant in the Edentulous Maxilla Posterior

Purpose: Comparisons were made using finite element analysis on which one was the most ideal treatment by applying four different implant prosthesis combinations to the maxilla posterior. It is aimed to investigate the von Mises stress values created by short implant, angled implant, cantilever and grafting on implants, abutments and prostheses in edentulous posterior maxilla and the maximum and minimum principal strain values created on cortical and trabecular bones by finite element analysis.

Material and Methods: In our study, four different models representing the atrophic maxilla posterior region were designed in computer environment. Except for the first model, two standard implants with a diameter of 4.1 mm and a length of 10 mm were used in all models. In the first model, a standard implant was placed in the tooth no. 4 and a short implant was placed in the tooth no. 6 due to increased sinus pneumatization. In the second model, standard implants were placed in the 4th and 5th tooth regions, but the implant placed in the 5th tooth region was placed distally inclined 30°, tangent to the sinus region. In the third model, graft application was designed to the region with increased sinus pneumatization and standard implants were placed in tooth regions 4 and 6. In the fourth model, two standard implants were placed in tooth regions 4 and 5. Ti-base abutments were used in all models and hybrid prostheses on implants were designed to cover tooth regions 4-5-6. A total of 200N oblique force was applied to the buccal tubercles of these prostheses at an angle of 30° to the long axis of the implants.

Results: The highest von Mises stress values in the implant and abutments and the highest strain values in the cortical bone in the fourth model with the distal wing, the highest maximum principal strain in the trabecular bone in the first model with the short implant, and the highest von Mises stress values in the hybrid prosthesis on implants was observed in the second model with the angled implant.

Conclusion: In general, the most reliable values among all models were obtained in the third model prepared using the graft, and the most risky values were obtained in the fourth model, in which the distal wing was used. When the angled and short implant models are compared, it has been determined that the angled implant system causes less stress and strain values in general.

Key Words: Short Implant, Posterior Maxilla, Sinus Pneumatization, Finite Element Analysis.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: İki boyut
3D	: Üç boyut
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
GPa	: Gigapaskal
MPa	: Mega paskal
MZ	: Monolitik Zirkonyum
N	: Newton
oC	: Santigrat derece (sıcaklık birimi)
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
Ti-base	: Titanyum base
TZP	: Tetragonal Zirkonya Kristalleri
Y_2O_3	: Yttrium oksit
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum
Zr	: Zirkonyum
Zr_2O_3	: Zirkonyum oksit
ZrSiO_4	: Zirkonyum silikat
μm	: Mikrometre
$\mu\epsilon$	: Mikrostrain
σ	: Sigma

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Eski bir mandibula kemiğinde diş şeklindeki kabuklar.....	4
Şekil 2.2. a) Sağ maksiller ikinci premolar bölgede gösterilen demir "diş implantı" ile kafatasının anterolateral görünümü, b) "İmplant" ile alveolar duvarın yakın temasını gösteren periapikal bir radyografi.....	5
Şekil 2.3. J. Maggiolo'nun altın implantının bir çizimi.....	5
Şekil 2.4. Dr. EJ Greenfield'in 24 kalibrelik içi boş kafesli silindir şeklindeki implantı.	6
Şekil 2.5. Dr. Per-Ingvar Brånemark ve orjinal Brånemark 1982 implantı.....	7
Şekil 2.6. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması	20
Şekil 2.7. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması.....	20
Şekil 2.8. Mohr Dairesi.....	38
Şekil 3.1. Çalışma Modellerinin Görüntüsü	43
Şekil 3.2. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü	44
Şekil 3.3. Kortikal Kemik Modeli	45
Şekil 3.4. Kansellöz Kemik Modeli.....	45
Şekil 3.5. Sert Kemik Greft Modeli.....	45
Şekil 3.6. Kortikal-Kansellöz-Greft Kompleksi	45
Şekil 3.7. Çalışma Modellerinde Kullanılan İmplantlar.....	46
Şekil 3.8. Ti- Base Abutment	46
Şekil 3.9. Multiunit Yapılar.....	46
Şekil 3.10. Multiunit Üzeri Ti-Base Dayanak	47
Şekil 3.11. İmplant Üstü Hibrit Protez	47
Şekil 3.12. Siman Modeli	48
Şekil 3.13. İmplantların 4 ve 6 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 6 numaralı bölgede kısa implant kullanılan model	49

Şekil 3.14. İmplantların 4 ve 5 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 5 numaralı bölgede implantın açılı kullanıldığı model	49
Şekil 3.15. İmplantların 4 ve 6 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 6 numaralı bölgede kemik grafi kullanılan model	50
Şekil 3.16. İmplantların 4 ve 5 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 6 numaralı bölgede distal kanat kullanılan model	50
Şekil 3.17. Meshlenmiş Model Görüntüsü	52
Şekil 3.18. Yükleme Koşulları	53
Şekil 3.19. Model 1 için 23 adımda tamamlanan kuvvet yakınsaması.....	54
Şekil 4.1. Model 1 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	56
Şekil 4.2. Model 2 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	57
Şekil 4.3. Model 3 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	57
Şekil 4.4. Model 4 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	57
Şekil 4.5. Model 1 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri	59
Şekil 4.6. Model 3 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri	59
Şekil 4.7. Model 4 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri	59
Şekil 4.8. Model 2 İmplantlar Üzerindeki Düz ve Açılı Multiunit Yapılar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	61

Şekil 4.9. Model 2 İmplantlar Üzerindeki Düz ve Açılı Multiunit Dayanak Yapılar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	61
Şekil 4.10. Model 1 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	62
Şekil 4.11. Model 2 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	63
Şekil 4.12. Model 3 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	63
Şekil 4.13. Model 4 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	63
Şekil 4.14. Model 1 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..	65
Şekil 4.15. Model 2 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ...	65
Şekil 4.16. Model 3 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ...	66
Şekil 4.17. Model 4 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..	66
Şekil 4.18. Model 1 Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri	67
Şekil 4.19. Model 2 Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri	67
Şekil 4.20. Model 3 Trabeküler Kemik ve Graftte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri	67
Şekil 4.21. Model 4 Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri	68
Şekil 4.22. Model 1 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	69
Şekil 4.23. Model 1 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	69
Şekil 4.24. Model 3 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	70
Şekil 4.25. Model 4 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	70
Şekil 4.26. Model 1 Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri.	71
Şekil 4.27. Model 2 Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri.	71
Şekil 4.28. Model 3 Trabeküler Kemik ve Graftte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	71
Şekil 4.29. Model 4 Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri.	72

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Misch'in Sınıflamasına Göre Kemik Yoğunluğunun Yüzde Olarak Bölgesel Dağılımı.	21
Tablo 3.1. Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları.....	51
Tablo 3.2. Tüm Modeller İçin Analizlerde Kullanılan Kontak Sayıları	51
Tablo 3.3. Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları	52
Tablo 4.1. İmplantlar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri.....	56
Tablo 4.2. Ti-base abutmentler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri	58
Tablo 4.3. Multiunit Yapılar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri	60
Tablo 4.4. Hibrit Protezler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri	62
Tablo 4.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikteki Maximum Principal Strain Değerleri	64
Tablo 4.6. Kortikal ve Trabeküler Kemikteki Minimum Principal Strain Değerleri ...	68
Tablo 4.7. Tüm Modellerde Oluşan Stres ve Strain Değerleri.....	72

1.GİRİŞ

Dental implantlar kısmi veya tamamen dişsiz vakalarda güvenle kullanılabildiği için son yıllarda rutin bir tedavi yöntemi haline gelmiştir.¹ Kısmi dişsiz vakalarda, implant tedavisi bizlere komşu doğal dişlerin preperasyonunu engelleyerek sabit protez seçeneğini sunar.² İnsan hayatının uzaması, yaşla artan diş kayıpları, sabit protezlerdeki komplikasyonlar, dişsizliğin fiziksel ve psikolojik sonuçları, hareketli protezlerin kullanım zorluğunun yanı sıra artan sosyokültürel düzey ve toplumsal farkındalık sonucu implant uygulamaları zamanla yaygınlaşmıştır.³

Günümüzde dental implantlar dişsiz maksilla posterior bölgede tercih edilen en modern tedavi seçeneği olarak görülür. Bu bölgede yaşanan diş eksiklikleri hastaları özellikle çiğneme fonksiyonu açısından oldukça olumsuz etkilemektedir. Ayrıca uzun süreli dişsizlikte ve eksik dişlerin yerine sabit protez kullanan hastalarda, aşırı sinüs pnömatizasyonu meydana gelebilir ve bu durum rezidüel maksiller kemik seviyesini azaltır.^{4, 5} Bu tip durumlarda farklı tedavi seçenekleri önerilmektedir.⁶

İmplant tedavisi yaygın ve güvenilir olmasına rağmen, atrofik maksillada alveolar rezorpsiyon nedeniyle hastanın anatomisi tarafından kısıtlanabilir.^{7, 8} Bu tip durumlarda posterior bölgeye implant yerleştirmeyi önlemek için distal kanat kullanılması bir çözüm olabilir ancak 15 mm'den daha uzun bir kanat, daha kısa uzunluktaki kanatlara göre proteze daha yüksek stres iletimine sebep olur, mekanik ve biyolojik komplikasyonlar için daha yüksek bir risk taşır.⁹⁻¹¹ Yapılan bazı çalışmalarda ise distal kanatların kullanımının öngörülebilir ve güvenilir klinik sonuçlar sağladığı görülmektedir.^{12, 13}

Artmış sinüs pnömatizasyonu varlığında krestal veya lateral yaklaşımla sinüs tabanının yükseltilmesi ve kemik greftlemesinin uzun vadede başarı sağladığı bildirilmiştir.^{14, 15} Bununla birlikte, 4 mm'den az rezidüel kemik yüksekliği mevcutsa, gecikmiş implant yerleşimi ve yüklemesi önerilir.¹⁶ Ayrıca cerrahi süre, morbidite,

biyolojik komplikasyonlar ve maliyet düşünöldüğünde bu tedavi yöntemi her zaman ideal tedavi seçeneğı olmayabilir.

Atrofik bir maksillada, implant tedavisi için standart uzunlukta bir implant yerleşimine uygun miktarda kemik bulunmayan vakalarda greftleme seçeneğine alternatif olarak genellikle kısa implantlar olarak adlandırılan (mevcut tanımlara göre, 8 mm'den daha kısa) implantlar yerleştirilir, ancak bunların uzun vadeli prognozları hala tartışmalıdır.^{17, 18} Bazı kaynaklara göre ise, kısa implantların (5-8 mm) ve uzun implantların (> 8 mm) hayatta kalma oranları arasında hiçbir fark olmadığı belirtilmiştir¹⁹, kısa implantların sinüs greftleme işlemine alternatif olarak kullanılabileceğı gösterilmiştir.²⁰

Greftleme işlemine diğerk bir alternatif olarak ise implantların açılı olarak yerleştirilmesidir.²¹ Barnea ve ark.²² yaptıkları klinik çalışmada posterior maksillada implant eğiminin peri-implant kemik kaybı üzerinde hiçbir etkisi olmadığını göstermişlerdir. Yine benzer bir klinik çalışmada 5 yıllık takip sonucu elde edilen verilerin incelenmesi sonucu, maksiller dışsız posterior bölgede distal eğimli implantlar için öngörülebilir uzun vadeli sonuçların elde edilebileceğı ve vidalı tam ark sabit restorasyonlarla immediat yükleme yapılabileceğı düşünölmektedir. Bu bulgular, immediat yükleme ile birlikte kemik greftleme ameliyatı olmadan eğimli implantların kullanımına ilişkin mevcut literatüre ek destek sağlar.²³

Sonlu elemanlar analizi (SEA), biyolojik araştırmalarda biyomekanik analizler için yeni ve önemli bir araştırma aracıdır. Karmaşık yapıları modellemek ve mekanik özelliklerini analiz etmek için nihai bir yöntemdir. Bu açıdan mükemmel bir araç olarak geniş çapta kabul görmüştür. Üst üste binen yapıların görselleştirilmesini ve anatomik kraniyofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesini sağlar.²⁴ Teorik olarak ölçölebilen stres noktaları atayabildiğı için uygulanan bir kuvvetin yerini, büyüklüğünü

ve yönünü belirlemeye de izin verir.²⁵ Ayrıca, analiz edilen materyallerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için kolayca tekrarlanabilir.^{25, 26} Son zamanlarda, dijital görüntüleme sistemlerinin (CT ve MRI) ilerlemesiyle, kemik geometrisi ve özelliklerinin bireysel spesifik verilerini, implantların 3 boyutlu yapılarını mikro düzeydeki görüntülerle bir SEA modeline aktarmak mümkün hale gelmiştir.^{27, 28} Bu sayede yüksek doğrulukta anatomik modeller oluşturulabilir ve bu da güvenilir sonuçların elde edilmesine olanak sağlamaktadır.

Maksilla posterior bölgeye uygulanan implant tedavi seçenekleri, stres ve strain dağılımları konusunda yeterli literatür bulunmasına rağmen bu tedavi yöntemlerini sonlu elemanlar metoduyla kıyaslayan ve kemik üzerinde oluşturdukları strain değerlerini karşılaştıran çalışmalar bulunmamaktadır. Atrofik maksillada kısa implantlar, sinüs greftleme, açılı implant kullanımı, distal kanat ile protez yapımı gibi birçok tedavi yöntemi bulunmaktadır.²⁹ Bu tedavi yöntemlerinin hasta ve hekim açısından ideal olanını belirleyerek bu konudaki soru işaretlerinin giderilmesi gerekmektedir.

Bu tez çalışmasında amaç, tek taraflı serbest sonlanan maksiller posterior bölgeye uygulanan dört farklı implant protez kombinasyonu ile kısa implant, açılı implant, kanat uzantısı ve greftlemenin; implant, abutment, implant üstü protezler ve kemik üzerinde oluşturdukları stres ve strain değerlerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmektir.

Çalışmanın birinci hipotezi distal kanat kullanılan modeldeki implant, abutment ve protez yapılarında oluşacak olan von Mises stres değerlerinin ve kemiklerde oluşacak olan maximum ve minimum principal strain değerlerinin diğer tüm modellere göre daha yüksek çıkacağı yönündedir. İkinci hipotez ise kısa implant ve açılı implant kullanılan modellerde elde edilen stres ve strain değerlerinin greft kullanılan modelde elde edilen değerlere yakın değerler olacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

2.1.1 Dental İmplant Tanımı

İmplantlar “kaybedilmiş fonksiyonların tekrar kazanılması için canlı dokulara yerleştirilen organik ya da inorganik maddelerdir” şeklinde tanımlanabilir.³⁰ İmplant sözcüğü Latince “in” ve “planto” kelimelerinin birleşmesinden oluşur. Diş hekimliğindeki anlamı ise “ağızda eksik dişin yerini alan, hareketli ya da sabit protezlere destek olmak amacı ile kemik içine ya da üzerine yerleştirilen, biyouyumlu ve biyofonksiyonel apareylerdir” şeklinde tanımlanabilirler.³¹

Dental implantlar, çene kemiklerinde sürekli olarak statik ve dinamik yüklere maruz kaldıklarından dolayı doğal dişlere benzer bir rol oynarlar. Ancak fonksiyonel kuvvetlerin implant destekli protezlerle çene kemiğine aktarılması, sağlıklı bir periodonsiyum ile doğal dişlerden oldukça farklıdır. Doğal dişlerde periodental ligament bir ara tampon elemanı görevi görür.³² Bununla birlikte, osseointegre diş implantlarında, oklüzal yükler, minimal hareketle direkt olarak etrafındaki kemiğe iletilir.³³ Bu, implant-kemik arasında mikro çatlaklara, implant kırıklarına, implant vidalarının gevşemesine ve kemik rezorpsiyonlarına neden olabilir.³⁴

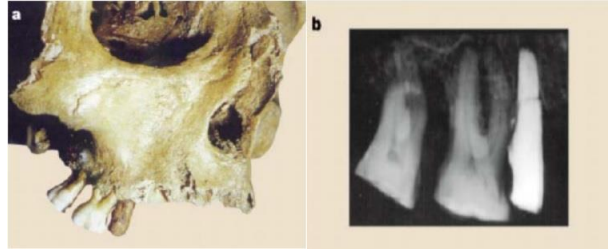
2.1.2 Dental İmplant Tarihçesi

Bir diş implantının ilk somut kanıtı, M.S.600 civarında dişlere benzetmek için şekillendirilmiş kabukları implante etmeye başlayan Mayalar'ındır. ³⁵ (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Eski bir mandibula kemiğinde diş şeklindeki kabuklar

Araştırmacılar arasında bazı anlaşmazlıklar olsa da, metal diş implantlarının binlerce yıl öncesine ait olabileceği düşünülmektedir. Fransa'nın Essonne kentindeki Chantambre'de MS 1. veya 2. yüzyıla dayanan 30 üzeri yaşı bulunan bir erkeğin ikinci maksiller premolar bölgesinde "osseointegre olmuş" dövme demir diş implantı bulunduğu iddia edilmektedir.³⁶ (Şekil 2.2)

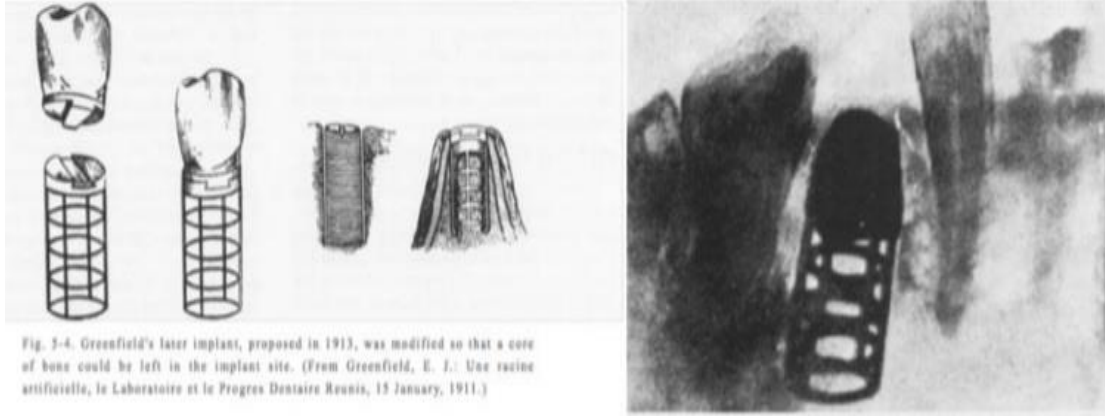


Şekil 2.2. a) Sağ maksiller ikinci premolar bölgede gösterilen demir "diş implantı" ile kafatasının anterolateral görünümü, b) "İmplant" ile alveolar duvarın yakın temasını gösteren periapikal bir radyografi

İlk belgelenen "modern" diş implantının, J. Maggiolo tarafından 1809'da çekilmiş dişin soketine immediat olarak yüklenilmeye çalışılan, altından yapılmış bir implant olduğu düşünülmektedir. (Şekil 2.3). Ne yazık ki bu implant başarılı olamamıştır, ancak çeşitli malzemelerle diş implantı deneylerinin başlatılmasına öncülük etmiştir. 100 yıldan biraz daha uzun bir süre sonra, Dr. EJ Greenfield 1913'te 24 ayar altın implant ile lehimlenmiş 10 adet 24-gauge oyuk kafesli iridio-platin silindiri yerleştirmiştir.³⁵ (Şekil 2.4)



Şekil 2.3. J. Maggiolo'nun altın implantının bir çizimi



Şekil 2.4. Dr. EJ Greenfield'in 24 kalibrelik içi boş kafesli bir silindir şeklindeki implantı.

1949'da Dr. Goldberg ve Gershkoff subperiosteal implantı tanıtmıştır. Bununla birlikte, kemik ve mukoza komplikasyonları oldukça fazla görülmüştür ve 10 ve 15 yıllık sağkalım oranları sırasıyla % 50 olarak bildirilmiştir.³⁷

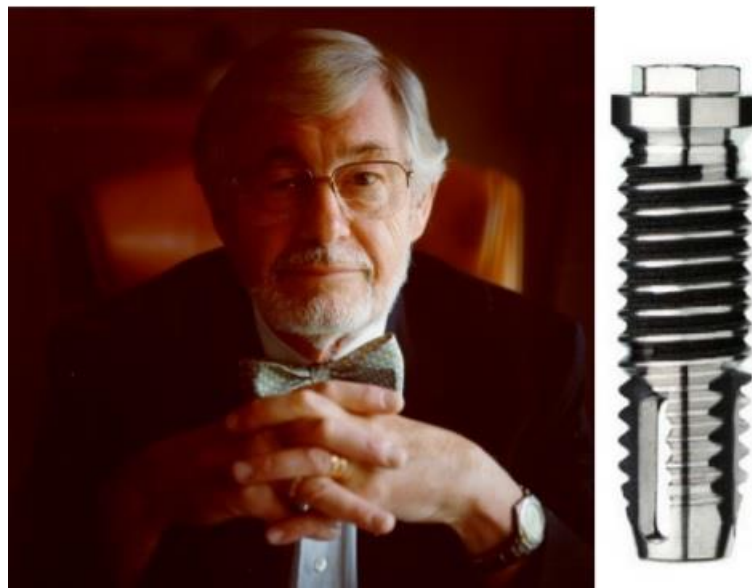
1966'da Dr. Linkow, "blade implant" adı verilen endosseöz bir implantı tanıtmıştır. Bu implant tasarımı alveol kemiği içine yerleştirilmiştir. Bununla birlikte, bu implant, fazlaca komplikasyonları ve % 50'nin altındaki başarı oranları nedeniyle kısa ömürlü olmuştur.³⁸

Transosseöz (transosteal) implant 1968'de Dr. Small tarafından tanıtılmıştır. Bu implant çeşidinin de prosedürün invaziv olması ve tedavi sonrası komplikasyonları nedeniyle, çok uzun ömürlü olmadığı belirtilmiştir.³⁹

Bir buçuk yüzyıl boyunca süren birçok deneme yanılma sürecinden sonra, Dr. Per-Ingvar Brånemark bugün kullanmaya devam ettiğimiz modern dental implant tasarımına öncülük etmiştir. Brånemark ve ekibi, 1952'de dokuya entegre protezler üzerinde çalışmaya başlamışlardır. Tavşan fibula kemik iliğinde canlı mikroskobik çalışmaları takiben, Brånemark ve meslektaşları kemik, ilik ve eklem dokusunun çeşitli yaralanma türlerine karşı fizyolojik tepkilerine odaklanmışlardır. 1960'larda tavşan fibulasının kemik iliğine yerleştirilen ve daha sonra belirli bir süre fonksiyondan çıkarılan titanyum

implantların, kemiğin implant çevresinde entegre bir kortikal tabaka oluşturduğu gözlemlenmiştir.⁴⁰ Dr. Brånemark bu fenomeni "osseointegrasyon" olarak adlandırmıştır. Brånemark ayrıca, osseointegre implantın, herhangi bir ara yumuşak doku bileşeni olmaksızın canlı, yeniden şekillenen kemikle doğrudan temas halinde olduğunu ve implanttan ankraj kemiğine doğrudan kuvvet aktarımına izin verdiğini açıklamıştır.⁴¹

Çenelerdeki dişsel sıkıntıların çözümü ve osseointegrasyonun klinik diş hekimliğine uygulanmasına yönelik prosedürler geliştirmek için başka deneyler de yapılmıştır. Çekilmiş dişlerin yerini alan sabit protezlere uygulanan vidalı titanyum implantların köpekler üzerinde yapılan deneylerde başarılı olduğunu kanıtlanmıştır. Kemik kayıplarının tedavisi için kemik grefti üzerinde daha fazla deney yaptıktan sonra, Brånemark başarısını 1965 yılında dişsiz bir insan olan Gösta Larsson üzerinde implant uygulayarak göstermiştir. Dr. Brånemark'ın 1965'te yerleştirdiği dört implantın (Nobel Biocare), Bay Larsson'un ölümüne kadar (2006) hala sorunsuz olarak kullandığı belirtilmiştir. Brånemark implant sisteminin 1982'de Kuzey Amerika'ya tanıtılmasının ardından, osseointegre dental implantların klinik uygulaması ve tasarımı günümüzde hala ilerleyerek kullanılmaya devam edilmektedir.⁴²



Şekil 2.5. Dr. Per-Ingvar Brånemark ve orjinal Brånemark 1982 implantı.

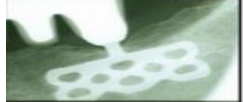
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar dört kategori altında sınıflandırılabilir:⁴³

- Dokuların içindeki yerleşime bağlı olarak
- Kullanılan malzemelere bağlı olarak
- Kemikle reaksiyonuna bağlı olarak
- Tedavi seçeneklerine bağlı olarak

2.1.3.1. Dokuların İçindeki Yerleşime Bağlı Olarak

Dokulardaki yerleşime bağlı olarak implantlar şu şekilde sınıflandırılabilir:⁴³

1-Endoosseal	1- Root Form	
	2- Blade (bıçak) Form	
	3- Ramus Frame	
2-Subperiostal	1- Unilateral	
	2- Complete	
	3- Circumferential	
3-Transosteal	1- Staple	
	2- Single Pin	
	3- Multiple Pin	

2.1.3.2. Kullanılan Malzemelere Bağlı Olarak

- Metalik implantlar; titanyum, titanyum alaşımı, kobalt krom molibden alaşımı olarak sınıflandırılabilir.

- Metalik olmayan implantlar; seramik, karbon, peek vb. ⁴³

2.1.3.3. Kemikle Reaksiyonuna Bağlı Olarak

İmplantın kemik oluşumunu uyarma kabiliyetine bağlı olarak implantlar şu şekilde sınıflandırılabilir:⁴³

- Biyoaktif implantlar
- Hidroksiapatit Biyo-inert implantlar
- Metal implantlar

2.1.3.4. Tedavi Seçeneklerine Bağlı Olarak

Misch, 1989'da implantlar için beş protez seçeneği bildirmiştir, bu beş seçeneğin ilk üçü, kısmi veya tam ark olarak uygulanabilen simante veya vidalı sabit protezlerdir. Sabit protezler, değiştirilecek sert ve yumuşak doku yapılarının miktarına göre sınıflandırılmaktadır.⁴⁴

Kalan iki seçenek ise, elde edilen desteğe göre sınıflandırılan hareketli protezlerdir.⁴⁴

SP- 1: Sabit protez; sadece kuronun yerini alır; doğal bir dişe benzer.

SP- 2: Sabit protez; kuron ve kökün bir kısmını değiştirir; oklüzal yarıda kron konturu normal görünür, ancak dişeti yarısında uzamış veya hiper konturludur.

SP- 3: Sabit protez; dişsiz bölgede eksik kuron, gingival dişeti ve kökün bölümleri yerine konur, protezlerde genellikle yapay diş ve dişeti kullanılır ancak metal destekli porselen de olabilir. Servikal yarıda kuron uzamış ve hiperkonturlu gibi görülür.

HP-4: Hareketli protez; tamamen implant ile desteklenmektedir.

HP-5: Hareketli protez; hem yumuşak doku hem de implant tarafından desteklenen protezlerdir.

2.1.4. Osseointegrasyon Kavramı

Br nemark, diş implantlarının başarısını ve başarısızlığını tanımlayan "osseointegrasyon" terimini bulmuştur.⁴⁵ Osseointegrasyon başlangıçta ışık mikroskobu düzeyinde “düzenli, canlı kemik ile yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı” olarak tanımlanmıştır.⁴⁵ Daha sonra, fonksiyonel yükleme sırasında kemikte alloplastik malzemelerin klinik olarak asemptomatik sert fiksasyonunun sağlandığı ve korunduğu bir süreç olarak osseointegrasyon için daha klinik yönelimli bir tanım geliştirilmiştir. Bu gözden geçirilmiş tanıma göre, klinik osseointegrasyon; histolojik osseointegrasyonu ifade eder ve "alveolar kemik ile implant yüzeyi arasında yakın temas" olarak tanımlanmaktadır.⁴⁶

2.1.4.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Çeşitli faktörler osseointegrasyonu artırabilir veya inhibe edebilir. Osseointegrasyonu artıran faktörler arasında implant dizaynı ve kimyasal yapısı, implantın yüzey topografyası, malzeme çeşidi, şekil, çap, uzunluk, implant yüzey iřlemi⁴⁷, implant üzerine uygulanan mekanik stabilite ve yükleme koşulları, kemik aşılama, osteojenik biyolojik kaplamalar ve biyofiziksel stim lasyon gibi adjuvan tedavilerin kullanımı⁴⁸, simvastatin ve bifosfonatlar gibi farmakolojik ajanların kullanımı⁴⁹ uygulanacak kemiğin durumu ve içsel iyileşme potansiyeli⁵⁰ gibi implantla ilgili faktörler yer almaktadır. Osseointegrasyonu inhibe eden faktörler arasında ise aşırı implant hareketliliđi⁵¹, implant yapısının uygun olmayan g zenekliliđi⁵², radyasyon tedavisi⁵³, siklosporin A, metotreksat ve cis-platin, varfarin ve düşük moleküler ağırlıklı heparinler, non-steroid anti-enflamatuar ilaçlar ve romatoid artrit, ileri yaş, beslenme

yetersizliği, sigara ve böbrek yetmezliği gibi sistemik hastalıklarla ilişkili faktörler yer almaktadır.⁵⁴

2.1.5. Dental İmplantlarda Biomekanik Prensipler

İmplant üstü protezlerdeki kuvvet dağılımının biyomekaniğinin, doğal dişlerin dayanak olduğu protezlerdeki kuvvet dağılımından niteliksel olarak farklı olduğu düşünülmektedir. Temel fark, mikro hareketlere izin veren periodontal ligamentin, osseointegre implantlarda hiç bulunmamasından kaynaklanmaktadır.³²

2.1.5.1. Kuvvet Dağılımının İlkeleri

Bir sistemin üyeleri arasındaki kuvvet dağılımı, her üyenin göreceli sertliğine / sapmasına bağılı olarak değışmektedir.⁵⁵ Bununla birlikte, diş destekli ve çoklu implant destekli protezleri karşılaştırırken sertlik ve deformasyonun rolü ile ilgili temel bir farklılık bulunmaktadır. Diş destekli sistemlerde periodontal ligament varlığı maksimum esneklik oluştururken, implant destekli protezlerde böyle bir esneklik söz konusu değildir.⁵⁶

2.1.5.2. Kuvvet Dağılımının Özellikleri

Kuvvet dağılımının bilimsel bir analizinin, ölçümlerin nicelleştirilmesini engelleyen değışken faktörler nedeniyle istatistiksel olarak kesin olmadığı belirtilmiştir. Örneğin, kortikal ve trabeküler kemiklerin farklı elastikiyetelere sahip olduğu bilinmektedir. Abutment vidaları ise protez altyapısına göre çok daha fazla esnekliğe sahiplerdir. Protez altyapısının abutmentlere uyumu, kanat varlığı ve implantların kemik içerisindeki yerleşimi ise kuvvet dağılımını değıştiren faktörler arasındadırlar.⁵⁵

2.1.5.3. Kuvvet Dağılımının Analiz Edilmesi

İmplant tasarımının sonlu eleman analizi, çeşitli implant konfigürasyonları ile kuvvet dağılımına ışık tutmuştur.⁵⁷ Bununla birlikte, Brunski ve ark.⁵⁶, sonlu elemanlar

analizinin yokluğunda da, basitleştirilmiş modellerle ve/veya basitleştirilmiş varsayımlarla doğal dişlerde ve implant destekli sistemlerde kliniğe uygun olarak kuvvet dağılımı tahminleri yapılabileceğini belirtmiştir.⁵⁸

2.1.5.4. Kuvvetler ve Yükleme Koşulları

İmplantlar üzerine uygulanan kuvvetler tür, yön, büyüklük ve süre olarak değerlendirilebilmektedirler. Kuvvetlerin uygulandığı implantta yüzey alanı da etkilidir ve implant yapısı üzerinde gözlemlenen stresle ters orantılıdır. Bu etken göz önüne alındığında, implantın maruz kaldığı stresin azalması, kuvvetin azalması ya da yüzey alanının artması sonucunda gerçekleşmektedir. Kemik hacmini korumak için, implant yüzey alanı fonksiyonel yükler için optimize edilmelidir.⁵⁹

2.1.5.4.1. Kuvvet Türü

Kuvvetler; basma, sıkıştırma ya da çekme olarak tanımlanabilirler. Basma kuvvetleri, yapıları birbirine doğru itme prensibiyle çalışırlar. Çekme kuvvetleri ise nesneleri birbirinden ayırma prensibine göre çalışırlar. Sıkıştırma kuvvetleri, bir kemik-implant arayüzünün bütünlüğünü koruma eğilimindeyken, çekme ve basma kuvvetleri ise böyle bir arayüzü ayırma ve bozma eğilimindedirler. Çekme kuvvetleri, diğer kuvvetlere kıyasla implantlara ve kemiğe en çok zarar veren kuvvetlerdir.⁶⁰ Genel olarak, sıkıştırma kuvvetlerini en iyi karşılayan sistem implant üstü overdenture protezlerdir.

1) Kemik, çekme kuvvetlerine karşı % 65 ve basma kuvvetlerine karşı % 35 daha zayıf olduğu için, fonksiyonel yüzey alanı, implant-kemik arayüzüne sıkıştırma kuvvetlerini dağıtmaya yarayan alan olarak tanımlanmaktadır.

2) Kortikal kemik gerilmede en güçlü ve makaslamada en zayıftır.

3) Simanlar, vidalı implant bileşenleri ve kemik-implant arayüzlerinin tümü basma veya çekmeden daha çok sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.⁶¹

2.1.5.4.2. Kuvvet Yönü

Açılı bir şekilde gelen kuvvetlere karşı kemik daha dayanıksızdır. Gelen yük ne kadar açılı gelirse, implant-kemik arasındaki gerilimler o kadar artar. Açılı kuvvetlerin kemiğe olan zararlı etkisi kemiğin anizotropik yapısı nedeniyle daha da şiddetlenir. 30 derecelik açılı bir kuvvet, özellikle implantın kortikal kemik etrafındaki uzun eksen yüküne kıyasla oluşan gerilimi % 50 artıracaktır.⁶² Bu nedenle, ideal koşullar altında sentrik oklüzyondaki oklüzal yüklerin implantın uzun eksenine gelebilmesi için implant gövdesinin uzun ekseninin Wilson ve Spee eğrisine dik olması gerekmektedir. İmplant-kemik arayüzüne olan yük açısı arttıkça implant çevresindeki gerilmeler artar. Sonuç olarak, implantlar mümkün olduğunca oklüzal düzleme dik yerleştirilmek üzere tasarlanmışlardır. Ayrıca, eksenel olarak implantların hizalanması, implant üzerinde daha az gerilim oluşturur ve yorgunluk kırıkları ve vida gevşemesi gibi komplikasyonların görülme olasılığını azaltır. İmplant diş hekimliğinde meziodistal, labiolingual, okluzoapikal olmak üzere üç baskın klinik yükleme eksenleri mevcuttur.⁵⁹

2.1.5.4.3. Kuvvet Büyüklüğü

Isırma kuvvetinin şiddeti, anatomik bölge, dişlenme durumuna göre farklılık gösterebilmektedir. Ortalama ısırma kuvvetleri 45 ila 1500 N⁶³ arasında değişebilir. Çiğneme kuvvetinin büyüklüğü molar bölgede daha büyük, köpek dişi alanında daha az ve ön kesici bölgede en azdır.⁶⁴ Birçok biyouyumlu malzeme, dental implantlara uygulanabilecek parafonksiyonel yüklerin tipine ve büyüklüğüne dayanamaz. Yetişkinlerdeki ısırma kuvveti büyüklükleri yaş, cinsiyet, dişsizlik derecesi, ısırma alanı ve özellikle parafonksiyondan etkilenmektedir.⁶⁵

2.1.5.4.4. Kuvvet Süresi

Dentisyonda ısırma kuvvetlerinin süresi değişken bir yelpazeye sahiptir. İdeal koşullarda, dişler sadece yutma ve çiğneme esnasında bir araya gelir. Gün içerisinde bu çiğneme süresi yaklaşık olarak 9 dakikadır.⁶⁶ Bruksizm, gıcırdatma veya diğer parafonksiyonel alışkanlıklar sergileyen hastalar, dişlerini her gün birkaç saat temas halinde tutabilmektedirler. Bu kuvvet süresi, implant üzerinde ciddi bir yorulma yükü oluşturabilmektedir.⁶⁷

2.1.5.5. Stres (Gerilim)

Kuvvetin bir yüzey üzerine dağıtılması durumu yani birim alan başına düşen kuvvet miktarı mekanik stres olarak ifade edilir. İmplantların ve onları çevreleyen ara yüzey dokularında görülen yüksek streslerin ne zaman ortaya çıktığı klinik açıdan oldukça önemlidir. Yüksek stresler, stres elemanının, tüm kayma gerilimi bileşenlerinin sıfır olduğu bir konumda konumlandırıldığında meydana gelir. Bir dental implant sistemindeki ve dokulardaki tepe gerilimlerinin belirlenmesi, potansiyel implant kırığı hakkında değerli bilgiler verebilir.⁵⁹

Cisim içerisinde oluşan gerilmelerin 3 farklı çeşidi vardır, bunlar:

Basma Gerilimi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirlerine yaklaştırmaya zorlayacak şekilde farklı yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilimlerdir.

Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Aynı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırmaya zorlayacak şekilde ters yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilimlerdir.

Makaslama/Kayma Gerilimi (Shear Stress): Farklı düzlemlerde, yüzeye paralel olan ters yöndeki iki kuvvetin bir cismi aynı anda etkilemesi nedeniyle cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlaması sonucu oluşan gerilimlerdir.⁶⁸

2.1.5.6. Deformasyon

Deformasyon, stres sonrası yapının geometrik konfigürasyonunun şekil veya boyutunda oluşan değişikliğe verilen isimdir. Bir diş implantına uygulanan yükler, implant ve çevresindeki dokularda deformasyona neden olabilmektedirler. Biyolojik dokular, deformasyonu karşılayabilirler veya hasar gördükleri için yanıt oluşturabilirler. İmplant diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, özellikle implant materyallerinin deformasyon ve sertlik özellikleri, bu yükler karşısında biyolojik dokuları etkileyebilmektedir. Doğrusal olarak gerçekleşen deformasyon uzunluk birimi başına yapının uzaması olarak tanımlanmaktadır. Bir de, yapının dikey yönde, kesme kuvvetleriyle oluşan stresin neden olduğu modifikasyonları tanımlayan bir kesme deformasyonu da bulunmaktadır. Deformasyon, fazla stres uygulanmış materyalin yapısı ve mekanik özelliklerinden de etkilenmektedir.⁶⁹

2.1.5.7. İmplantla İlgili Faktörler

2.1.5.7.1. İmplantın Yiv Şekli ve Stres Dağılımı

Çoğu diş implantı, stabil bir yerleşim ve kuvvet aktarımı için geliştirilmiş çeşitli dizaynlarda üretilmektedirler. Yivli implantlar, rotasyon hareketiyle doğrusal olarak osteotomi bölgesine yerleştirilirler.⁷⁰ İmplant yerleştirildikten sonra o bölgedeki kemik, kemik homeostazı adı verilen, dış gerilmelere karşı sürekli yeniden şekillenmeye (remodelling) uğramaktadır. İmplantlar optimal fonksiyonel yükü aldıklarında, çevreleyen kemikte remodelling oluşmaktadır. Bununla birlikte, aşırı olumsuz stresler altında, alveolar kemikte "osteoklast oluşumunu" indükleyen mikro kırıklar meydana gelmektedir.⁷¹ Kemik oluşumu, hasarı doldurmak için yeterince hızlı olmadığından, sorun daha da büyür ve ciddi kemik kaybına ve nihayetinde implant başarısızlığına neden olabilir.⁷² Bununla birlikte, optimal stres dağılımına ulaşmak zordur ve stresin çok az ya da fazla olması kemik erimesini indükleyebilir. Bu nedenle, olumsuz uyaranları azaltırken

yüzey temas alanını ve elverişli kuvvetleri artırmak için implantlar yivli şekilde üretilmelidir. Son zamanlarda, bu geometrik parametrelerin çevre bölgelerdeki yük dağılımı üzerindeki etkisini anlamak için sonlu eleman analizi (SEA) kullanılmıştır.⁷³ Chang ve arkadaşları,⁷⁴ SEA'yı kullanarak, 300 N eksenel yükün immedat yüklenmesiyle farklı yiv tasarımlarının (yamuk, destek, kare ve standart V-yivi) implantlar ve çevreleyen kemik içindeki mikro hareket modelini değerlendirmişlerdir. Sonuçlar, tüm mikro hareketin kortikal ve süngerimsi kemiğin ara yüzüne yakın olduğunu ve kare yiv profilinin en uygun mikro hareket değerine sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Eraslan ve arkadaşları⁷⁵, 100 N'luk bir statik eksenel yük altında dört farklı yiv formu ile benzer bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada, maksimum stresin birinci yiv etrafındaki servikal kortikal bölgelerde yoğunlaştığını ve stres değerinin kare yiv tipinde en düşük olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde, önceki diğer SEA ve hayvan çalışmaları kare yiv şeklindeki tasarımın en etkili stres dağılımını ve en yüksek kemik-implant temas alanını içerdiğini göstermektedirler.^{76, 77}

2.1.5.7.2. İmplantın Yiv Derinliği ve Genişliği

Yiv şekli ve eğimine ek olarak, yiv derinliği ve genişliği de endosteal implantlar etrafındaki stres dağılımını etkileyen önemli tasarım parametrelerindendir. Misch'e göre yiv derinliği, yivin en dış ucundan en içteki gövdesine olan mesafedir. Yine Misch'e göre, yiv genişliği eksenel olarak ölçülen tek bir yivin en üst ve en alt ucu arasındaki mesafe olarak da tanımlanmaktadır. Başka bir deyişle, yiv derinliği yivin ana ve küçük çapları arasındaki farkla da hesaplanabilir. Daha önce tartışılan geometrik değişkenler gibi, yiv derinliği ve genişliği klinik olarak implantın yerleştirilmesini ve yüzey alanını etkilemektedir. Yiv derinliği ne kadar sığ olursa, özellikle yüksek yoğunluklu kemikte implantasyon prosedürü de o kadar kolay olur.⁷⁸ Aksine, derin yivler, kemik-implant arayüzündeki fonksiyonel yüzey alanını arttırmaktadırlar, bu da düşük yoğunluklu

kemikte veya oklüzal kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde birincil stabiliteyi geliştirebilir. Progresif yivlerin kullanıldığı çeşitli implant sistemleri de mevcuttur. Bu yiv formunda yiv derinliği implantın apikal ucundan koronal boynuna kadar kademeli olarak azalır. Bu tasarımın kortikal bölgeden stresi uzaklaştırarak olası kemik erimesini önleyebileceği iddia edilmektedir.⁷⁹

2.1.5.7.3. İmplant Çap ve Uzunluğu

İmplant uzunluğunun artması genellikle krestal kemik arayüzünde çok önemli değildir ancak primer stabilite ve kemik-implant arayüzünün yüzey genişliği için bir avantaj sağlamaktadır. Artırılmış uzunluk aynı zamanda abutmentler yerine vidalanırken tork veya kesme kuvvetlerine karşı ekstra direnç sağlar. Bununla birlikte, artan uzunluğun, oklüzal yükleme sırasında kretin tepesindeki implant çevresinde, transosteal bölgede oluşan stresi azaltmak için çok etkili olmadığı düşünülmektedir.⁸⁰

Her bir implantın yüzey alanı, implantın genişliğiyle doğrudan ilişkilidir. Daha geniş kök formundaki implantlar, artan çevresel kemik temas alanlarından kaynaklanan dar implantlara (benzer tasarıma sahip) göre daha büyük bir kemik temas alanına sahiptirler. İmplant çapındaki her 0.25 mm'lik artış, bir silindir implant gövdesinde toplam yüzey alanını % 5 ila % 10 arasında artırabilir. Sonuç olarak, günümüzdeki verilere göre genişliğin yükseklikten daha önemli olduğu düşünülmektedir.⁸¹

2.1.5.8. Diğer Faktörler

2.1.5.8.1. Açılı İmplantlar

Maksiller sinüs veya mental foramen varlığı posterior maksilla veya mandibulada implant tedavisini engelleyebilmektedir. Sabit restorasyonları destekleyen distal implantların açıldırılması geçerli bir tedavi alternatifi olabilir. En koronaldeki kemik-implant temasındaki stresin, açılı implantlarda açıdan bağımsız olacak şekilde, açılı

olmayanlara kıyasla aynı olduğu ve splintli implantların açılandırılmasının stres artışına neden olmadığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır.⁸²

2.1.5.8.2. Klinik Moment Kolları

İmplantüstü protezler üzerinde üç klinik moment kolu mevcuttur. Bunlar; oklüzal yükseklik, oklüzal genişlik ve kanat uzunluğudur. Komplikasyonların mümkün olduğunca azaltılması için bu moment kollarının her birinin en aza indirilmesi gerekmektedir.⁵⁹

Oklüzal yükseklik, labiolingual eksen boyunca yönlendirilen kuvvet bileşenleri için moment kolu görevi görür. Ayrıca oklüzal temasları, dil itmelerini, yanak ve oral kas sistemi ile mesiodistal eksen boyunca yönlendirilen kuvvet bileşenlerini dengeler.⁵⁹

Kanatlı şekilde tasarlanmış protezlerde ise dikey eksen yönündeki kuvvet bileşenlerinden büyük momentler gelişebilir. Ayrıca bir lingual kuvvet bileşeni kanat uzunluğu boyunca uygulandığında implantın boyun eksenini etrafında bir bükülme momentine neden olabilir. 1, 2 ve 3 cm kanat uzunluğundaki bir protezin altındaki implant, önemli moment yükleri aralığına sahiptir. Doğrudan implantın üzerine uygulanan 100-N'lik bir kuvvet, bir kanat mesafesi boyunca hiçbir moment kuvvetine maruz kalmadığı için ekstra bir kuvvete maruz kalmaz. İmplanttan 1 cm uzaktaki kanadın üzerine uygulanan aynı 100-N'luk kuvvet, 100 N-cm moment yükü ile sonuçlanır. Benzer şekilde, yük implanttan 2 cm uzağa uygulanırsa, implant-kemik bölgesine 200 N-cm tork uygulanır ve 3 cm'de 300 N-cm moment yükü oluşur.⁵⁹

Geniş oklüzal tablalar, herhangi bir oklüzal kuvvet için moment kolunu artırır. Labiolingual devrilme, oklüzal tablaları daraltılarak veya oklüzyonu sentrik ilişkide daha fazla temas sağlayacak şekilde ayarlayarak azaltılabilir.⁵⁹

2.2. Alveolar Kemiğin Yapısı

Kemik dokusu, kortikal ve süngerimsi kemik yapıları olarak iki tabakadan meydana gelmektedir. Kortikal kemik, süngerimsi kemiği saran, çokca sıkışık lameller yapılardaki kemiklerden oluşur. Mineralizasyon oranı çoktur ve vücuttaki kemiklerin iskelet sisteminin yapısal desteğini sağlar. Trabeküler kemik birbiriyle bağlantılı trabeküllerin oluşturduğu düşük yoğunluklu, mekanik etkilere karşı zayıf dirençli olan kemik dokusudur. Yüzey alanı hacmine kıyasla fazladır, kortikal kemiğe göre metabolik olarak daha aktiftir.⁸³

2.2.1. Alveoler Kemiğin Yoğunluğu ve Sınıflaması

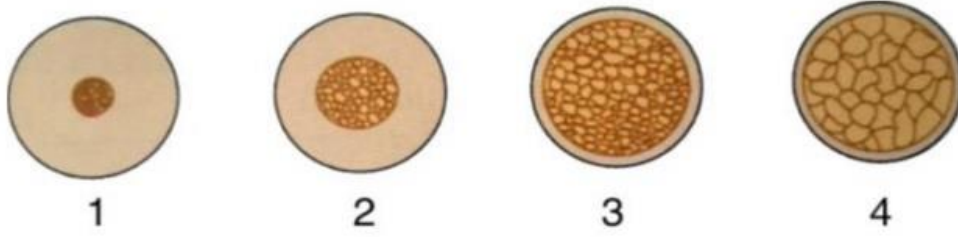
Kemik miktarı dışı bölgenin hacmini tanımlayıp, kemiğin yüksekliği, genişliği ve uzunluğu değerlendirilerek belirlenmektedir. Alveoler kemik yoğunluğu aynı zamanda kemik kalitesi olarak da tanımlanır ve kemiğin elastisite modülü, dayanıklılığı gibi biyomekanik özelliklerini tanımlar.⁸⁴ Kemik yoğunluğu ve miktarının implant tedavilerinin başarısı açısından etkisi bilim adamları tarafından yıllardır incelenmektedir. Üst çeneyi şekil ve kemik yoğunluğu açısından en iyi değerlendiren ve günümüzde de en sık kullanılan sınıflama şeklinin Lekholm ve Zarb⁸⁵ tarafından yapıldığı bilinmektedir. Lekholm ve Zarb, alveoler kemik kalitesi için ağırlıklı olarak trabeküler yapılardan oluşan kemik yoğunlukları arasında değişen, kortikal kemikten yumuşak kemiğe kadar bir sınıflandırma sistemi ortaya koymuştur. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması (Şekil 2.6.)'da gösterilmiştir.⁸⁵

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 3: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongiöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik mevcuttur.



Şekil 2.6. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması

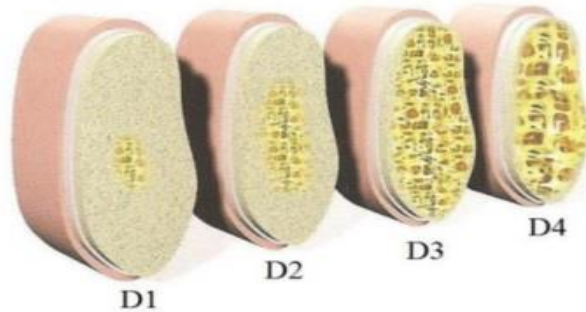
Misch'in yaptığı sınıflama ise ⁸⁴;

D1 kemik: Yüksek mineralize yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde kalın kortikal kemiğe, içerde ise kalın trabeküler kemiğe sahiptir. Anterior ve posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin neredeyse tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.



Şekil 2.7. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması. ⁸⁴

Tablo 2.1. Misch'in sınıflamasına göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı. ⁸⁴

Kemik Tipi	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
	Maksilla	Maksilla	Mandibula	Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

İmplant yerleşiminde kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeküllerin sık olması tercih edilmektedir. İmplant başarı oranı, yüksek kaliteli kemikte düşük kaliteli kemiğe göre çok daha fazla bulunmuştur. Kemik yoğunluğu azaldığında kemik dayanıklılığı da azalmaktadır. Düşük yoğunluklu kemikte implantların kısa ve uzun dönem kayıplarının daha fazla olduğu belirtilmiştir.⁸⁴

Dişsiz üst çene arka bölgelerde kemik yoğunluğu diğer bölgelerdekinden daha zayıftır. Buradaki kemiğin erime paterni diğer tüm bölgelerden daha çabuk gerçekleşmektedir. Bu olayın başlıca nedeni ise dişlerin kaybedilmesinden sonra alveoler bölgenin kanlanması ve kas stimülasyonunda azalma olması olarak belirtilmektedir.⁸⁴

2.3. Atrofik Maksilla Posterior Bölgenin Özellikleri

Üst çene arka bölgedeki diş kayıpları, bukkal yüzeydeki kemik kütlesinde özellikle de kemik genişlik hacminin azalması ile sonuçlanır. Üst çene arka bölge diğer tüm çene bölgelerine göre daha hızlı bir rezorpsiyon gösterir. Maksillada kemik rezorpsiyonu lateralden mediale doğru erime göstererek oluşur. Yıkımın yönüne bağlı olarak kret tepesi daha mediale taşınıp kortikal kemikten yoksun hale gelmektedir.⁸⁴

Çeşitli çalışmalar, mandibula ile karşılaştırıldığında maksillada daha yüksek oranda implant kaybı olduğunu göstermektedir. Maksiller kemiğin miktarı ve kalitesinin bu alandaki daha yüksek implant başarısızlığından sorumlu olduğu öne sürülmüştür.⁸⁶ Maksillada geleneksel implant tedavisi için en az 9–12 mm implant kullanılması önerilmektedir. Maksiller alveolar sırtın ileri düzeyde rezorpsiyonu olan durumlarda, geleneksel yöntemlerle implantların başarılı bir şekilde yerleştirilme şansı azalmaktadır.⁸⁷

2.3.1. Atrofik Posterior Maksillada İmplant Uygulamaları

Özellikle üst çenede ilerlemiş kemik kaybı olan hastalarda, rezidüel kemik yüksekliğinin azalması implant ömrünü önemli derecede etkilemektedir. Otojen onlay greft uygulamaları⁸⁸, sinüs kaldırma prosedürleri⁸⁹, otojen kemik greftleri ile birleştirilmiş sinüs kaldırma prosedürleri⁹⁰ ve çeşitli greftleme yöntemleri gibi implantların etrafındaki kemik miktarını arttırmak için çeşitli cerrahi prosedürler bulunmaktadır. Cerrahlar, kemik hacmi bozulmuş hastalarda hacim arttırmaya ek olarak, implant ucunun bazal kortikal tabakaya yerleşmesini sağlayacak şekilde implant uzunluğu seçme olanağına da sahiptirler. İmplantın bu sözde bikortikal fiksasyonunun, mikro hareketi azaltarak implantın primer stabilitesini arttırdığı varsayılmaktadır.⁹¹ Ayrıca mekanik yükleme sırasında stres ve strain dağılımı üzerinde yararlı etkileri olduğu görülmektedir.⁹²

Kısa sürede implant kaybının nedenlerinin arasında ise primer stabilitenin sağlanamaması gösterilmektedir. Bozulmuş kemik yüksekliğinin ve yoğun kompakt kemik yetersizliğinin, implantın hayatta kalma süresinin azalmasının önemli nedenlerinden olduğu düşünülmektedir.⁹³ Aksine, protez rehabilitasyonundan sonraki aşamalarında implant kaybı, esas olarak enfeksiyonlardan veya implantların aşırı yüklenmesinden kaynaklanmaktadır.⁹⁴

Atrofik maksilla posterior bölgedeki implant rehabilitasyonu için çeşitli seçenekler bulunmaktadır. Bunlar;⁶

- Kısa İmplantlar
- İmplantların Açılı Kullanımı
- Distal Kanatlı Protezler
- Atrofik Maksillada Graft Uygulamaları

2.3.1.1. Kısa İmplantlar

İmplantologlar her zaman kemiğe uygun en uzun, en geniş implantı seçmeyi tercih ederler; ancak posterior maksilla genellikle yetersiz kemik yüksekliği⁹⁵ ve Tip IV kemik kalitesinden⁹⁶ dolayı buna elverişli olmayabilir. Ayrıca oklüzal yükler frontal bölgeye göre önemli ölçüde daha yüksektir.⁹⁷ Kemik kalitesini ve miktarını iyileştirmek için cerrahi prosedürler tercih edilebilir ancak bunlar artan maliyet, ek cerrahi süre, ekstra morbidite ve iyileşme süresi ile ilişkilidirler ve komplikasyon riskini artırabilirler.⁹⁸ Böyle zorlu durumlarda kısa implantların yerleştirilmesi başarılı bir alternatif sunar.⁹⁹

Kısa implantın çeşitli tanımları vardır: “8 mm kemik içi uzunluğuna eşit veya daha kısa olanlar”¹⁰⁰, “tasarlanmış uzunluğu 10 mm'den az olanlar”¹⁰¹ ve “6– 7 mm uzunluğunda implantlar”¹⁰². Kısa implantların artıları cerrahi işlemlerden kaçınma, tedavi planlamasının kolaylaşması, tedavi süresi azalması, komplikasyon azlığı ve maliyetin düşmesidir.¹⁰³ Bununla birlikte, kısa implantlar daha küçük implant yüzey alanına sahip olduğundan, kemik ve implant arasındaki temas yüzeyi azalır ve alveolar kemikteki stresleri ve gerilmeleri artırır. Önceki yıllarda yapılan çalışmaların çoğunda, kısa implantların standart implantlara göre daha düşük başarı oranları gösterdiği belirtilmiştir. Daha yakın tarihli raporlar ise kısa implantların genel başarı oranının, %99.7'ye varan oranlarla uzun implantlarınkine benzer olduğunu göstermektedir.¹⁰⁴

Ne yazık ki, literatürde az sayıda çalışma vardır, bu nedenle kemik kalitesi, implant uzunluğu ve çapı ve hayatta kalma oranları arasındaki ilişkiler net belirlenmemiştir. Bu nedenle, biyomekanik araştırmalar bu etkileşimlerin kurulmasına yardımcı olabilir ve kısa implant başarısı hakkında yol gösterici olabilirler.

2.3.1.2. İmplantların Açılı Kullanımı

İdeal olarak implantlar birbirlerine ve komşu dişlere paralel olarak yerleştirilmeli ve aksiyal kuvvetlerle dikey olarak hizalanmalıdırlar. Dişsiz posterior maksillanın implantlarla rehabilitasyonu, çoğunlukla alveolar kemik kaybı ve maksiller sinüsün pnömatizasyonu gibi anatomik sınırlamalarla ilişkilidir.¹⁰⁵ Atrofik posterior maksillanın cerrahi işlem olmaksızın sabit restorasyonları için alternatif tedavi seçenekleri distal kanatlı implant destekli sabit protez, kısa implantların kullanılması ve zigoma veya tüberoziteye implant yerleştirilmesini içerir.¹⁰⁶ Diğer bir seçenek de, maksiller sinüsün hemen önüne, distal olarak eğimli bir posterior implantın yerleştirilmesidir.¹⁰⁷

Açılı implant tasarımının temel avantajı, implanta bağlı sabit protezlerin uzatılması ve böylece sinüs tabanını yükseltme prosedürüne gerek kalmadan kanat uzunluğunun azaltılmasıdır. Bu tekniği kullanarak, mesial implant oklüzal düzleme dik olarak yerleştirilirken, distal implant maksiller sinüsün ön sınırı boyunca açıldırılarak yerleştirilir.¹⁰⁷

Açılı implant kullanımının klinik avantajları bulunmaktadır:

- Daha uzun implantların yerleştirilmesini sağlar, böylece kemikten implanta temas alanını ve implant stabilitesini artırır;
- Mesial ve distal implant arasında daha geniş bir mesafe oluşturarak yük dağılımının iyileşmesini sağlar.

- Distal kanat boyutunu önemli ölçüde azaltır veya tamamen ortadan kaldırır. Bu avantajlar cerrahi prosedürü basitleştirir ve morbiditeyi, zamanı ve maliyeti azaltır, böylece daha fazla sayıda hastaya tedavi sağlar.¹⁰⁷

Açılı implant uygulaması, açılı abutmentlerin kullanılmasını gerektirir. Birkaç çalışma, açılı abutmentlerin, destekleyici implantlar ve bitişik kemik üzerinde artan bir strese neden olduğunu ileri sürmüştür.^{108, 109} Bu durumun azalan kemik yoğunluğu ile arttığı iddia edilmiştir.¹¹⁰ Bazı çalışmalarda ise, açılı abutmentlerin kullanımını içeren implantların ve protezlerin uzun vadedeki başarı oranları incelemiştir.^{111, 112} Bu çalışmaların tamamında, yüksek implant sağkalım oranı rapor edilmiştir¹¹²⁻¹¹⁴

2.3.1.3. Distal Kanatlı Protezler

Kanatlar implant üstü protezlerde uzun süredir kullanılmaktadır.¹¹⁵ Kanat kullanılması greftleme işlemine gereksinimi azaltır ve alveolar sinir ve maksiller sinüs gibi anatomik yapıların korunmasına katkı sağlar. Bununla birlikte, kanat varlığı protezin biyomekaniğini değiştirir ve retansiyon kaybı, altyapı kırılması, porselen atması, vida ve implant çevresindeki kemiğin gevşemesi veya kırılması gibi teknik ve biyolojik komplikasyonların görülme sıklığını artırabilir.¹¹⁵⁻¹¹⁷ Marcelo ve ark¹¹⁸ yaptıkları çalışmada, kanat uzunluğunun, stres dağılımını doğrudan etkilediğini kanat kısmında iki kron bulunan modellerin, özellikle implantların servikal kısmında en yüksek strese sahip olduğunu belirtmişlerdir.

2.3.1.4. Atrofik Maksillada Greft Uygulamaları

Posterior maksillada dental implant tedavisinin zorluğu, diş hekimliğini, yetersiz maksiller alveolar sırtın yönetimi ve tedavisi için yeni teknikler geliştirmeye yönlendirmiştir. Inferior alveolar sinirin çok önemli olduğu posterior mandibulanın aksine, posterior maksilladaki kritik yapı maksiller sinüsdür. Tatum¹¹⁹ ilk olarak implant yerleşimi için maksiller sinüsün augmentasyonu ile ilişkilendirilmiş olsa da, Boyne ve

ark.¹²⁰ uzun süreli takip ile otojen kemik grefti kullanımının tanımlamasında dönüm noktası olmuştur. Bu ilk araştırmalardan itibaren birçok malzeme ve teknik implant cerrahisinde kullanılmıştır.¹²¹

Atrofik posterior maksilla, dental implant yerleşimi için zorlayıcı bir bölgedir. Posterior maksillada kemik kaybının yüksek olduğu durumlarda, sinüs lifting ve kemik ogmentasyonu endikedir. Sinüs lifting işlemi, maksiller sinüs tabanını yukarıya doğru yeniden konumlandırarak posterior maksillada kalan kemiğin yüksekliğini arttırmayı, fonksiyonel dental implantların uygun şekilde yerleştirilmesini sağlayabilecek uygun bir kemik yüksekliği oluşturmayı amaçlayan cerrahi bir müdahaledir.¹²² Sinüs lifting ameliyatını genellikle maksiller sinüsün kemikli tabanı ile Schneiderian membran arasında oluşturulan kompartmanı doldurmak için kemik grefti uygulaması takip eder. Sinüs kaldırma cerrahisindeki gelişmeler oldukça fazladır. Bu ilerlemeler, klinisyenlerin yüksek standartta implant uygulama sonuçları ve beklentileri ile hasta memnuniyetini yenilemesine, geliştirmesine ve sürdürmesine yardımcı olan ana ilham kaynakları olmaya devam etmektedir.¹²²

2.4. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller

Özellikle posterior bölgelerde hazırlanan sabit protez restorasyonlarında, çiğneme kuvvetlerine karşı protezin dayanıklılığını arttırmak için üst yapı seramikleri alt yapılar ile desteklenmelidir. İlerleyen teknoloji ve materyallerdeki yenilikler sayesinde, CAD/CAM sistemleri günümüzde protetik restorasyonlarında hem alt yapıların hem de üst yapıların hazırlanmasında kullanılmaktadırlar.¹²³

2.4.1. Metal Altyapılı Porselen Restorasyonlar

Metal altyapılı porselenler, implant veya dişlerden destek alarak, metal altyapı ve porselen üst yapılardan oluşan restorasyonlardır.¹²⁴ Metal destekli porselen restorasyonlar başarılı uzun dönem sonuçları nedeniyle günümüzde hala tercih edilmekte ve ‘altın

standart' olarak kabul edilmektedirler. Ancak biyolojik olarak metalin alerjik etkisi, estetik olarak metal alt yapının ışık geçirgenliğinin olmaması ve materyalin dijital sistemlerde üretime uygun olmaması bu restorasyonların dezavantajlarındanıdır.¹²³

2.4.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramikler, biyouyumluluklarının ve estetik özelliklerinin çok iyi olmalarından kaynaklı olarak günümüzde sıklıkla tercih edilmektedirler. Bu sistemler metal porselen sistemlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla üretilmişlerdir.¹²⁵

2.4.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırması

Tam seramik restorasyonların, güncel materyallerin takip edilebilenirliği açısından sınıflandırılması gerekmektedir. Bu amaçla birden çok sınıflandırma yapılmıştır. Literatürde tam seramik restorasyonlara dair kompozisyon, üretim metotları, klinik endikasyon, fırınlama dereceleri gibi konularda, çeşitli sınıflandırmalar bulunmaktadır.¹²⁶ 2011'de, rezin kompozitler tanıtıldıktan sonra CAD-CAM hibrit seramikler, güçlendirilmiş kompozitler, rezin nanoseramikler gibi seramik ve polimer yapıları barındıran materyallere dair yeni sınıflamalar yapılmıştır.¹²⁷ Gracıs ve ark.¹²⁸ tam seramik materyalleri 3 ana gruba ayırmışlardır.

1. Cam-matriks seramikler: Cam fazı içeren, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
2. Polikristalin seramikler: Cam fazı içermeyen, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
3. Resin-matriks seramikler: Porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi çoğunlukla inorganik refraktör bileşenler içeren polimer matriksleri

2.4.2.1.1. Cam Matriks Seramikler

2.4.2.1.1.1. Feldspatik Seramikler

Bu seramik grubu kuartz, kaolin ve feldspattan oluşan üç çeşit malzeme grubuna dayanmaktadır. Potasyum feldspat miktarına bağlı olarak sadece restorasyonun içsel dayanımını artırmakla kalmayıp, aynı zamanda porseleni metal alt yapılara uygun hale getiren (termal genleşme kat sayısının düzenlenmesi) lösit kristallerini oluşturmaktadır. Bu materyaller ya metal alaşım ve zirkonyum, lityum disilikat ve benzeri seramiklerin veneer materyali olarak, ya da lamina, inley ve onley lerde tek başına estetik materyali olarak kullanılmaktadır.¹²⁹

2.4.2.1.1.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler, lösit içerikli, fluorapatit içerikli, lityum disilikat ve türevleri olarak üç alt grupta toplanmaktadır. İçeriklerinde temel olarak silikon dioksit (SiO_2) , potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) materyallerinden oluşup üretici firmalara göre farklılık gösterebilirler.¹²⁹

2.4.2.1.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler

İlk tam seramik sistem olan In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1989 yılında slip-casting tekniğiyle üretilmiş cam-infiltrasyon seramik materyaldir. İçeriğinde yoğun miktarda alüminyum oksit (Al_2O_3) bulunmaktadır. Pöröz yapıdaki alümina partiküllerine cam infiltrasyonu yapılarak boşluklar cam ile doldurulmuştur. Bu sayede materyallerin dayanıklılıkları arttırılmıştır.¹³⁰

2.4.2.1.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler ince grenli kristalin yapıya sahiptirler. İnce grenli yapı, materyallere kırılma sertliği ve dayanıklılığının artmasını sağlar fakat translüsensinin düşmesine sebep oldukları için estetik özellikleri çok iyi değildir.¹²⁸

2.4.2.1.2.1. Alümina

Tam seramikler arasındaki 300 GPa ile en yüksek elastisite modülüne sahiptirler. Alt yapı kor materyallerinde görülen kırıkların görülmesiyle ve mekanik özellikleri gelişmiş materyallerin keşfiyle alümina seramik kullanımı azalmıştır.¹³¹

2.4.2.1.2.2. Zirkonya

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahiptir. Doğada saf halde bulunmayan zirkonya genellikle bileşik halinde bulunmaktadır. En çok bilinen zirkonyum bileşikleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) bileşikleridir. Zirkonya materyali, metal alaşımlardan daha yüksek değerlerde bükülme dayanımı ve elastisite modülü özelliği göstermektedir.¹³² Aşınmaya karşı dirençli olması, sert yapıda olması, estetik özelliklerinin yüksek olması ve başarılı biyouyumluluk özelliklerinin bulunmasıyla diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadırlar.¹³³ Tetragonal zirkonyum polikrsitalin zirkonyum, genellikle restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan formdur, saf zirkonyuma %2-3 oranında yitriyum oksit (Y_2O_3) ilavesi ile elde edilmektedir ve opak bir özellik göstermektedir. Yitriyum içeren zirkonyum Y-TZP, yüksek kırılma dayanıklılığı göstermektedir ve 900-1400 MPa değerinde bükülme direnci ile fiziksel özellik olarak daha dayanıklı bir materyaldir.¹³⁴ Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyalar TZP şeklindedir, en yaygın form olan Y-TZP çeşitli işlemlerden ve sinterlenme işleminden geçtikten sonra en yüksek kırılma dayanımına sahip olmaktadır. Zirkonya seramikler, protetik alt yapı materyali olarak ve monolitik zirkonya restorasyonlar olarak kullanılabilirler. Monokromatik uniform materyal formundadırlar ve gerektiğinde infiltrasyon ile boyanabilmektedirler. Günümüzde mine ve dentinin renk çeşitliliklerini taklit etmek için polikromatik CAD-CAM blok ve diskleri (Katana Zirconia ML, Kuraray)

kullanılmaktadır. Bunlara ek olarak, firmalar estetik özellikleri geliştirmek için translüsens özelliklerini arttırmaya başlamışlardır.¹³⁴

Monolitik Zirkonya (MZ): Çekme dayanım noktası 939 MPa¹³⁵ ve basma dayanım noktası 758 MPa¹³⁵ olan ve ısıya dayanma gücü 2600°C'ye¹³⁶ kadar çıkabilen, solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu materyaller, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlardan oluşurlar.¹³⁷

Zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan problemlerin ve ömürlerinin kısa olmasının nedeni veneer porseleni ile alt yapı arasında meydana gelen koheziv kırılmalarıdır.¹³⁸ Bunun için CAD/CAM sistemler kullanılarak hazırlanan, veneer porselen uygulanmasına ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik¹³⁹ restorasyonlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda, mekanik özellikleri arttırılan MZ'un klinik endikasyon sahası oldukça genişlemiştir.¹⁴⁰

MZ restorasyonlar biyoyumluluklarının yanı sıra, translüsenslik özelliklerinin fazla olması ve gözeneksiz yapıları sayesinde mükemmel estetik görünüme ve mekanik özelliklere sahiptirler.¹³⁶ Görünümünün doğala yakın olması nedeni ile estetiği sağlamak için porselenle veneere edilmeleri gerekmemektedir. Yalnızca özel renklendirici solüsyonlar ile renklendirilerek doğal diş rengi elde edilebilmektedir. MZ restorasyonların en büyük avantajı veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen “chipping” denilen kopma ve kırılma olaylarıyla karşılaşılmasıdır.¹⁴⁰

2.4.2.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Stabilize olmayan zirkonyaya eklenen alümina, tetragonal ve monoklinik faz değişiminin ilk ve ikinci safasında mikro çatlak oluşumunu azaltarak, kırılma dayanımını arttırmaktadır. In-Ceram Zirkonya zirkonya ile güçlendirilmiş alümina örneğidir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ise son zamanlarda oral implant üretiminde

kullanılmaktadır. Zirkonya alüminanın birleşim yüzdesi; üretici firmadan firmaya değişmektedir.¹³⁴

2.4.2.1.3. Rezin-Matriks Seramikler

Rezin nanoseramik materyaller esas olarak, nano teknoloji ve seramik entegrasyonuna dayanmaktadır. Bu kategori, seramik partikülleriyle yüksek oranda doldurulmuş organik matriks seramik materyalleri içermektedir. Rezin matriks seramik materyaller, içerdikleri organik matriks yapısıyla geleneksel herhangi bir sınıflamaya dahil edilememişlerdir.¹³⁰ Rezin matriks seramikler, CAD-CAM sistemlerine özel farklı içeriklere sahip materyaller olarak üretilmektedirler. Şu anda, rezin matriks seramik materyaller inorganik içeriklerine göre 3 farklı alt gruba ayrılmaktadırlar.¹²⁸

- Rezin Nanoseramikler; Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks (Polimer İnfiltrat Seramik Ağ); VITA Enamic (Vita, Bad Sachingen, Almanya)
- Rezin Ağ Matriks Yapısına Sahip Zirkonya-Silika Seramikler; Shofu Block HC (Shofu, Japonya)

2.5. Abutment Çeşitleri

Dental implantın, hareketli veya sabit protetik restorasyonların desteklenmesini veya tutuculuğunu sağlayan protetik parçasına abutment denilmektedir. İmplant abutmentleri; titanyum ve titanyum alaşımları ile seramik abutment materyalleri olarak kullanılabilir.¹⁴¹ Titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilen metal abutmentler, uzun yıllardır biyouyumlulukları ve yüksek başarı oranlarıyla implant destekli protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat metal abutmentler geniş kullanım alanı bulmalarının yanında estetik bölgelerde dezavantajlı olmaktadır. Özellikle ince fenotip periodontal dokuya sahip hastalarda gri renkleri dişetinden yansıyabilmektedir ve peri-implant dokuların çekilmesine bağlı olarak abutmentler görünür hale gelir ve estetiği

olumsuz etkilemektedir.¹⁴² Estetiğin geliştirilmesi amacıyla, titanyum abutmentlere alternatif seramik abutmentler ve bireysel abutment çözümlerine gidilmektedir. Abutmentlerin sınıflandırılması temel olarak

1. Prefabrike abutmentler

2. Bireysel olarak hazırlanmış abutmentler olarak 2 ana başlık altında incelenebilmektedir.¹⁴³

2.5.1. Prefabrike Abutmentler

Prefabrike implant abutmenları, hemen hemen her vakada uygulanabilecek, üretici firma tarafından farklı materyallerden hazırlanan, farklı platform genişliklerine, farklı dişeti çıkış profiline, farklı uzunluklara sahip implant ve implant üstü protezler arasında bağlantıyı sağlayan protetik parçalardır.¹⁴³

2.5.2. Bireysel-Anatomik Abutmentler

Bireysel abutmentler, üretici firmalar tarafından farklı yöntemlerle, titanyumdan veya estetiğin ön planda olduğu durumlarda seramikten üretilmektedir.¹⁴⁴ Prefabrik dayanaklar ile karşılaştırıldığında, özellikle CAD-CAM teknolojisinin kullanımı sayesinde dayanağın istenilen bölgelerinde maksimum veya minimum kalınlıklar elde edilebilmektedir. Bireysel abutmentler tek veya iki parçalı olabilmektedir. Tek parçalı abutmentler, implant abutment bağlantısı da dâhil olmak üzere tamamen seramik veya titanyum materyal ile üretilmektedir. Son yıllarda anterior ve posterior bölgelerde tek diş implant restorasyonları için iki parçalı abutment olarak ifade edilen “hibrit abutment” terimi geliştirilmiştir. Hibrit abutmentler; implanta vida ile bağlanan bir titanyum içyapıdan ve titanyum içyapıya CAD-CAM cihazında bireysel olarak üretilmiş seramik kopingin rezin simanla bağlanmasıyla oluşmaktadır.¹⁴⁵ Hibrit abutmentin titanyum içyapısı, implant ile bağlantının stabilitesini sağlarken; CAD-CAM’de bireysel olarak

hazırlanmış seramik koping doğal çıkış profili ve renge sahip olduğu için estetiği arttırmaktadır.¹⁴⁶

Ti-base Abutmentler: Titanyum base abutmentler, zirkonya abutmentlerdeki olası bağlantı kırılmasını önlemek için bir alternatif olarak görülmektedirler. Titanyum bileşimi nedeniyle ti-base abutmentler, bitişik yumuşak dokularla yeterli stabilite ve biyouyumluluk sağlayarak optimal direnç sağlarlar. Düz veya oluklu olmak üzere iki farklı tasarım sunarlar ve yapıştırma anında yapılan yüzey işlemi restorasyonun başarısı için hayati önem taşır. Ti-base abutmentler, CAD/CAM teknolojisi ile uyumlu olarak tasarlanmışlardır bu yüzden; daha hızlı çalışma süreleri ve kabul edilebilir adaptasyon sağlarlar. Ti-base abutmentlerin ana avantajı, tıpkı bireysel abutmentler veya herhangi bir vidalı sistemde olduğu gibi abutmentin ve kuronun geri çıkarılabilmesidir, ayrıca ekstra oral olarak simante edildiğinden, siman artığı riskini ortadan kaldırır. ¹⁴⁶

2.5.2.1. Hibrit Abutment Kuronlar

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemlerinde ve materyal biliminde yaşanan gelişmelerle birlikte ti-base abutmentlerin popülaritesi giderek artmış ve bunun sonucunda da “hibrit abutment” ve “hibrit abutment kron” kavramları ortaya çıkmıştır.^{147, 148} Hibrit abutment, ti-base abutmentle simante edilen kişiselleştirilmiş bir seramik abutment olarak tanımlanmaktadır. Hibrit abutment kuron ise ti-base abutment ve seramik kron restorasyonun birbirine simante edildiği ve tek parça olarak implanta vidalandığı bir vida tutuculu restorasyon sistemidir. Hibrit yapı implant-abutment bağlantı bölgesinde metal-metal bağlantının mekanik avantajını ve seramik restorasyonun estetik avantajını bir araya getirmektedir.¹⁴⁹

2.6. Multiunit Abutment

Multiunit abutmentler; implant üstü vida tutuculu kron ve köprüler, hibrit protezler ve bar ataçmanlar gibi vida retansiyonuna sahip bütün restoratif seçeneklerin

retiminde alt yapı olmak üzere tasarlanmıştır. Ayrıca immedat yüklenen tam ağız restorasyonların geçici ve kalıcı protezlerin yapımında temel oluşturan üst yapı seçeneğidir. Farklı derecelerde aı seçenekleriyle oryantasyon seçeneği sunan multiunit abutmentlar, ayrıca farklı dişeti yüksekliği seçeneklerine de sahiptirler. Bu sayede, sinüs lifting cerrahisinden veya mandibuler mental foramen yakınlığındaki cerrahi işlemlerden kaçınmak için bilinçli olarak açılı yerleştirilen implantların hizalanmasına da olanak tanırırlar.¹⁵⁰

2.7. Stres Analizi Yöntemleri

Herhangi bir cisim üzerine uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların tespit edilmesinde ve cismin uygulanan kuvvetlere karşı tepkisinin ölçülmesinde kullanılan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir.¹⁵¹ İmplant tedavilerinin biyomekanik cevabının değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem direkt klinik çalışmalardır. Ancak yapıların kompleksliği, intraosseoz yapıların biyomekanik davranışlarının direkt klinik değerlendirilmesini imknsız hale getirmektedir. Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetleri, implant veya dişler aracılığıyla kemiğe ve kemik çevresindeki dokulara ileilmektedir. Ortaya çıkan gerilmelerin dağılımının ve miktarının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için önemlidir. Protezlerin farklı anatomik ve fizyolojik özellikteki dokular üzerine yerleştirilmesi nedeniyle, materyallerin gücünü ölçmek ve klinik başarısızlıklara sebep olan lokal gerilmeleri öngörmek ve stres dağılımlarının restorasyonlar üzerindeki etkisini ölçmek için çiğneme kuvvetlerinin etkisinin deneysel olarak gösterilmesi gerekmektedir.¹⁵¹

Diş hekimliğinde geçmiş dönemlerde; fotoelastik stres analizi, gerinim ölçer yöntemi, kırılğan vernik kuvvet analizi yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi ve sonlu elemanlar analizi gibi farklı analiz yöntemleri kullanılmıştır.¹⁵²

2.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analizi; transparan dental materyallerin oluşturduğu optik parametrelerin değerlendirilmesi yöntemiyle stres dağılımını incelemektedir. Bir cisimdeki stres durumunun oluşturduğu internal deformasyon, cisme uygulanan polarize ışığın yansımalarını değiştirmektedir. Bu analiz polarize filtre ya da polariskop cihazı kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Polarizasyon sonucu oluşan bu optik renk değişiklikleri izokromatik saçaklanma olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde bu analiz genel olarak doğal diş dokuları etrafında oluşan stres dağılımlarını ve hareketli bölümlü protez ya da sabit protezlerin abutmanları etrafında oluşan stres dağılımlarını incelemekte kullanılmaktadır. Yöntemin avantajları; ucuz olması, kullanımı kolay olması ve stresler hakkında genel bilgi vermesi olarak sıralanırken; in-vivo analizlerde çok başarılı olmaması, fotoelastik resin kullanımı gerekmesi ve nicel ölçümlerde bazı hatalar meydana gelmesi yöntemin dezavantajları olarak sıralanabilir^{153, 154}

2.7.2. Gerinim Ölçer Yöntemi (Strain Gauge Metodu)

Gerinim ölçer yöntemi; mikrogerinimlerin ölçüldüğü, strain gauge ya da elektriksel dirençlerin kullanımını içeren bir yöntemdir. Materyallere kuvvet uygulandığında materyallerin elektriksel direncinde değişim yaşanmaktadır. Cisim üzerinde oluşan bu kuvvet; elektriksel dirençlerde azalmalar ya da artmalar meydana getirmekte ve bu veriler kaydedilerek stres miktarları belirlenmektedir. Bu yöntemde nicel değerlendirmelerin yapılabilmesi, verilerin matematiksel prosedürler için kullanılabilmesi ve in vivo olarak da uygulanabilmesi yöntemin avantajlarını oluştururken, gerinim ölçerin boyutundan dolayı küçük objelerde kullanımının zor olması ve gerinim ölçümlerinde farklı durumlarda bazen benzer sonuçların alınması yöntemin dezavantajları olarak belirtilmektedir.¹⁵⁴

2.7.3. Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi

Bu yöntemde stres analizi yapılacak cismin üzerine uygulanan özel bir vernik ile fırınlama işlemi gerçekleştirilir. Fırınlama sonrasında kuvvetlerin yoğunlukta olduğu alanlarda çatlaklar meydana gelmektedir.¹⁵⁵

2.7.4. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde analizi yapılacak materyale kuvvet uygulandığında oluşan ısısal değişiklikler kullanılarak stres miktarları değerlendirilmektedir. Bu analize göre, homojen ve izotropik bir materyale kuvvet yüklendiğinde, materyalde oluşan ısısal değişiklikler ile oluşan stres doğru orantılı olmaktadır. Çiğneme esnasında; bu analiz için gerekli periyodik yükleme frekansına ulaşılabilmesine karşın, yöntemin dezavantajı olarak materyallerin statik yükleme koşullarını karşılayamaması söylenebilir.¹⁵⁵

2.7.5. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

SEA, 1960'lerden bu yana birçok mühendislik ve biomühendislik alanında, numerik analizlerin gerçekleştirilmesinde geniş bir şekilde ve başarıyla kullanılan non-invaziv bir yöntemdir. Bu yöntem, kompleks yapıların modellenmesinde ve onların mekanik özelliklerinin analiz edilmesinde kullanılmaktadır.¹⁵⁶

Karmaşık problemlerin çözümünde kullanılmak üzere mühendislik alanında geliştirilen SEA bir simülasyon ve sayısal modelleme yöntemidir. Bu yöntem, kuvvet analizi için farklı diş hekimliği alanlarında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.¹⁵² Bu analiz yöntemi, farklı kuvvetlerin diş ve çevresindeki dokular üzerine olan etkilerinin tahmininde kullanılmaktadır.¹⁵⁷ Bu analiz sonucunda elde edilen veriler, araştırılacak sisteme kuvvet uygulaması sonrasında ilk başta gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri gösterir. Daha sonra gerçekleşecek etkileri incelemek için zamana bağlı çalışmalar da yapılabilmektedir. Bu analizin mantığının daha kolay anlaşılabilmesi ve analiz sonrası

elde edilen sonuçların incelenebilmesi için birkaç terimin bilinmesinde fayda bulunmaktadır.¹⁵⁸

2.7.5.1. SEA’da Kullanılan Biomekanik Terimler

2.7.5.1.1. Kuvvet

Cisimlerin şekil, yön ve doğrultuları üzerinde değişikliğe yol açan etkidir. Büyüklüğü, süresi, yönü ve tipi olup vektörel özellik taşıyan bir niceliktir. ¹⁵⁹

2.7.5.1.2. Gerilme

Kuvvet uygulanan bir cismin, uygulanan kuvvete karşı gösterdiği tepki olarak tanımlanır ve kuvvetin alana bölünmesiyle elde edilir.¹⁵⁹

Von Mises Gerilmesi: Deformasyon başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises gerilmesi çekilebilir malzemeler için kullanılır. Von Mises kriterleri, x, y ve z yönlerindeki üç "ana gerilmeyi" eşdeğer bir gerilmeye birleştirmek için bir formülü ifade eder, bu da daha sonra incelenen materyalin yield noktası ile karşılaştırılır.¹⁶⁰ Üç asal gerilme değeri kullanılarak formüle edilmiştir.¹⁶¹

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

2.7.5.1.3. Stres

Dış hekimliği alanında yapılan stres analizi çalışmalarında genel olarak stres birimi için “Megapaskal” (MPa ya da N/mm²) kullanılmaktadır. Stresler; sıkışma gerilmesi (compressive stress), çekme gerilmesi (tensile stress) ve makaslama gerilmesi (shear stress) olmak üzere 3’e ayrılır. ^{159, 162}

2.7.5.1.4. Çekme Gerilmesi

Bir cisme aynı doğrultuda, birbirinden uzaklaşan fakat zıt yönde iki farklı kuvvet uygulandığında cisimde uzama meydana gelmekte olup, bu kuvvetin yarattığı deformasyona karşı oluşan tepki “çekme gerilmesi” olarak tanımlanmaktadır.¹⁶²

2.7.5.1.5. Sıkışma Gerilmesi

Bir cisme aynı doğrultuda, birbirine doğru fakat zıt yönde iki farklı kuvvet uygulandığında cisimde kısalma meydana gelmekte olup, bu kuvvetin yarattığı baskıya karşı oluşan tepki “sıkışma gerilmesi” olarak tanımlanmaktadır.¹⁶²

2.7.5.1.6. Makaslama Gerilmesi

Bir cisme birbirine doğru uygulanan paralel iki kuvvetin, cismin bir kısmının diğer tarafa doğru kaymasına neden olan stres tipidir.¹⁶²

2.7.5.1.7. Asal Gerilmeler

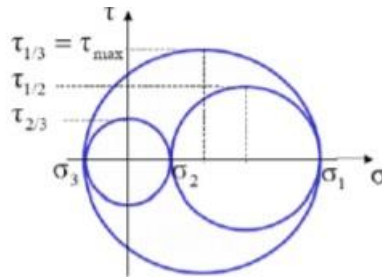
Normal gerilmelerin maksimum olduğu düzleme asal düzlem, eksene asal eksen ve gerilmelere asal gerilmeler denir. Asal gerilmeler σ_1 ve σ_2 ile gösterilir.¹⁶²

2.7.5.1.8. Gerinim (Strain)

Cisimlerin kuvvet karşısında yaşadığı boyutsal değişim olarak tanımlanmaktadır. Cismin kuvvet karşısında yaşadığı boyutsal değişimin, cismin orjinal boyutuna oranlanması ile elde edilir.¹⁵⁹

2.7.5.1.9. Principal Strain

Asal gerilmelerin oluşturduğu birim şekil değişim değerleri olarak tanımlanabilir. Mohr dairesindeki σ_1 değeri maximum principal strain değerini ifade ederken, σ_3 'e karşılık gelen değer minimum principal strain değerini ifade eder.¹⁵⁹



Şekil 2.8. Mohr Dairesi

2.7.5.1.10. Elastisite (Young's) Modülü

Bir cismin kendine uygulanan kuvvetin kaldırılmasıyla, tekrar ilk haline dönebilme yeteneği “elastisite” olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvetin kaldırılmasıyla tekrar ilk haline dönen cisimler “elastik cisimler” olarak bilinmektedir.¹⁶³ Elastisite modülü, bir materyalin göreceli rijiditesini tanımlamaktadır. Bu parametre, gerilmenin gerinime oranlanması ile hesaplanmakta olup birimi gigapaskal (GPa)’dır. Bir cismin maruz kaldığı stres karşısında, az miktarda gerinime sahip olması onun elastisite modülünün daha yüksek olması anlamına gelmekte ve yüksek elastisite modülüne sahip cisimler kuvvetler altında daha az deformasyona uğramaktadır.¹⁶³⁻¹⁶⁵

2.7.5.1.11. Poisson Oranı

Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında, cisim uzun ve ince bir hale dönüşürken; baskı (sıkışma) kuvveti uygulandığında, kısa ve kalın bir hale dönüşmektedir. Sonuç olarak; kuvvetler karşısında cisimlerde hem lateral hem de aksiyel gerinim gerçekleşmektedir. Poisson oranı ise cismin enine deformasyonunun boyuna deformasyonuna oranlanması ile elde edilen bir değer olup 0-0,5 arasında değişmektedir.¹⁶⁵

2.7.5.1.12. İzotropi ve Anizotropi

Uygulanan kuvvetler karşısında x, y ve z eksen yönündeki elastik özellikleri farklı gösteren cisimler anizotropik, benzer gösteren cisimler ise izotropik olarak kabul edilmektedir. İzotropik materyaller, farklı doğrultudaki kuvvetler karşısında aynı elastisite modülüne sahip olurken, anizotropik cisimlerde bu durumun tersi gerçekleşmektedir.¹⁶⁶

2.7.5.2. SEA ve Diş Hekimliğinde Kullanımı

Oral kavite kompleks bir biomekanik sistemdir. Bu kompleks durumlardan dolayı oral çevre ile ilgili birçok biomekanik araştırma in-vitro koşullarda gerçekleştirilmektedir.¹⁶⁷ Deformasyon ve stresler, bir yapıya kuvvet uygulandığında meydana gelmektedir. Ancak stresler elastik limit düzeyini aşan miktarda olduklarında, yapısal başarısızlıklar oluşmaktadır. Bu noktada bu stresleri direkt olarak ölçmek, kompleks yapılarda başarısızlığın neden ve ne zaman başladığını anlayabilmek ve stomatognatik sistemin komponentlerinin uzun dönem dayanıklılığını sağlamak kolay olmamaktadır.^{167, 168} Bu nedenle diş hekimliğinde, mühendislik bilimine ait uygulamalar ve bilgisayar teknikleri oral biomekaniklerin anlaşılmasında yardımcı unsurlar haline gelmektedir.¹⁶⁷ Son yıllarda diş hekimliğinde dental yapıların sonlu elemanlar analizinin de popüler hale gelmiş olmasıyla, SEA ortodonti, implantoloji, restoratif diş hekimliği, endodonti, protetik diş tedavisi gibi birçok alanda yapılan çalışmalarda kullanılmaktadır.^{156, 167} SEA yöntemi 2 ve 3 boyutlu olarak uygulanabilmektedir. Diş hekimliği alanında yapılmış 2 boyutlu ^{169, 170} ve 3 boyutlu¹⁷¹⁻¹⁷⁴ çalışmalar mevcuttur. 2 boyutlu SEA'nın 3 boyutlu SEA'ya göre bazı dezavantajları mevcuttur. 2 boyutlu analizde kompleks dental yapıların modellenmesi ve biyomekanik özelliklerinin araştırılmasında limitasyonlar mevcutken, 3 boyutlu analiz bu sorunların üstesinden gelmektedir.^{175, 176}

2.7.5.4. SEA'nın Avantajları

1. Katı ve sıvı yapılar için lineer ve non-lineer değerlendirme yapılabilir.
2. Herhangi bir problem daha küçük problemlere ayrılabilir, sorunlar basite indirgenebilir.
3. Non-invaziv bir tekniktir.
4. Kolaylıkla pre, intra ve post-operatif aşamalardaki biyolojik durumlar stimüle edilebilir ve kesin, güvenilir sonuçlar elde edilebilir.
5. Statik ve dinamik analizler yapılabilir.
6. Yapısında değişik malzeme ve geometri özellikleri barındıran cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
7. Zaman tüketimi azdır.
8. Aşırı enstrümantasyon gerektirmez.
9. Çalışma; istenildiği zaman defalarca tekrarlanabilir.^{77, 174, 177-179}

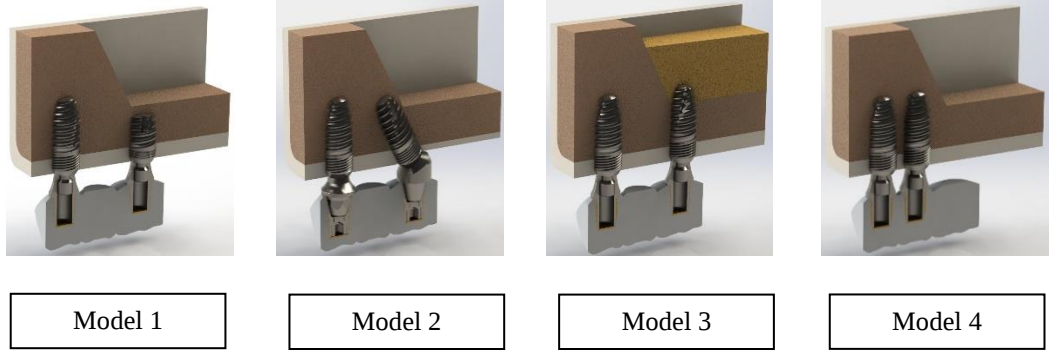
2.7.5.5. SEA'nın Dezavantajları

1. Yanlış veriler ve yorumlamalar tamamen hatalı sonuçlara yol açabilir.
2. Yapılan araştırmaların doğruluğu malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi hassas noktalara bağlıdır.
3. İnsan anatomisindeki güçlükler nedeniyle bazı durumlarda modelleme aşamasında güçlükler yaşanabilir.
4. Mine, dentin, periodontal ligament, kortikal ve spongioz kemiğe ait fiziksel özellikler daha iyi tanımlanana kadar sonlu elamanlar analizinin etkisi sınırlı düzeyde kalacaktır.
5. Analizin yapılması için gerekli olan bilgisayar ve yazılım ücretleri ayrıca bu sistemlerin güncellenme ücretleri fazladır.¹⁷⁸⁻¹⁸⁰

3.MATERYAL METOT

Bu tez çalışmasında maksiller posterior bölgeye dört farklı implant protez kombinasyonu uygulanarak modeller oluşturulmuştur. Bu modellerden hangilerinin ideal tedaviler olduğunu belirlemek için kıyaslamalar yapılmıştır. Bu amaçla yapılan dental restorasyonların implantlar, ti-base abutmentlar ve implant üstü hibrit protezler üzerindeki von Mises gerilme değerleri, implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikteki maximum ve minimum principal strain değerleri sonlu elemanlar analizleri (SEA) ile karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmada üçüncü model hariç diğer modellerde ileri cerrahi teknikleri kullanılmadan mevcut sinüs pnömatizasyonu varlığında implantlar yerleştirilerek protetik çözümler üretilmiştir. Üçüncü modelde ise sinüs pnömatizasyonu olan bölgeye cerrahi olarak kemik grefti uygulandıktan sonra implant yerleşimi yapılmıştır. Birinci modelde üst çene 4 no'lu diş standart boyda bir implant yerleştirilip, üst çene 6 no'lu diş mevcut sinüs pnömatizasyonundan dolayı kısa implant yerleştirilmiş ve üzerine 4-6 şeklinde köprü tasarımı yapılmıştır. İkinci modelde yine aynı şekilde 4 ve 5 no'lu diş bölgesine implant uygulaması yapılmış fakat 5 no bölgesine konulan implant distale doğru 30° açılı olarak yerleştirilmiş ve üzerindeki protez yine 4-6 şeklinde kanatsız bir köprü olarak tasarlanmıştır. Bu modelde açılı implantın ti-base çıkış profilini mesialdeki implanta simetrik hale getirmek için açılı multiunit yapısı kullanılmıştır. Üçüncü modelde sinüs pnömatizasyonu olan bölgeye cerrahi olarak kemik grefti uygulanarak 4 ve 6 no'lu bölgelere standart boyda yerleştirilen implantlar üzerine protez tasarlanmıştır. Dördüncü grubumuzda ise 4 ve 5 no'lu diş bölgesine standart boyda implant uygulaması yapılarak 6 no'lu diş kanat atılmıştır. Yapılan tüm bu gruplarda üst yapı materyali olarak güncel tedavilerde sıklıkla kullanılan ve dijital ölçü akışına da uygun olan monolitik zirkonyum kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Çalışma Modellerinin Görüntüsü

Çalışmanın tüm aşamaları Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya gerekli olan etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alınmıştır (EK-1).

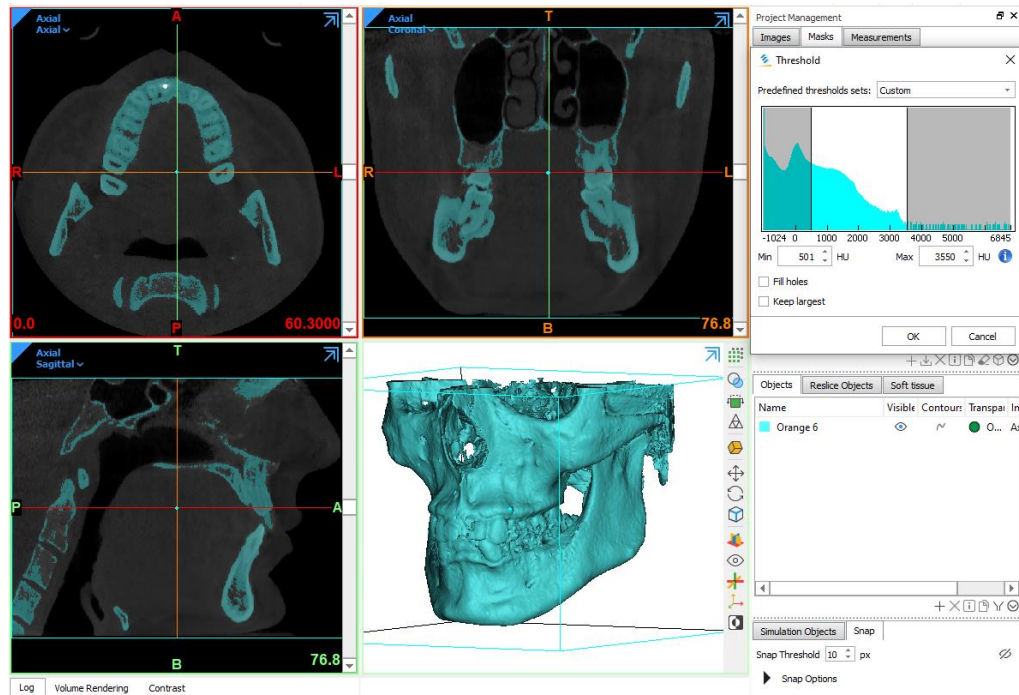
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışma için implantların yerleştirileceği üst çene kemiğinin, implantların, ti-base abutment, multiunit yapıların ve köprü restorasyonunun geometrik modelleri oluşturulmuştur. 3B katı bileşenlerin modellenmesi ve sonlu elemanlar analizleri için AMD Ryzen 9 5900X 3.70 GHz işlemci, 500 Gb NVMe M.2 Harddisk, 64 Gb RAM donanımlı ve Windows 10 Ultimate Version işletim sistemi olan bilgisayar, SolidWorks (v2019; Solidworks, Dassault Systems) 3 boyutlu modelleme yazılımı ve Ansys (Ansys Workbench; Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) sonlu elemanlar analizi programı kullanılmıştır.

3.1.1. Kemik Yapılarının Modellenmesi

Maksilla kemiğine ait geometrik özelliklerin elde edilebilmesi için maksilla posterior bölgede artmış sinüs pnömatisasyonu bulunan bir hastadan alınan Bilgisayarlı Tomografi görüntüsü kullanılmıştır. DICOM verisi olarak alınan bu görüntü 512x512 piksel çözünürlüğe, 402 kesite ve 0.3 mm'lik kesit kalınlığına sahiptir. DICOM

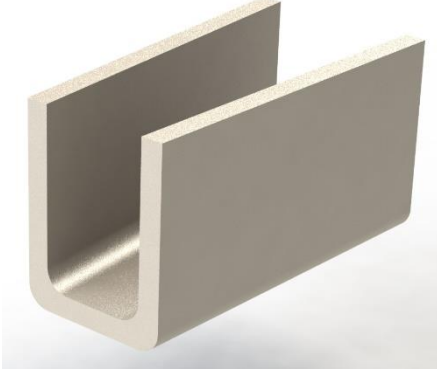
verisinden voksellerin elde edilmesi için Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımı kullanılmıştır.



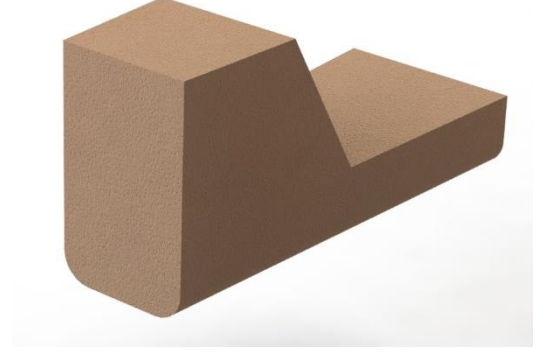
Şekil 3.2. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü

Mimics yazılımında 3 boyutlu modellerin oluşturulması için ilk olarak dokuların X-ışını emilimleri ile ilişkili olan Hounsfield değerlerinin belirlenmesi gerekir. Mimics yazılımında “Draw Profile Line” komutu kullanılarak kemik modellenmesi için gerekli olan eşik değerleri (threshold) belirlenmiştir. Belirlenen 500-3550 HU değerleri, “Newmask” komutu ile bir maske oluşturulduktan sonra “Threshold” komutu ile tanımlanmıştır. Maske üzerindeki düzensizlikler “Edit Masks” komutu ile temizlendikten sonra 3B model “Calculate Part” komutu ile 0.2 smooth factor değeri ile elde edilmiştir. Oluşturulan bu model üzerinden “Measure” komutu ile kemik geometrik boyutları ölçülmüştür.

Ölçülen 2 mm ortalama kemik kalınlığı dikkate alınarak kortikal kemik modellenmiştir (Şekil 3.2). Kortikal kemik içerisine trabeküler kemik sinüs pnömatizasyonunun varlığına göre modellenmiştir (Şekil 3.3). Graft yapısı ise trabeküler kemiği üzerine implant yerleşimine göre modellenmiştir (Şekil 3.4 ve 3.5).



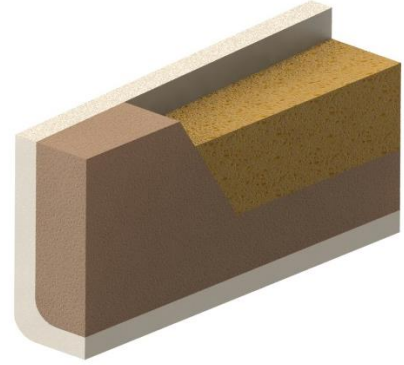
Şekil 3.3. Kortikal Kemik Modeli



Şekil 3.4. Kansellöz Kemik Modeli



Şekil 3.5. Sert Kemik Graft Modeli



Şekil 3.6. Kortikal-Kansellöz–Graft Kompleksi

3.1.2. İmplant, Protez Ara Parçaları ve İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi

Kısa implant olarak (T6 kemik seviyeli implant, Nucleoss, Turkey) 4.1 mm çapında 6.5 mm uzunluğunda, standart implant olarak ise (T6 kemik seviyeli implant, Nucleoss, Turkey) 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant tercih edilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışma Modellerinde Kullanılan İmplantlar

Birinci, üçüncü ve dördüncü modellerimizde abutment olarak 4.5 mm çapında ve 2.4 mm diş eti yüksekliği seviyesinde ti-base abutment (CAD-CAM Nucleoss Ti-Base Çoklu Diş Uygulamaları No-Hex, Nucleoss, Turkey) kullanılmıştır.



Şekil 3.8. Ti- Base Abutment

İkinci modelde ise distaldeki implantın açılı olmasından dolayı 4 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implanta 0° multiunit (Multiunit Dayanak No-Hex, Nucleoss, Turkey) ve 5 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implanta 30° multiunit (Multiunit Dayanak No-Hex, Nucleoss, Turkey) yapısı yerleştirilmiştir.



Şekil 3.9. Multiunit Yapılar

Daha sonra multiunit içeren bu implantların üzerine ti-base dayanak (Cad-Cam Nucleoss Ti-Base Çoklu Diş Uygulamaları No-Hex, Nucleoss, Turkey) yerleştirilmiştir.



Şekil 3.10. Multiunit Üzeri Ti-Base Dayanak

Çalışmada kullanılan implant modelleri, ti-base dayanaklar, multiunit yapılar ve ara parçaların hepsi üretici firma tarafından (Nucleoss, Turkey) .STL formatında temin edilmiştir. Bu .STL dosyalar 3B katı model olarak .SLDPRT dosyası uzantılı kaydedildikten sonra bileşenler montajlanmıştır. İlk olarak dental implant-abutment-vida-siman bileşenleri montajlandıktan sonra bu bileşenler uygun konumlarda kuron ve kemikler ile montajlanmıştır. Kemik ve kuronlar ile diğer bileşenlerin gerçek durumda oluşturulan yüzey yüzeye temaslarını sağlamak için Boolean işlemi uygulanmıştır. Bu sayede kuronun iç kısmı siman için ve kemiklerin iç kısmı implantlar için tam uyumlu hale getirilmiştir (Şekil 3.12, 13, 14 ve 15).

Çalışmada üst 4, 5 ve 6 numaralı dişler kullanılmıştır. Bu amaçla Wheeler atlasından¹⁸¹ ilgili dişin görüntüleri ve boyutları alınmıştır. Daha sonra Rhinoceros yazılımında dişler bu görüntülere göre modellendirilmiştir.



Şekil 3.11. İmplant Üstü Hibrit Protez

Bu çalışmada implant üstü protez materyali olarak ise monolitik zirkonyum tercih edilmiştir. Değirmenci ve ark.¹⁸² yaptıkları çalışmada atrofik maksillada restorasyon materyali olarak splintlenmiş monolitik zirkon kullanımının kemik streslerini azaltmada güvenilir sonuçlar oluşturduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca dijital iş akışına uygunluğu ve posterior bölgedeki uzun dönem başarıları nedeniyle monolitik zirkonyum günümüzde en çok tercih edilen restorasyon materyalleri arasında yer almaktadır. Kullanılan ti-base abutmentlar üzerine vidalı protezler tasarlanmıştır. Alencar ve ark.¹⁸³ mesial veya distal kanat içeren implant üstü protezleri vidalı veya simante olarak kıyasladığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında, protez kanadının mesial veya distalde olmasına bakılmaksızın vidalı sistemlerin kemik üzerinde oluşturdukları stresin daha az olduğu sonucuna varmışlardır.

Üçüncü modelde yapılan greft uygulaması, Tepper ve ark.¹⁸⁴ önerdiği gibi greftlenmiş maksiller kemik ile implant arasında ideal osseointegrasyonun olduğu varsayılarak tasarlanmıştır.

3.1.3. Simanın Modellemesi

SEA çalışmalarında etkilerinin olmaması nedeniyle siman cinsi ve siman kalınlığı genellikle değerlendirme kriterleri arasında bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasında da; siman aralığı 0.1 mm'den az olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.11). Siman cinsi olarak da monolitik zirkonyanın düşük ışık geçirgenliğinden dolayı dual-cure rezin siman bu çalışmada tercih edilmiştir.

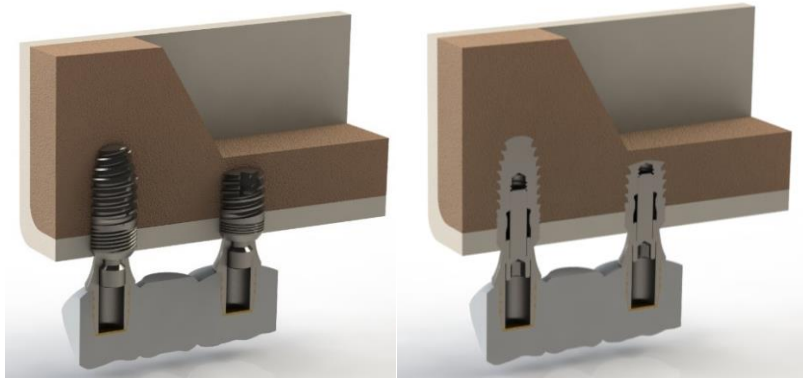


Şekil 3.12. Siman Modeli

3.2. Çalışma Modelleri

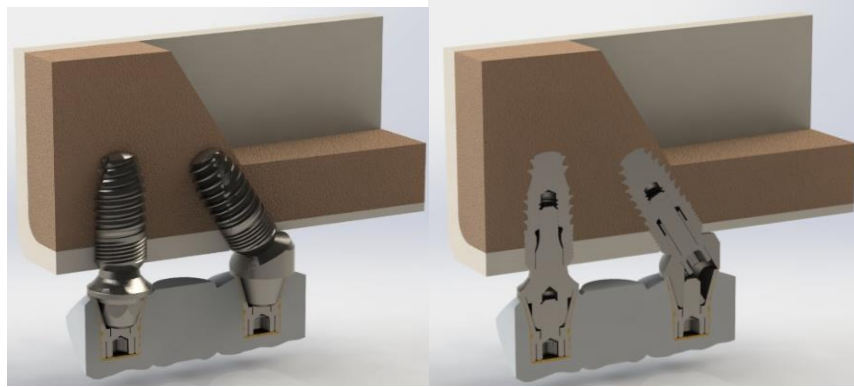
Oluşturduğumuz çene modellerinde sinüs pnömatizasyonu bulunan maksilla posterior bölgeye dört farklı implant kombinasyonu yerleştirilerek implant üstü monolitik zirkonyum restorasyonları tasarlanmıştır. Modeller 1, 2, 3, 4 olarak numaralandırılmıştır. Model 1’de bir normal ve bir kısa implant, diğer modellerde ise ikişer adet normal implant kullanılmıştır.

Model 1



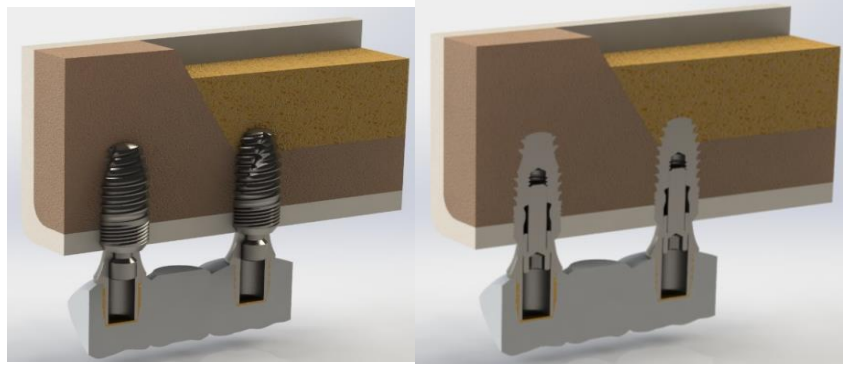
Şekil 3.13. İmplantların 4 ve 6 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 6 numaralı bölgede kısa implant kullanılan model

Model 2



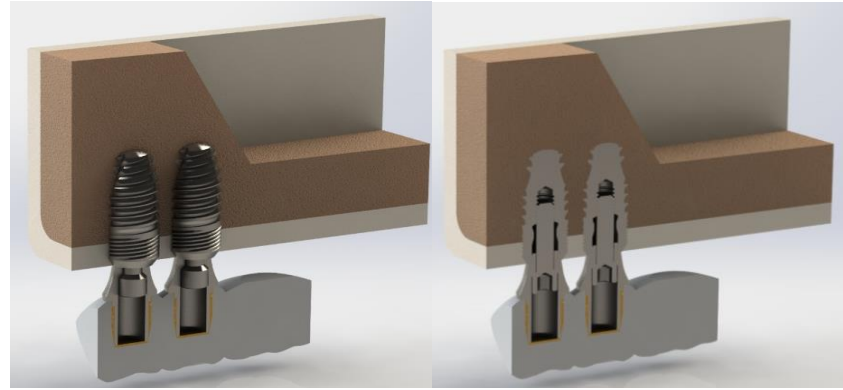
Şekil 3.14. İmplantların 4 ve 5 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 5 numaralı bölgede implantın açılı kullanıldığı model

Model 3



Şekil 3.15. İmplantların 4 ve 6 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 6 numaralı bölgede kemik grafi kullanılan model

Model 4



Şekil 3.16. İmplantların 4 ve 5 numaralı diş bölgelerine yerleştirildiği ve 6 numaralı bölgede distal kanat kullanılan model

3.3. Sonlu Elemanlar Analizleri

Model 1, 2, 3 ve 4 SolidWorks yazılımında hazırlandıktan sonra montaj dosyası .x_t uzantılı olarak parasolid dosya formatında dışarı aktarılmıştır. Bu dosya Ansys yazılımının Workbench arayüzünde üzerinde Static Structural yapısal analiz modülüne aktarılmıştır. Burada bir sonraki adımda bileşenlere ait malzeme özelliklerinin tanımlanması gerekir. Modelleri oluşturan yapıların her birine tanımlanan malzeme

mekanik özellikleri (elastisite modülü ve Poisson oranı) Tablo 3.1’de verilmiştir (Tablo 3.1.). Tüm malzemeler lineer elastik, homojen ve izotropik olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.1. Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları

	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Titanyum ¹⁸⁵	110000	0.35
Kortikal Kemik ¹⁸⁵	13700	0.3
Trabeküler Kemik ¹⁸⁵	1370	0.3
Monolitik Zirkonyum ¹⁸⁶	210000	0.3
Siman (Dual-cure resin) ¹⁸⁶	6500	0.3
Graft (stiff) ¹⁸⁷	11000	0.3

Sonlu elemanlar analizin yapılabilemesi için bir sonraki adımda bileşenler arasındaki kontak durumları belirlenmiştir. Benzer çalışmalarda¹⁸⁸ verildiği üzere metal bileşenler arasında gerçek modelde olduğu gibi sürtünmeli (frictional) kontak tanımlanmışken implant-kemik temaslarında ve kuron-siman temaslarında sabitlenmiş (bonded) kontak tipi kullanılmıştır.

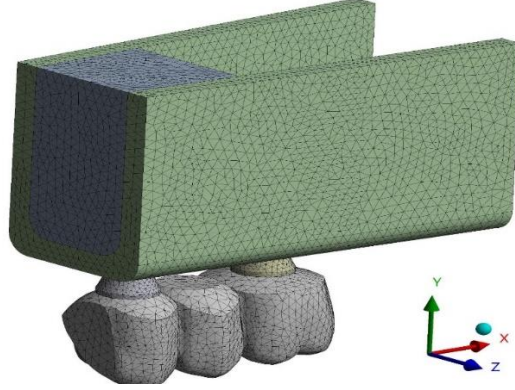
Tablo 3.2’de ise her bir model için kullanılan kontak tipleri ve sayıları verilmiştir. Model 2’de multiunit yapı sebebiyle sürtünmeli kontak sayısının arttığı ve Model-3’te ise graft yapı sebebiyle sabitlenmiş kontak tipi sayısının arttığı görülmektedir. Sürtünmeli kontaklar için sürtünme katsayısı 0,3 ve çözüm formülasyonu için Augmented Lagrange yöntemi kullanılmıştır.

Tablo 3.2. Tüm Modeller İçin Analizlerde Kullanılan Kontak Sayıları

Model	Bonded	Frictional
Model-1	11	6
Model-2	10	9
Model-3	14	6
Model-4	11	6

Sonlu eleman modellerinin elde edilemesi için yapılan meshleme işlemlerinde 10 düğüme sahip SOLID187 ve SOLID186 tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Bu eleman tipi düzensiz model geometrileri uygun ve kuadratik şekil değiştime davranışı sergilediği

için kullanılmıştır. Her bir bileşen ve modellerdeki toplam eleman sayısı Tablo 3.3.'te verilmiştir. Ayrıca montajlanan Model-1 için genel mesh yapısının görünümü Şekil 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.17. Meshlenmiş Model Görüntüsü

Tablo 3.3. Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları

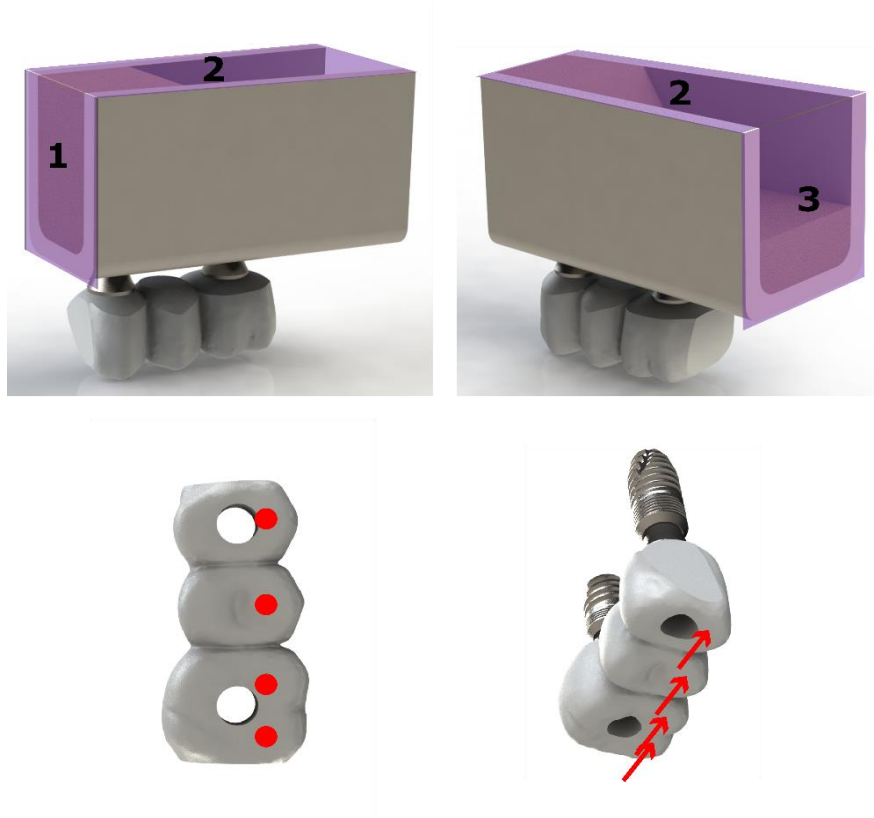
		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Kortikal Kemik		55965	47671	55095	54658
Trabeküler Kemik		58999	57329	66532	60463
Stiff Graft		-	-	30852	-
İmplant	Sol	16855	13851	16855	16855
	Sağ	11885	13851	16855	16855
Abutment	Sol	6516	-	6516	6516
	Sağ	6516	-	6516	6516
Multiunit Abutment	Sol	-	8930	-	-
	Sağ	-	8726	-	-
Vida	Sol	3283	-	3212	3212
	Sağ	3270	2686	3212	3212
Multiunit Dayanak	Sol	-	4157	-	-
	Sağ	-	4157	-	-
Multiunit Vidaları	Sol	-	1995	-	-
	Sağ	-	1899	-	-
Siman	Sol	10509	14836	19195	10509
	Sağ	10509	14836	19195	10509
Hibrit Köprüler		21885	21226	22039	21996
Toplam		206192	216150	266074	211301
Bonded Contact		17	19	20	17
Frictional Contact		6	9	6	6

3.4. Sınır Şartları

Mesh yapıları oluşturulan modeller için bir sonraki adımda benzer çalışmalar^{189, 190} incelenerek sınır şartları belirlenmiştir. Şekil 3.18’de verilen kemik yüzeyleri (medial duvar, posterolateral duvar, sinüs tabanı) fixed support ile sabitlenmiştir.

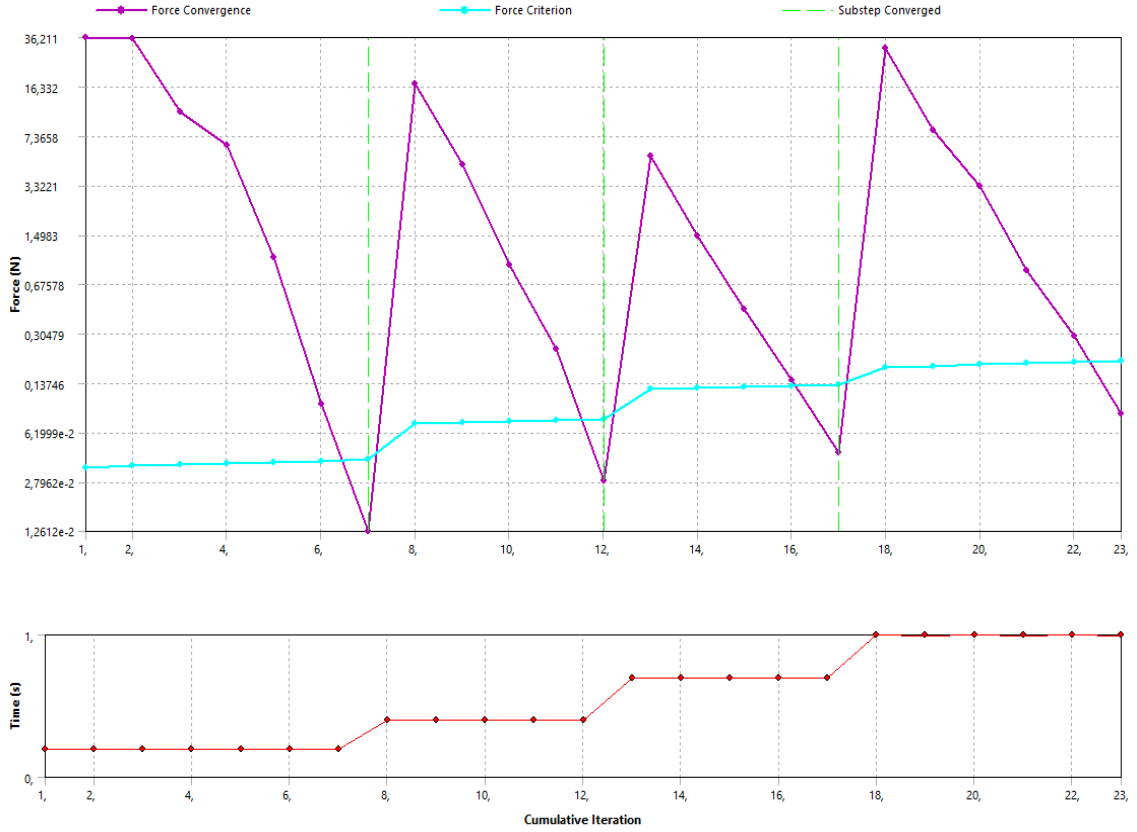
3.5. Yükleme Koşulları

Bu tez çalışmasında implant üstü protezlere oblik kuvvetler uygulanarak değerlendirme yapılmıştır. Üst çene arka bölgedeki 4,5,6 no’lu dişlere, her bukkal cuspa 50N gelecek şekilde 30° açıyla linguobukkal yönde toplam 200N oblik kuvvet uygulanmıştır.¹⁹⁰⁻¹⁹² (Şekil 3.18)



Şekil 3.18. Yükleme Koşulları

Toplam 4 sonlu elemanlar analizi modeli hazırlanmış ve analiz edilmiştir. Tüm modellerde metal bileşenler arasında sürtünmeli kontak tanımlandığından analizler nonlineer olarak çözülmüştür. Static structural modülü içerisinde üretilen çözümler statik sınır şartlarında elde edilmiştir. Tüm modeller için kuvvet yakınsaması ortalama 25 adımda tamamlanmıştır.



Şekil 3.19. Model 1 için 23 adımda tamamlanan kuvvet yakınsaması.

4.BULGULAR

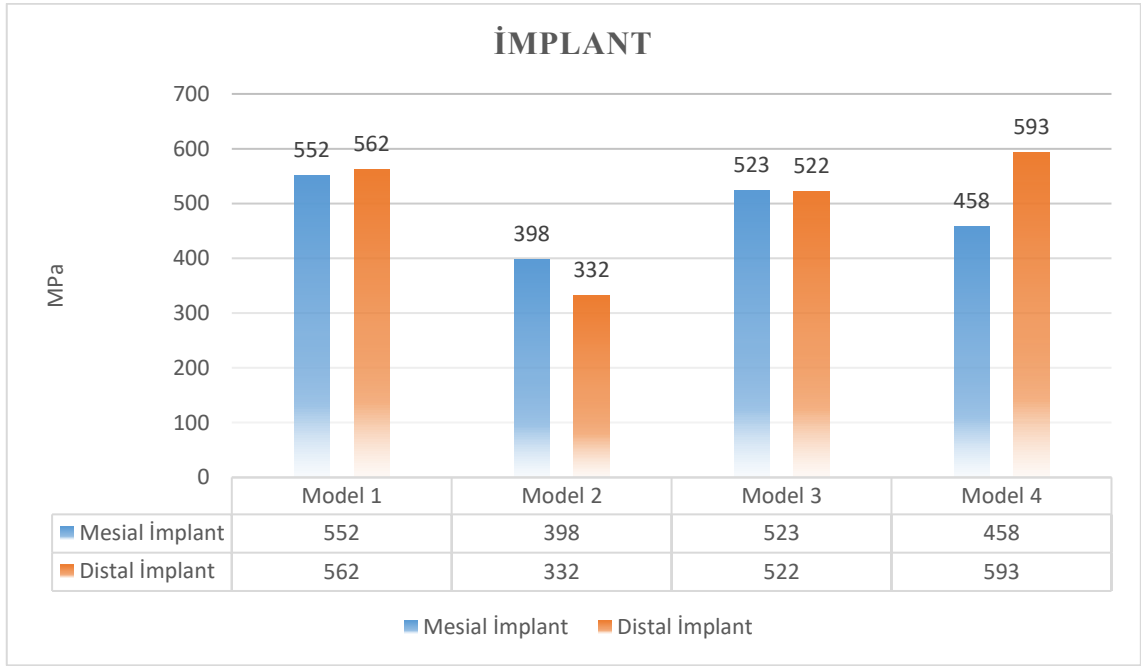
Bu çalışmada 4 farklı modelde, implantın uzun aksına 30° açıyla implant üstü protezlerin bukkal tüberküllerine toplamda 200N yükleme yapılarak implantlar, abutmentlar, multiunit yapılar ve implant üstü protezler üzerindeki von Mises stres değerleri ile kortikal ve kansellöz kemikteki maximum principal strain (çekme) ve minimum principal strain (basma) değerleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar; ilgili bölgelerdeki streslerin yoğun olarak gözlemlendiği kısımları içeren grafiklerle sunulmuştur.

Görüntülerin sol taraflarındaki skalalar, renklere göre sayısal olarak stres değerlerini göstermektedirler. İmplantlar, abutmentlar, multiunit yapılar ve implant üstü protezler üzerindeki von Mises stres değerleri (MPa) skalalarda renklerle birbirlerinden ayrılmaktadır. Bu renklere göre von Mises stres değerleri maviden kırmızı rene doğru artmaktadır. Kemiklerde ise çekme strain değerleri pozitif değerler olup maviden kırmızı rene doğru artmasına karşın basma strain değerleri negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Basma streslerinde kırmızı renkler düşük, maviler ise yüksek değerleri göstermektedir.

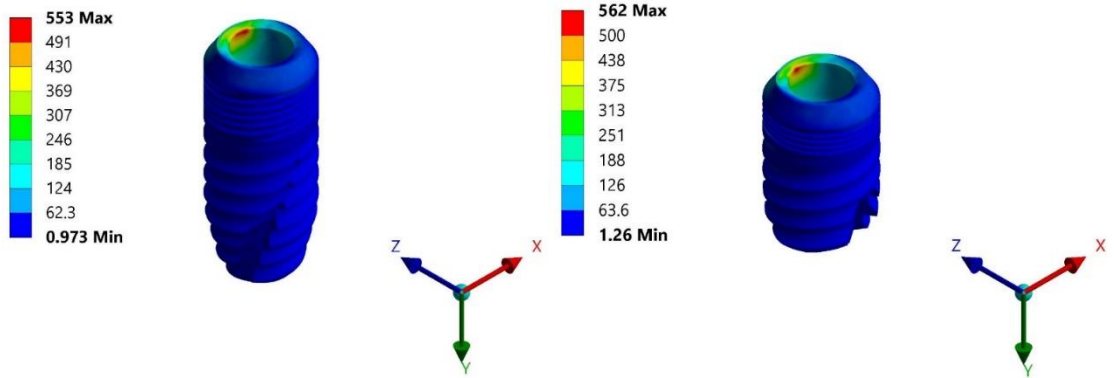
4.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

İmplantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir. Modellerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer 593 MPa ile dördüncü modelin distal implantında oluşurken en düşük değer 332 MPa ile ikinci modelin distal implantında oluşmuştur.

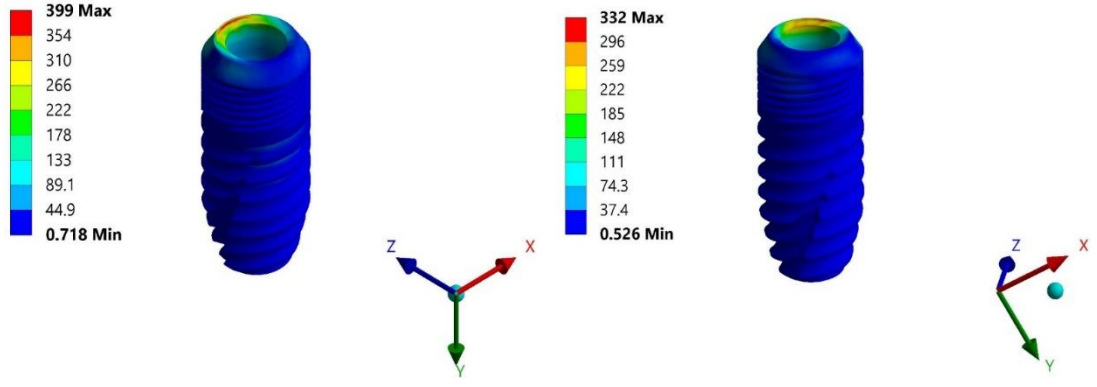
Tablo 4.1. İmplantlar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



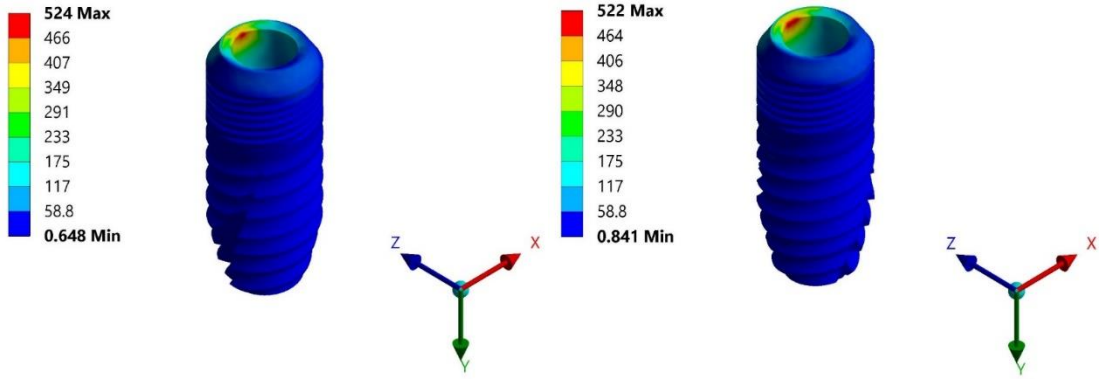
Oluşan yüksek stres değerleri daha çok implant ve abutmentlerin birleşim yerinde yani implantların boyun kısımlarında ve distobukkal yüzeylerinde olduğu görülmektedir.



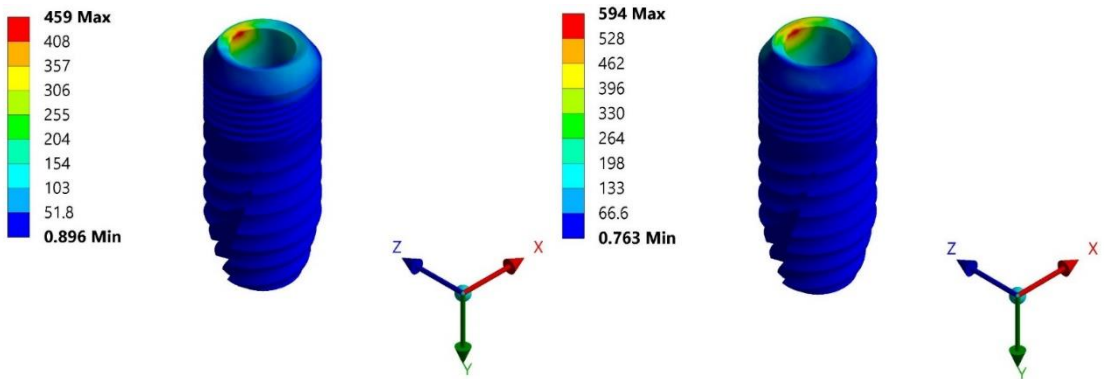
Şekil 4.1. Model 1 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.2. Model 2 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.3. Model 3 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

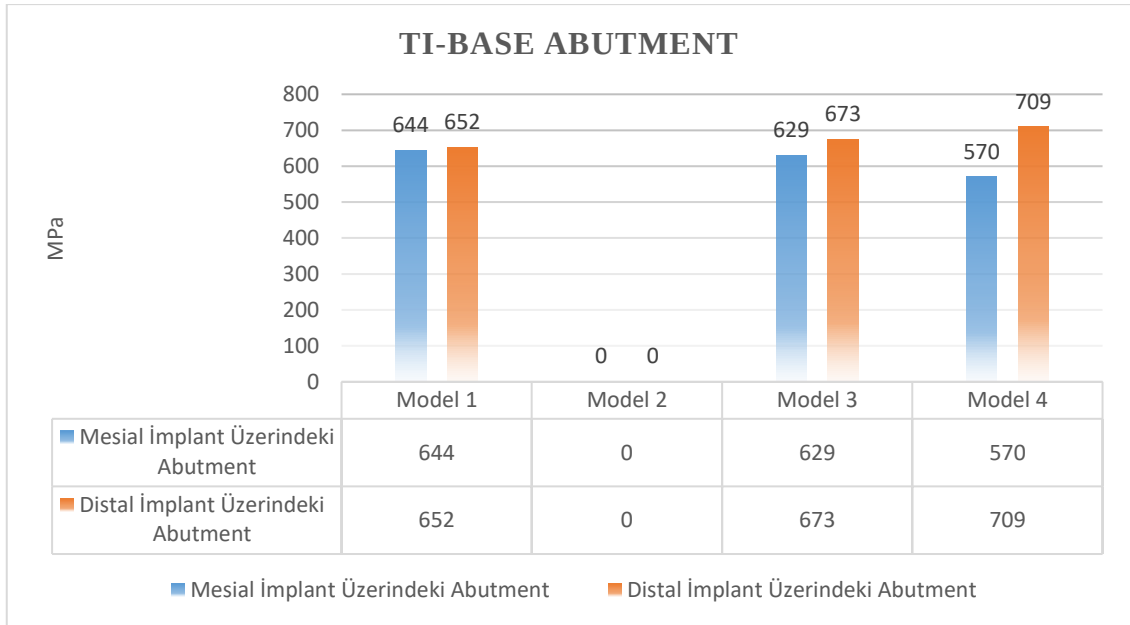


Şekil 4.4. Model 4 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

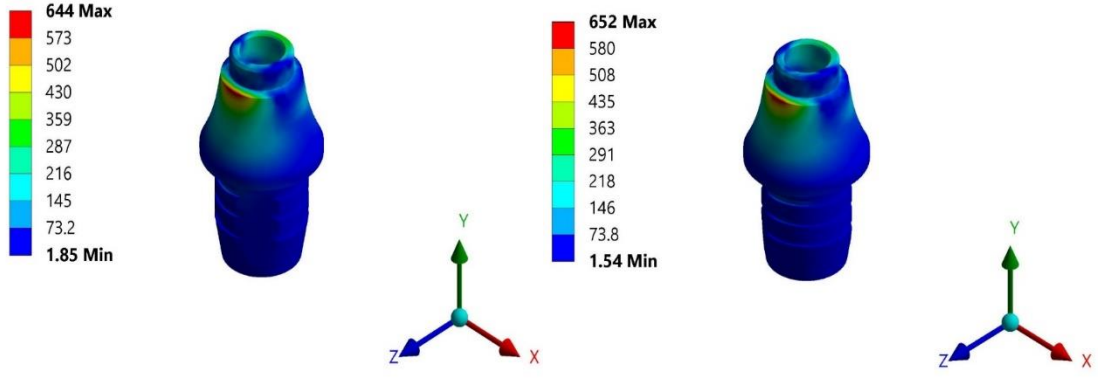
4.2. Ti-Base Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Ti-base abutmentler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. Modellerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer 709 MPa ile dördüncü modelin distalindeki abutmentte oluşurken en düşük değer 570 MPa ile dördüncü modelin mesialindeki abutment üzerinde oluşmuştur. İkinci model, üzerinde multiunit üzeri ti-base dayanak bulunduğu için bu karşılaştırmaya dahil edilmemiştir.

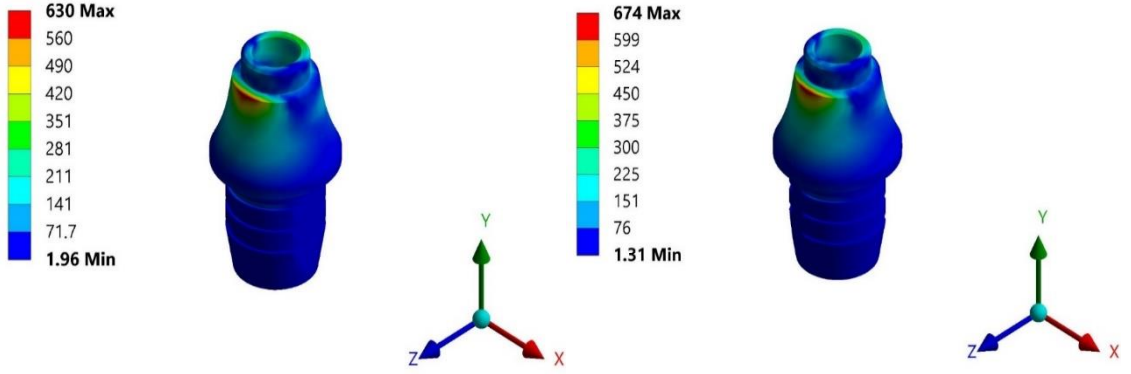
Tablo 4.2. Ti-base abutmentler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



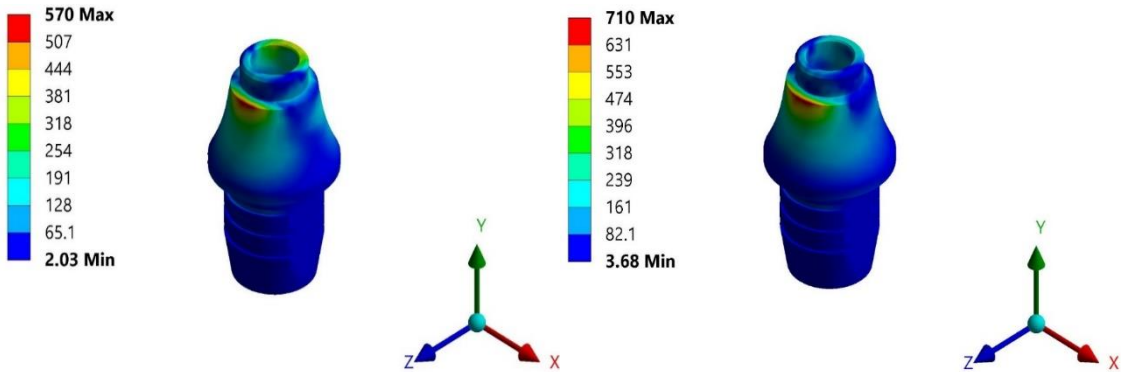
Oluşan en yüksek von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında implantlarda olduğu gibi ti-base abutmentlerde de en yüksek stres değeri distal kanat içeren modelin distalindeki abutmentte görülmüştür. Diğer modellerdeki ti-base abutment stres değerleri birbirlerine oldukça yakındır.



Şekil 4.5. Model 1 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.6. Model 3 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



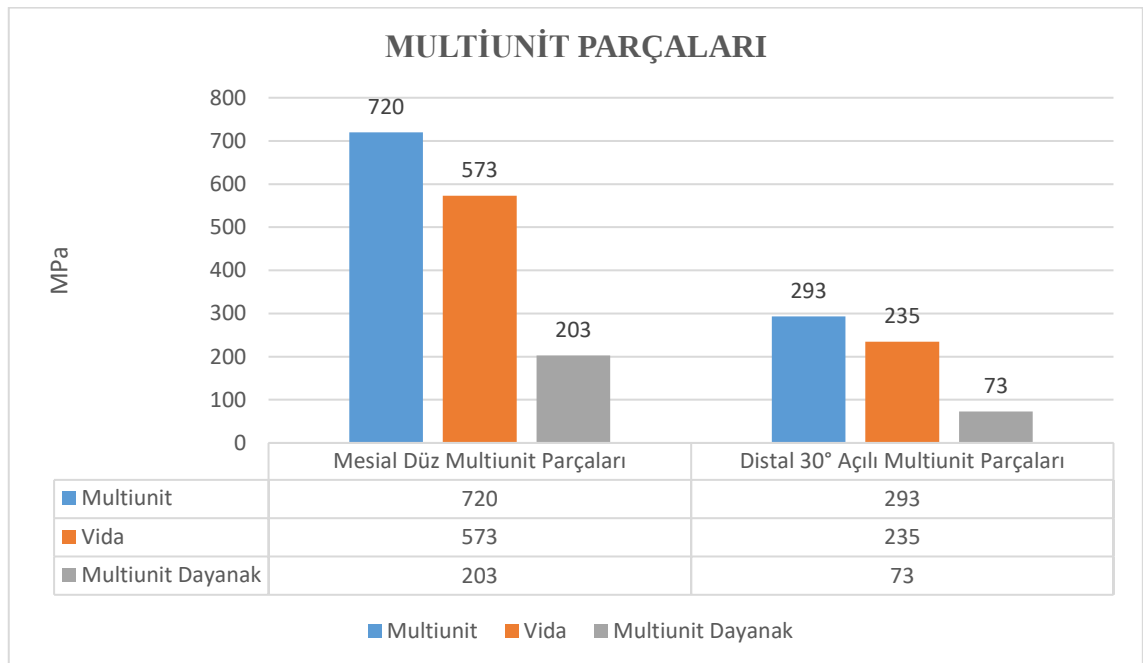
Şekil 4.7. Model 4 Mesial ve Distal İmplantlar Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri

Modeller kendi içlerinde karşılaştırıldığında birinci ve üçüncü modelin mesial ve distalindeki abutmentler üzerinde oluşan stres değerleri birbirine oldukça yakın olmasına karşın dördüncü modelde distal abutment üzerinde mesial abutmenta göre %30 daha fazla stres birikimi saptanmıştır.

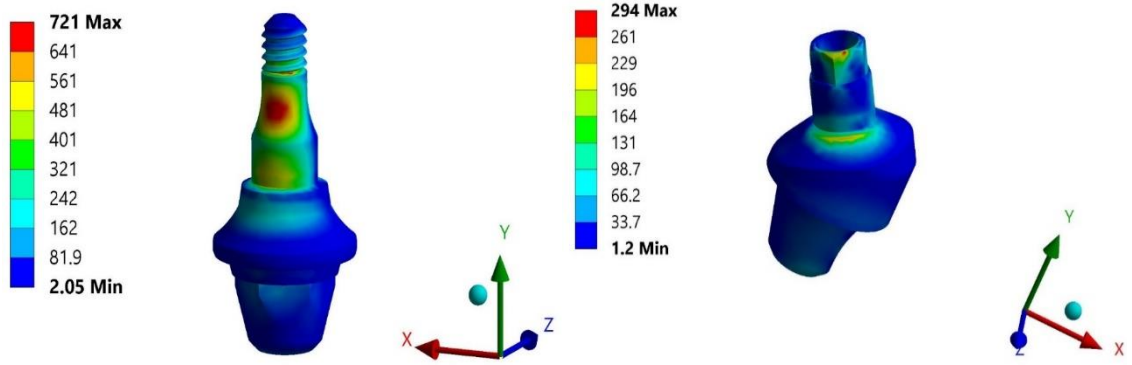
4.3. Multiunit Yapılar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Multiunit parçaları üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.3.'te gösterilmiştir. Multiunit yapılar sadece ikinci modelde bulundukları için diğer modellerle karşılaştırılmamışlardır. İkinci modelin kendi içinde mesial ve distal olarak gelen stres değerleri kıyaslanmıştır. Düz multiunit parçalarında oluşan en yüksek von Mises stres değerlerinin hepsinin açılı multiunitlerde oluşanlara göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

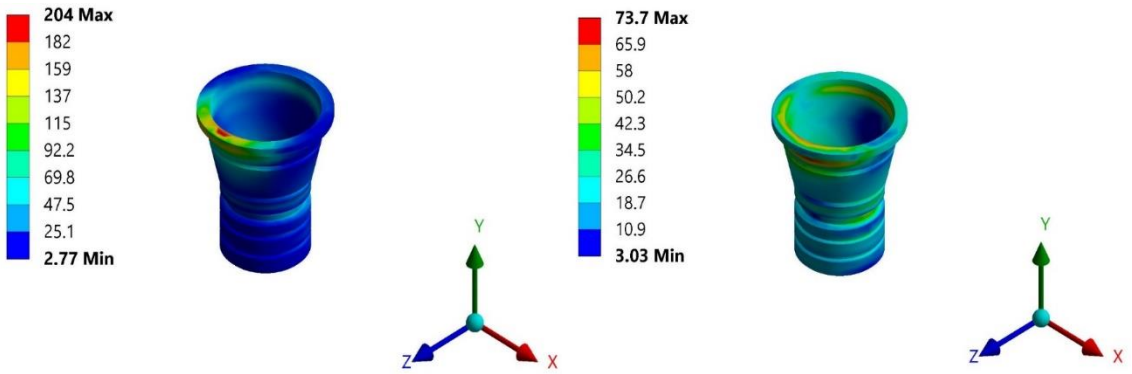
Tablo 4.3. Multiunit Yapılar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



Düz multiunit yapılar üzerinde oluşan stresin açılı multiunit üzerinde oluşan stresin yaklaşık iki buçuk katı olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.8. Model 2 İmplantlar Üzerindeki Düz ve Açılı Multiunit Yapılar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

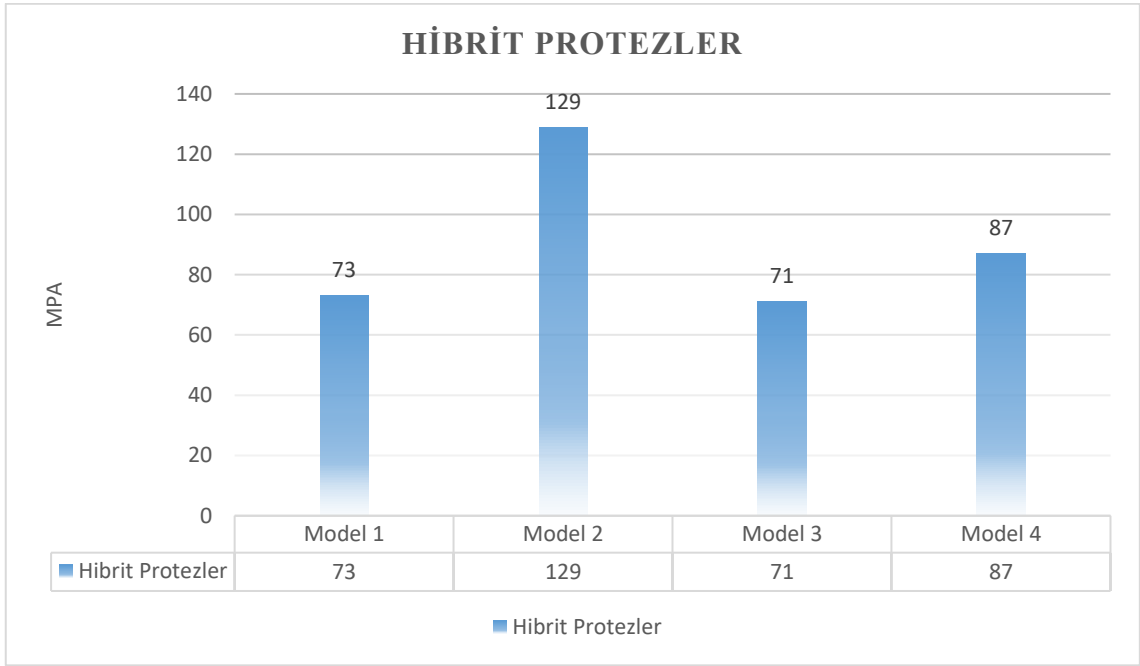


Şekil 4.9. Model 2 İmplantlar Üzerindeki Düz ve Açılı Multiunit Dayanak Yapılar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

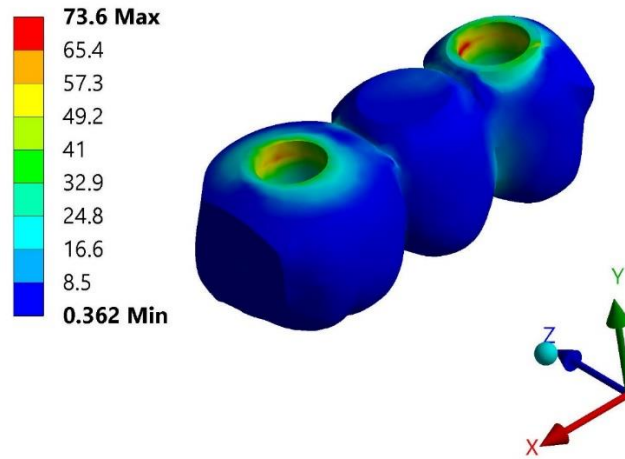
4.4. İmplant Üstü Hibrit Protezler Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Protezler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.4.'te gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değerleri Model 2'de görülmüştür. Diğer modellerde oluşan stres değerleri birbirlerine oldukça yakındır.

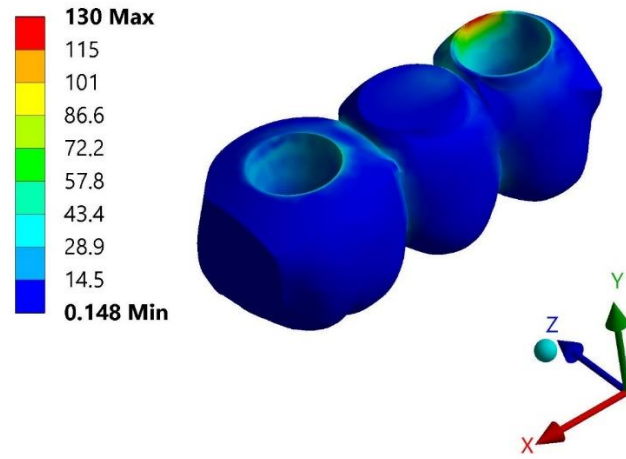
Tablo 4.4. Hibrit Protezler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



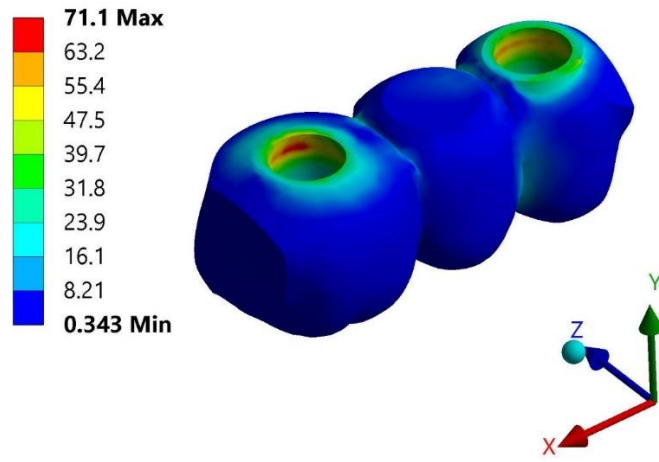
Açılı implant ve multiunitlerin kullanıldığı modelde bulunan protezler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerlerinin diğer modellere göre yaklaşık %60 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Diğer modeller arasında ise çok büyük farklar olmamasına karşın en yüksek değer distal kanadın bulunduğu dördüncü modelde tespit edilmiştir.



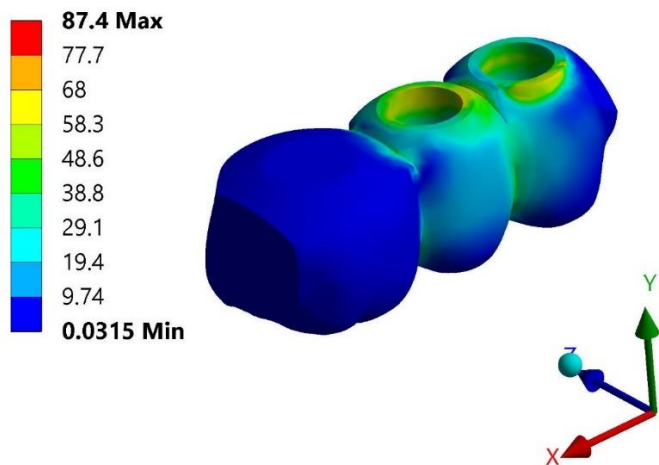
Şekil 4.10. Model 1 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.11. Model 2 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.12. Model 3 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

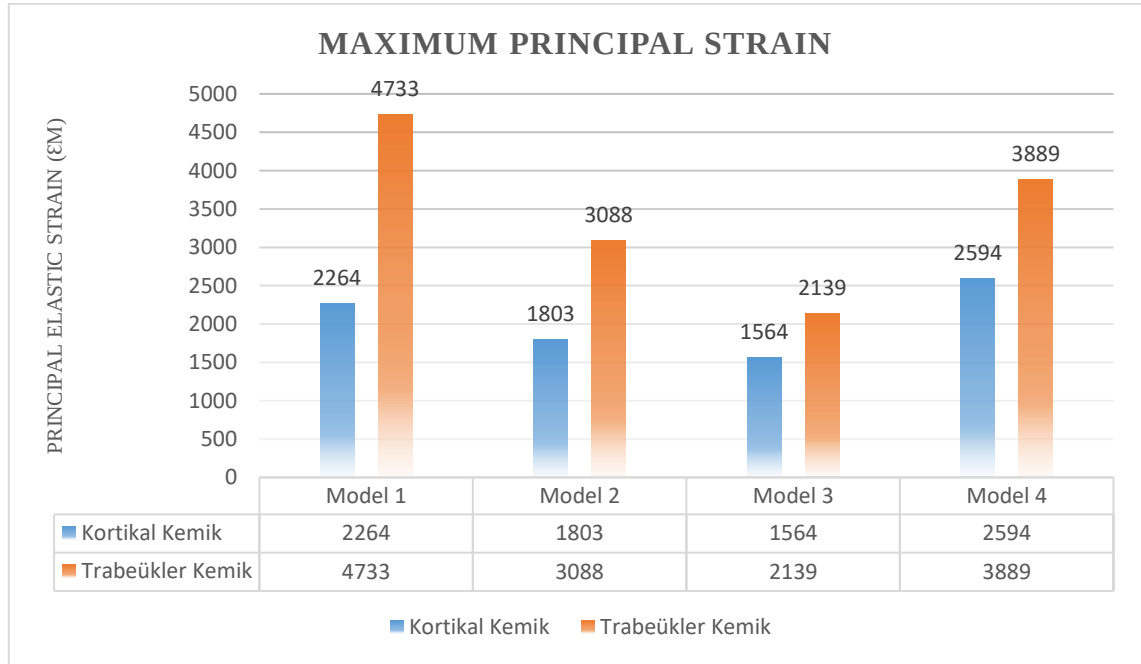


Şekil 4.13. Model 4 Hibrit Protezler Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

4.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

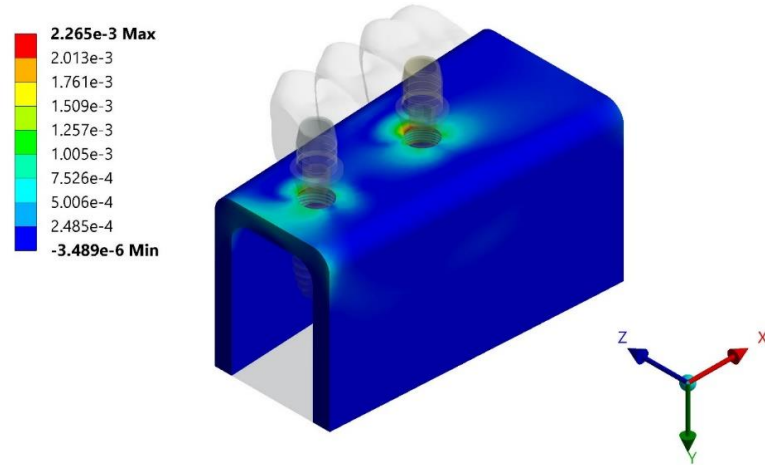
İmplant üstü protezlere uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme değerleri Tablo 4.5.'te gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken maksimum principal strain değerleri dikkate alınmıştır. Maximum principal strain değerleri pozitif değerler olup renk olarak maviden kırmızıya doğru gittikçe strain değerinin arttığını göstermektedir.

Tablo 4.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

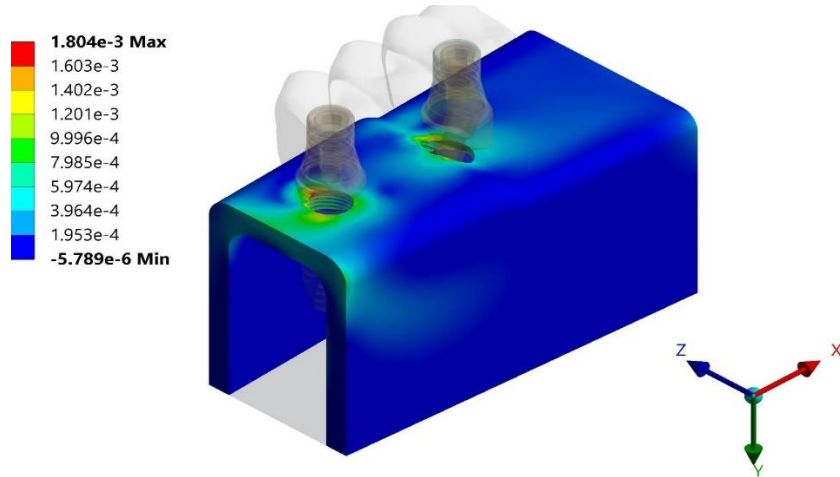


Kortikal kemikte oluşan maximum principal strain değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer dördüncü modelde en düşük değerin ise üçüncü modelde olduğu gözlenmektedir. Dördüncü modelde oluşan strain değerinin üçüncü modelde oluşan değerden %65 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Bu değer implant ve ti-base abutmentlerle aynı şekilde yine distal implantın bulunduğu bölgede tespit edilmiştir. İkinci en yüksek değer ise birinci modelin kısa implantının olduğu konumda tespit edilmiştir. Bu değer de üçüncü modelde oluşan strain değerinden %45 daha fazladır.

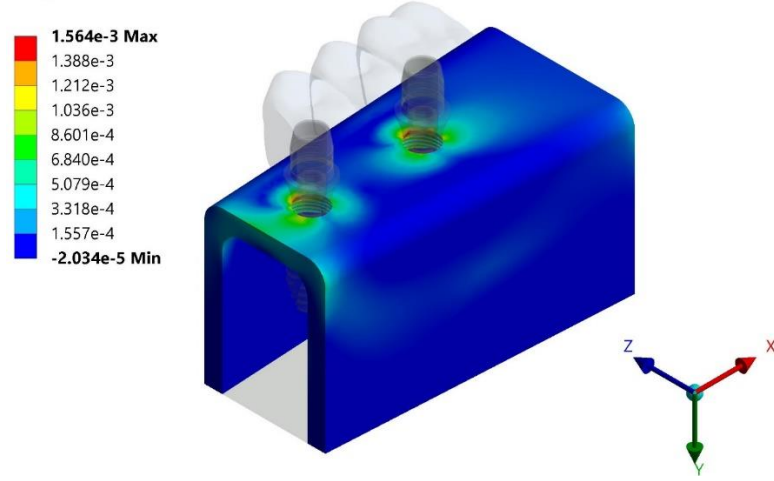
Modeller kendi içlerinde kıyaslandıklarında ise ikinci model hariç diğer tüm modellerde en yüksek strain değerleri distal implantların bulunduğu konumda oluşmuştur. İkinci modelde oluşan bu sonuç aynı modelin implant ve multiunit yapılarında oluşan von Mises stres değerlerine benzerdir. Ayrıca kortikal kemikte oluşan en yüksek elastik strain değerlerinin hepsinin bukkal yöndeki implant kemik birleşim alanlarında oluştuğu tespit edilmiştir.



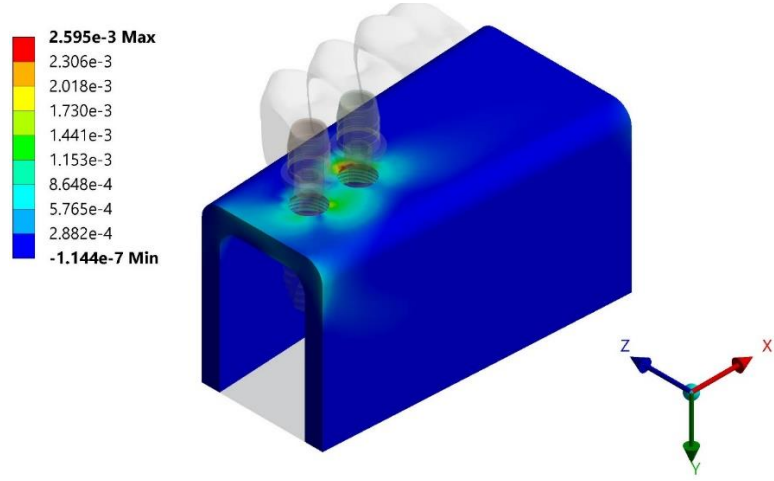
Şekil 4.14. Model 1 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.15. Model 2 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

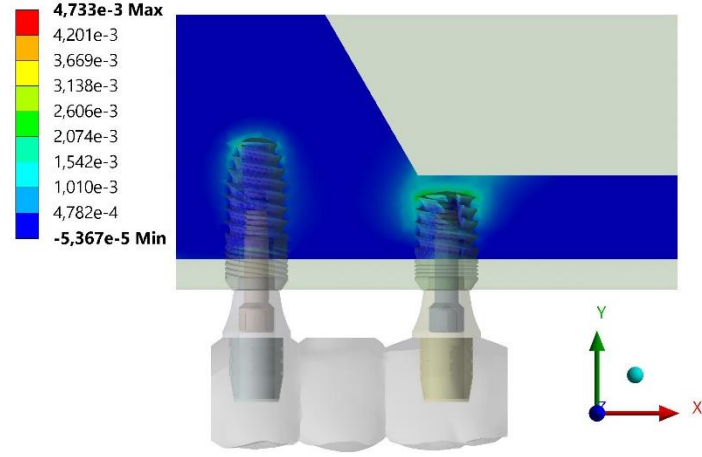


Şekil 4.16. Model 3 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

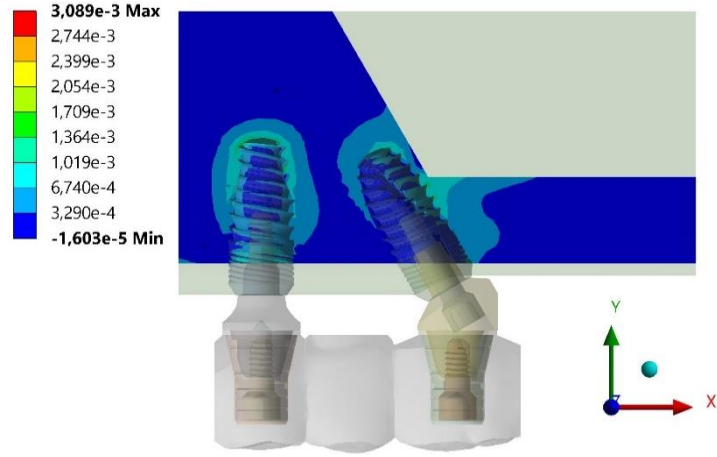


Şekil 4.17. Model 4 Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

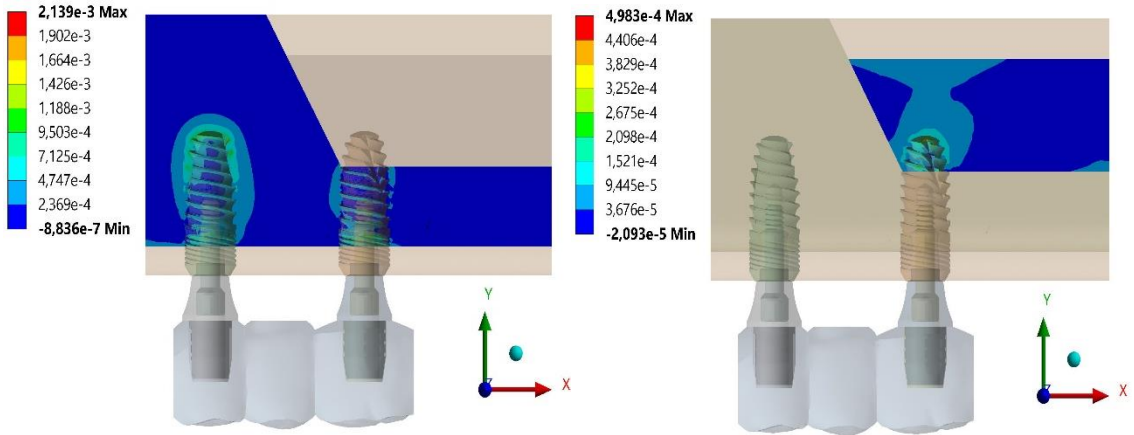
Trabeküler kemikte oluşan maximum principal strain değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer birinci modelde en düşük değerin ise üçüncü modelde olduğu görülmektedir. Birinci modelde oluşan basma strain değerinin üçüncü modelde oluşan değerden yaklaşık iki buçuk kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Oluşan en yüksek basma strain değerlerinin hepsinin distal implantların bulunduğu bölgelerde yoğunlaştığı tespit edilmiştir.



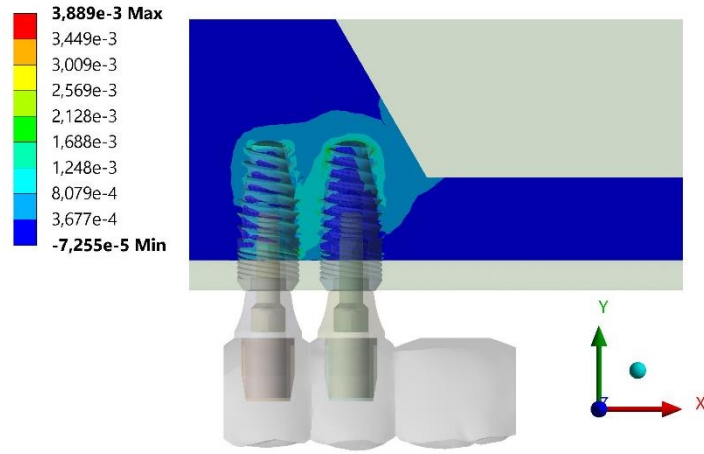
Şekil 4.18. Model 1 Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.19. Model 2 Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.20. Model 3 Trabeküler Kemik ve Graftte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

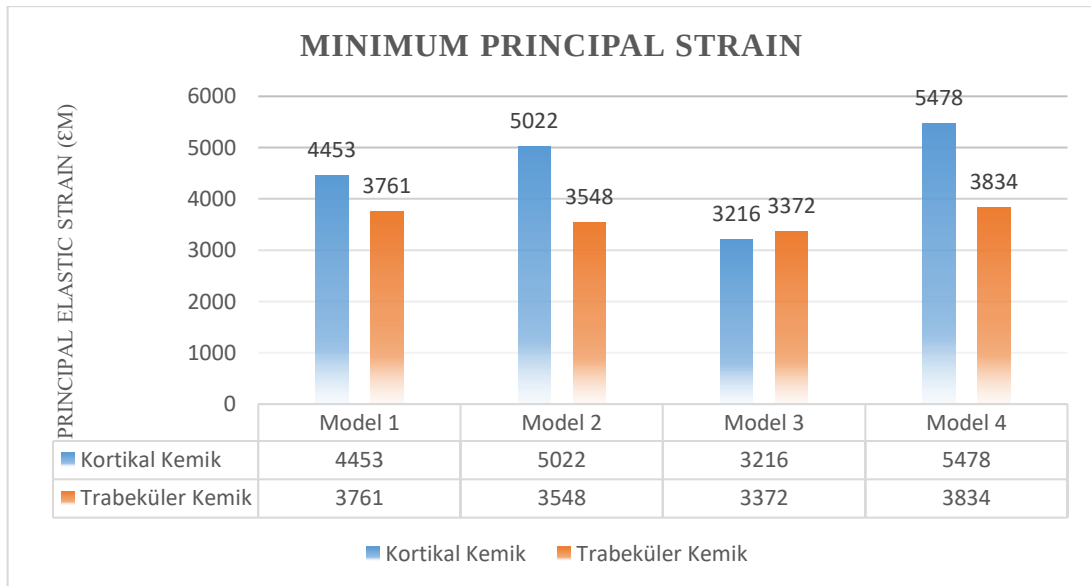


Şekil 4.21. Model 4 Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

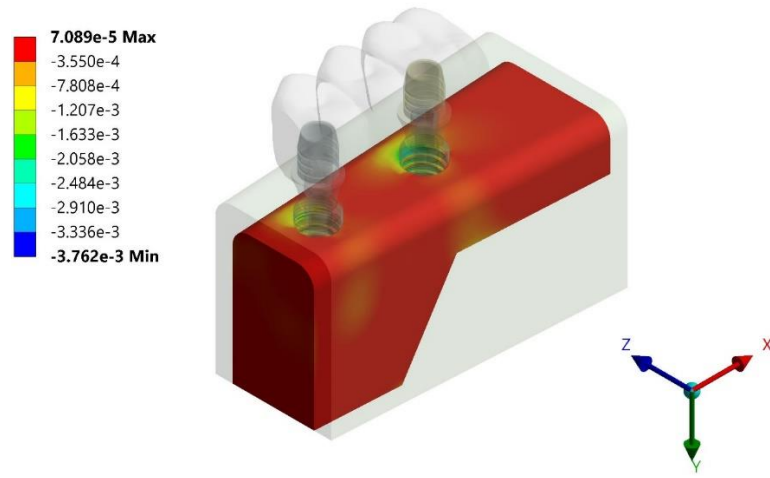
4.6. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

İmplant üstü protezlere uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan basma değerleri Tablo 4.6.'da gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken minimum principal strain değerleri dikkate alınmıştır. Minimum principal strain değerleri negatif değerler olup mutlak değerleri alınmıştır ve renk olarak kırmızıdan maviye doğru gittikçe strain değerinin arttığını göstermektedir.

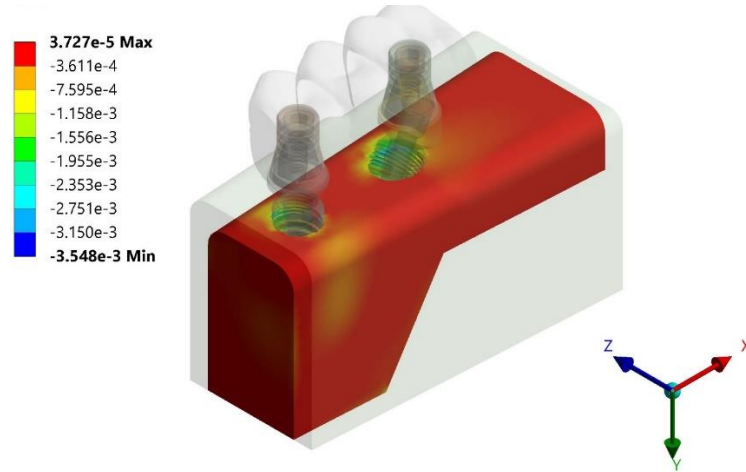
Tablo 4.6. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



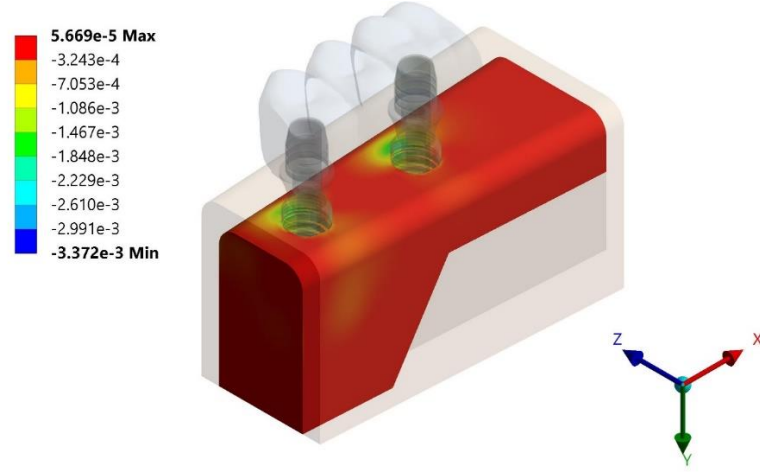
Kortikal kemikte oluşan minimum principal strain değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değerin dördüncü modelde en düşük değerin ise üçüncü modelde olduğu gözükmemektedir. Dördüncü modelde oluşan basma strain değerinin üçüncü modelde oluşan değerden %70 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca ikinci modelde oluşan basma strain değerinin üçüncü modelde oluşan değerden de %55 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Modellerde oluşan en yüksek basma strain değerlerinin hepsi distal implantların bulunduğu bölgelerde ve bukkal yüzeylerde görülmüştür.



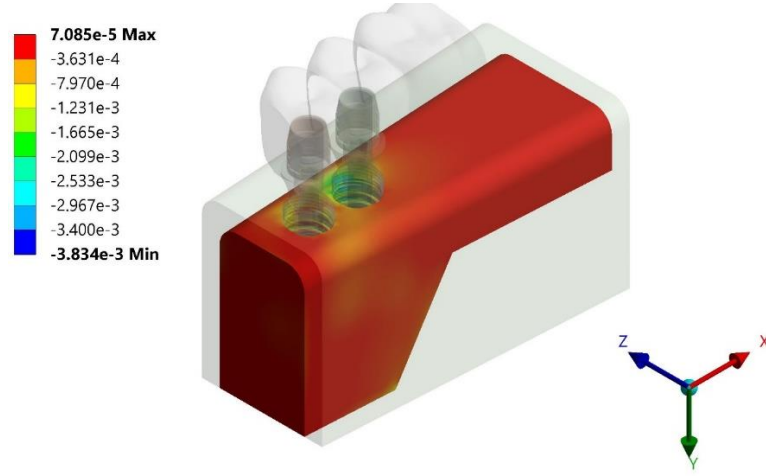
Şekil 4.22. Model 1 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.23. Model 2 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

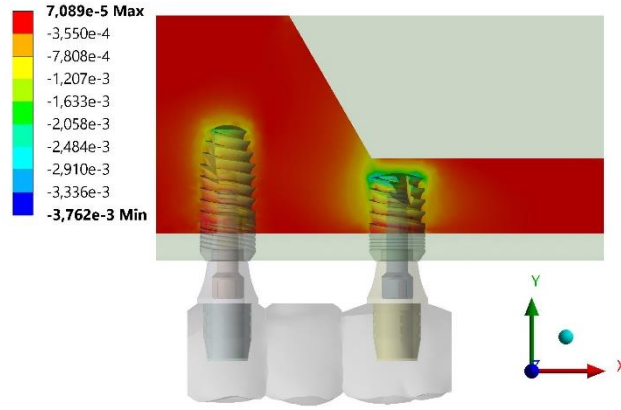


Şekil 4.24. Model 3 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

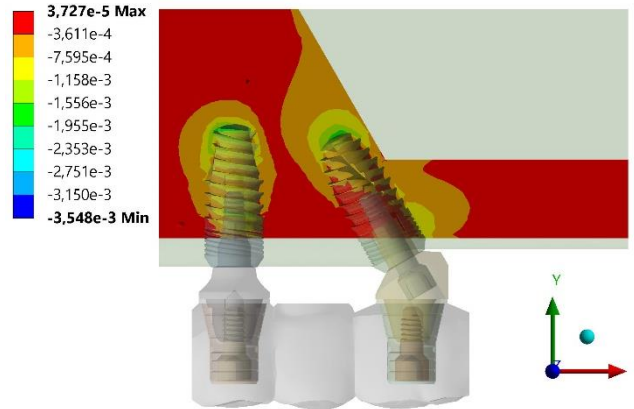


Şekil 4.25. Model 4 Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

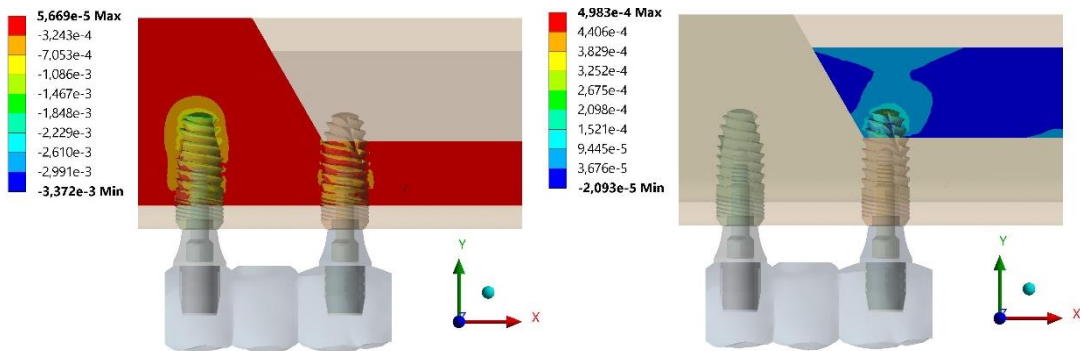
Trabeküler kemikte oluşan minimum principal strain değerleri karşılaştırıldığında kortikal kemikle aynı şekilde en yüksek değerin dördüncü modelde en düşük değerin ise üçüncü modelde olduğu gözükmemektedir. Ancak oluşan bu değerler arasında kortikal kemikte oluşan değerler kadar fark bulunmamaktadır. Dördüncü modelde oluşan en yüksek minimum principal strain değeri üçüncü modelden oluşandan yaklaşık %14 fazladır. Oluşan en yüksek değerlerin yine distal implantlarda ve bukkal yüzeylerde olduğu dikkat çekmektedir.



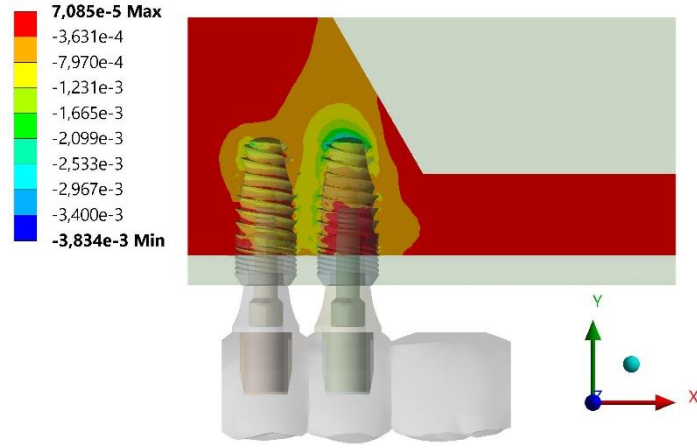
Şekil 4.26. Model 1 Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.27. Model 2 Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.28. Model 3 Trabeküler Kemik ve Graftte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.29. Model 4 Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

Tablo 4.7.'de tüm modellerde oluşan von Mises stres değerleri ve maximum ve minimum principal strain değerleri gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Tüm Modellerde Oluşan Stres ve Strain Değerleri

			Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Principal Elastic Strain($\mu\epsilon$)	Kortikal Kemik	Max.	2264	1803	1564	2594
		Min.	4453	5022	3216	5478
	Trabeküler Kemik	Max.	4733	3088	2139	3889
		Min.	3761	3548	3372	3834
	Graft	Max.	-	-	498	-
		Min.	-	-	555	-
von-Mises Stress(MPa)	Implant	Left	552	398	523	458
		Right	562	332	522	593
	Abutment	Left	644	-	629	570
		Right	652	-	673	709
	Multiunit	Left	-	720	-	-
		Right	-	293	-	-
	Multiunit Dayanak	Left	-	203	-	-
		Right	-	73	-	-
	Köprü		73	129	71	87

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında atrofik maksilla posterior bölgede tasarlanan dört farklı implant üstü sabit protez kombinasyonu karşılaştırılarak, implantlar, abutmentler ve implant üstü hibrit protezler üzerindeki stres dağılımları ve değerleri, kortikal ve trabeküler kemikler üzerindeki maximum ve minimum principal strain değerleri incelenmiştir. Sonuçlara göre implant ve abutmentlerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri ve kortikal kemikte oluşan en yüksek maximum ve minimum principal strain değerleri distal kanadın bulunduğu dördüncü modelde görülürken, trabeküler kemikte oluşan en yüksek maximum principal strain değeri kısa implantın bulunduğu birinci modelde, implant üstü hibrit protezlerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri ise açılı implantın bulunduğu ikinci modelde gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre tüm stres ve strain değerlerinin dördüncü modelde daha yüksek çıkması ile birinci hipotez kısmen kabul edilmiştir. Kısa implantın ve açılı implantın kullanıldığı birinci ve ikinci modellerde oluşan stres ve strain değerleri greft bulunan üçüncü modelde elde edilen stres ve strain değerlerinden oldukça farklı çıktığı için yakın sonuçlar elde edeceğimizi düşündüğümüz ikinci hipotez ise reddedilmiştir.

Çiğneme kuvvetleri çene kemiği içerisindeki implantlarda ve implant üstü protezlerde istenmeyen stresler oluşturabilir ve bu da özellikle implantlarda osseointegrasyonu bozarak implantların nihai başarısızlığına neden olabilir.¹⁹³ Sonlu elemanlar analizi yardımıyla implant yapısı ve çevre kemik dokusunda oluşan stres ve strain değerlerinin doğru analiz edilebilmesi için gerçekçi çiğneme kuvvetlerinin şiddetini ve bu kuvvetlerin yönlerini belirlemek gerekmektedir. Gün içerisinde özellikle de çiğneme esnasında dişler üzerine aksiyel ve oblik kuvvetler uygulanmaktadır. Benzer sonlu elemanlar analizi çalışmalarına göre dental yapılar üzerinde oluşan oblik kuvvetler aksiyel kuvvetlere göre kemik ve implant yapılarında daha yüksek stres ve strain

değerlerine neden olmaktadır.^{183, 190, 193} Bu yüzden bu tez çalışmasında gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için oblik kuvvet altında değerlendirme yapılmıştır. Üst çene arka bölgedeki 4,5,6 no'lu dişlere, her bukkal cuspa 50N gelecek şekilde 30° açıyla linguobukkal yönde toplam 200N oblik kuvvet uygulanmıştır.¹⁹⁰⁻¹⁹²

Diş kaybı, sert ve yumuşak dokularda boyutsal değişikliklere sebep olur.¹⁹⁴⁻¹⁹⁶ Üst çenenin arka bölgelerinde, maksiller sinüs kemiğe yakın şekilde konumlanabilir ve bu durum, kemik kaybıyla birlikte bu bölgelere implant yapımını zorlaştırabilir.¹⁹⁷ Paranasal sinüsler içinde maksiller sinüsler dişlere yakınlığı nedeniyle diş hekimliği için en önemli olan sinüs yapılarıdır.¹⁹⁸ Maksiller kemik geliştikçe sinüs boşlukları oluşur ve hava ile dolar, bu fizyolojik süreç pnömatizasyon olarak adlandırılır.¹⁹⁹ Pnömatizasyonun kendisi, maksiller sinüslerin bitişik anatomik yapılara doğru genişlemesine neden olur.^{199, 200} Litaratüre baktığımızda, kalıtım, nazal mukoza zarının pnömatizasyonu, kraniyofasiyal konfigürasyon, kemik yoğunluğu, sinüs ameliyatları, diş kaybı, büyüme hormonları, sinüs boşluğu içindeki hava basıncı ve yaş gibi birçok faktörün maksiller sinüslerin pnömatizasyonunu etkileyebileceği bildirilmiştir.^{200, 201} Bu tip birçok faktörden dolayı posterior maksillanın implant destekli rehabilitasyonu kemik kullanılabilirliğinin neden olduğu anatomik sınırlamalardan etkilenir.²⁰² Bu sınırlamalar, implant destekli rehabilitasyonlarda büyük bir zorluk teşkil etmektedirler.²⁰³ Diş çekimi sonrası ilk altı ayda hızla ilerleyen ve kemik yüksekliğinin %40'ını ve kemik genişliğinin %60'ını tehlikeye atan kemik atrofisi, kötü tasarlanmış hareketli bölümlü protezlerin kullanımı bu sınırlamalar için örnek oluşturmaktadır.^{204, 205} Bu nedenle, ek cerrahi işlemlere ihtiyaç duymamak için açılı veya kısa implantların kullanılması düşünülmüştür.^{206, 207} Bu tez çalışmasında kullanılan modeller ileri derece sinüs pnömatizasyonu bulunan bir hasta düşünülerek tasarlanmıştır. Bu yüzden sinüs atrofisi bulunan bölgedeki toplam kemik

yüksekliği 7.5mm olarak tasarlanmıştır. Bu mesafe standart implant yerleşimine izin vermezken kısa implant ve distale eğimli implant yerleşimine imkan verir.

Günümüzde kısa implantların kullanımı oldukça yaygındır. Yapılan çalışmaların çoğu kısa implantların başarısı hakkında birbirleriyle çelişmelerine rağmen günümüzde artan teknolojiyle beraber kısa implantların başarı oranının arttığı gözlemlenmektedir. Kısa implantların başarısı konusundaki çelişki durumuna muhtemelen kemik kalitesi, implantın primer stabilitesi, implant uygulama becerisinin gelişmesi, implant şekli ve yüzey ilerlemesi gibi çeşitli faktörlerin neden olduğu düşünülmektedir.¹⁰⁰

Kısa implant terimi genellikle uzunluğu 10 mm²⁰⁸ veya 8 mm¹⁰⁰'den kısa olan diş implantlarını tanımlamak için kullanılır. Yakın zamanda yapılan çalışmalar, uzunluğu 7 mm²⁰⁹'den kısa olan implantlar ekstra kısa implantlar olarak tanımlamıştır, ancak şu ana kadar bu konu hakkında kesin tanım üzerinde bir fikir birliği yoktur.²¹⁰ Bu tez çalışmasındaki birinci modelde ileri derece kemik atrofisi bulunan bir hastanın kemik mesafesi hesap edilerek 6.5 mm uzunluğunda kısa implant kullanımı tercih edilmiştir. Lorenz ve ark.²¹¹ 7 mm kısa implant kullanarak 14 hasta üzerinde uyguladıkları klinik çalışmada ortalama 5 yıllık takip sonrası hiç implant kaybı yaşamadıklarını ve ortalama 0.5 mm'lik marjinal kemik kaybıyla kısa implantların başarılı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Esfahrood ve ark.²¹² yaptıkları sistemik derleme çalışmasında Pubmed ve Medline veri tabanlarında Ocak 2004'ten Ağustos 2015'e kadar olan, posterior maksillada 10 mm ve altı implantlar kullanılan ve en az bir yıllık takip içeren makaleleri incelemişlerdir. Yaptıkları bu çalışma sonucunda kısa implantların sağkalım oranlarının birçok faktöre bağlı olmasına rağmen klinik olarak güvenilir ve kullanılabilir olduğunu belirtmişlerdir. Gürlek ve ark.²¹⁰ sistemik olarak sağlıklı 23 hastanın üst çene arka bölgesine uyguladıkları 30 adet ekstra kısa (4-6 mm) ve 24 adet normal (8-10 mm)

boydaki implantların 12 ay boyunca klinik takibini yaptıkları çalışmada, ekstra kısa implantların klinik başarısının uzun implantlara benzer sonuçlar gösterdiğini bildirmişlerdir.

Grunder ve ark.²¹³ toplam 143 hasta üzerinde birinci ve üçüncü yıllarda kontrol edilmek üzere maksilla ve mandibula posterior bölgeye yerleştirdikleri farklı boyutlardaki 264 implantın uzun dönem başarısını incelemişlerdir. Çalışmada kullandıkları beş adet 7 mm uzunluğundaki kısa implantın dördünün kaybedildiğini tespit etmişlerdir. Bu beş implantın üçü artmış sinüs pnömatizasyonundan dolayı posterior maksillada kullanılmıştır ve bu üç implant da uzun dönemde kaybedilmiş olup başarısız sayılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre posterior maksillada kullanılan kısa implantların kayıp oranı %100 olmuştur. Sonuç olarak Grunder ve ark.²¹³ maksilla posteriorda kısa implant kullanımının riskli olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Snauwaert ve ark.²¹⁴ 1315 hastaya uyguladıkları 4971 implantın ortalama 5.1 yıl takibini yaptıkları çalışmada 7mm'lik kısa implantlar için %21.5'luk başarısızlık oranı bulurken 13 ve 15 mm'lik implantlar için bu oran %4.1 ve %3.8 olmuştur. Bu durumun kısa implantın daha çok ileri derece çene kemiği rezorbsiyonu bulunan hastalarda kullanılmasından kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir.

Atrofik posterior maksillada implant rehabilitasyonu için yapılan diğer bir tedavi işlemi de sinüs greftleme ve kemik ogmentasyonudur. Bu tedavi seçeneği ileri cerrahi işlemler gerektirir ve maliyeti yüksektir. Rezorbe kemik bölgelerinin kemik hacmini artırmak için beş ana yöntem tanımlanmıştır bunlar; uygun büyüme faktörlerinin kullanılması yoluyla gerçekleştirilen osteoindüksiyon²¹⁵, bir greft materyalinin yeni kemik oluşumu için bir iskele görevi gördüğü osteokondüksiyon^{215, 216}, cerrahi olarak bir kırılmanın başlatıldığı ve daha sonra iki parça arasında kendiliğinden kemik rejenerasyonu ile iki kemik parçasının yavaşça ayrıldığı distraksiyon osteogenezi²¹⁷,

bariyer membranlar tarafından muhafaza edilen boşlukların kemikle doldurulmasını sağlayan kılavuzlu kemik rejenerasyonu²¹⁸ ve vital bir kemik segmentinin vasküler pedikül ile alıcı yatağına transfer edildiği, böylece kemiğin canlı kalmasına izin verilen ve bir yeniden şekillenme/ikame işleminin gerek olmadığı revaskülarize kemik greftleri²¹⁹. Bu çalışmadaki üçüncü model sinüs greft işlemi yapılmış bir atrofik maksilla olarak tasarlanmıştır. Otojen kemik veya kemik ikameleri kullanılarak yapılan sinüs greftleme işlemi ileri derecede atrofikleşmiş posterior maksillaların rehabilitasyonu için yüksek öngörülebilirliği olan güvenli bir işlemdir.²²⁰ Benzer şekilde sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan çalışmalarda kullanılan greft materyallerinin elastisite modülü hakkında net bir görüş bulunmamaktadır. Bu çalışmada yüksek elastisite oranına sahip sert yapıda bir greft kullanıldığı (11000 MPa) varsayılmıştır.^{187, 221}

Corbella ve ark.²²² yaptıkları derleme çalışmasında en az 3 yıldır takip edilen atrofik maksilla tedavilerini içeren 44 makaleyi incelemişlerdir. Medline veri tabanını kullanarak yapılan bu çalışmaya posterior maksillada kısa implant kullanılarak yapılan tedavileri, osteotom ve lateral yaklaşım ile sinüs tabanını yükseltilerek yapılan tedavileri değerlendiren retrospektif ve prospektif çalışmalar dahil edilmiştir. Çalışmalarında lateral yaklaşım ve osteotom tekniği ile sinüs tabanının yükseltilmesinin, atrofik posterior maksilla rehabilitasyonu için etkili ve kanıtlanmış bir tedavi olduğunu, kısa implantların kullanımının da umut verici olduğu ancak uzun vadede diğer teknikler kadar etkili sayılabilmesi için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyduğunu belirtmişlerdir.

Thoma ve ark.²²³ maksilla ve mandibulada kemik ogmentasyonu yaparak yerleştirdikleri normal implantlar ile mevcut kemik üzerine yerleştirdikleri kısa implantları karşılaştırdıkları klinik çalışmada, kısa implantların sağkalım oranlarını kabul edilebilir olarak bulmuşlardır. Ayrıca hasta ve hekim konforu ve maliyet açısından kısa implantların daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Chaware ve ark.²⁹ posterior atrofik

maksilla için rehabilite edilen hastalarda sinüs greftli konvansiyonel uzun implant ile kısa implantın etkinliğini karşılaştırdıkları sistemik derleme ve meta-analiz çalışması sonucunda kısa implant ve sinüs greftli uzun implant için kaydedilen implant sağkalım oranı ve marjinal kemik rezorpsiyonlarında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Literatür incelendiğinde kemik ogmentasyonu sonucu yerleştirilen uzun implantların yeterli başarıyı sağladığı düşünülürken kısa implantların uzun dönem prognozu ile ilgili görüş birliği henüz sağlanamamıştır.^{100, 222} Bu tez çalışmasında ise birinci modelde bulunan kısa implant ile üçüncü modelde bulunan greftlenmiş bölgeye yerleştirilen uzun implant üzerinde, bu modellerin üst yapılarında ve yerleştikleri kemikte oluşan stres ve strain değerlerini karşılaştırdığımızda; implant, abutment ve üst yapılarda oluşan von Mises stres değerleri birbirine çok yakın çıkmasına karşın kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maximum ve minimum principal strain değerlerinde önemli farklar bulunmaktadır. Özellikle trabeküler kemiği incelediğimizde birinci modeldeki kısa implantın oluşturduğu maximum principal strain değerinin üçüncü modelde oluşan maximum principal strain değerinden 2.2 kat fazla olduğu tespit edilmiştir. Üçüncü modelin daha düşük strain değerlerini üretmiş olması kullanılan greft dokusunun rijitliği ile ilişkilidir. Çünkü trabeküler kemik için tanımlanan 1.37 GPa^{185} 'lık elastisite modülünün yanında greft için bu değer $11 \text{ GPa}^{187, 221}$ olarak kullanılmıştır. Bu sonuçlara göre greftin bir kortikal kemik desteği gibi implantın hareketini sınırladığı anlaşılmaktadır. Ayrıca distal kanat bulunan model dahil tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek maximum principal strain değerinin kısa implantın çevresinde olduğu tespit edilmiştir. Bu durum sinüs boşluğunun sarkmasından dolayı kısa implantın apikalindeki kemik miktarının yeterli desteği sağlayamadığını göstermektedir.

Sinüs pnömatisasyonu artmış atrofik posterior maksilla için diğer bir tedavi seçeneği de açılı implant kullanımıdır. Bellini ve ark.²²⁴ yaptıkları sonlu elemanlar

analizinde all on four ve all on six sistemlerinde implantın düz ve açılı kullanımını kıyaslamışlardır ve açılı implant konfigürasyonlarının, açılı olmayan bir konfigürasyonla karşılaştırıldığında kemik-implant arayüzündeki stres değerlerini azaltmada biyomekanik avantaj oluşturabileceği sonucuna varmışlardır. Barnea ve ark.²² yaptıkları klinik çalışmada posterior maksillada açılı implant kullanımının kemik kaybına sebep olmadığını göstermişlerdir. Aparicio ve ark.¹¹² maksilla posterior bölgede ileri derece kemik rezorpsiyonu bulunan 25 hasta üzerinde yaptıkları klinik çalışmada düz ve açılı implant kombinasyonlarının sinüs greftleme işlemine alternatif tedavi olarak sunulabileceğini araştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre 5 yıllık takip sonrası açılı yerleştirilen implantlar için sağkalım oranı %95,2, aksiyel implantlar için %91,3 olduğunu tespit etmişlerdir. Protez sağkalım oranı ise %100 bulunmuştur. Ayrıca beşinci yılda ortalama marjinal kemik kaybı eğik implantlarda 1.21 mm iken aksiyel implantlarda 0.92 mm bulunmuştur. Aparicio ve ark.¹¹² yaptıkları bu çalışmada maksilla posteriorda açılı ve aksiyel implant kombinasyonunun sinüs tabanı augmentasyon işlemleri yerine etkili ve güvenli bir alternatif olduğunu göstermişlerdir. Bu tez çalışmasındaki ikinci modelde 10 mm uzunluğundaki distal implant 30° açıyla sinüs bölgesini teğet geçecek şekilde distale eğimli olarak yerleştirilmiştir. Açılı implantın bulunduğu ikinci model ile sinüs greftleme işlemi yapıp uzun implant yerleştirilen üçüncü modeli karşılaştırdığımızda, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maximum ve minimum principal strain değerlerinde üçüncü modelde daha az strain değerleri olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum iki model karşılaştırıldığında uzun dönem kemik prognozu açısından sinüs greftleme işleminin daha avantajlı olduğu ihtimalini arttırmaktadır. Özellikle trabeküler kemikte oluşan maximum principal strain ve kortikal kemikte oluşan minimum principal strain değerlerinde ortalama %50 fark bulunmaktadır. Bu durum ikinci modeldeki distal implantın açılı yerleşiminden kaynaklanmaktadır. Açılı implant

üzerine gelen kuvvetler kemiğe açılı iletildiği için daha yüksek strain değerleri oluşturur. Ancak implantlarda oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında ikinci modeldeki stres değerlerinin üçüncü modelden yaklaşık %30 daha az stres oluşturduğu tespit edilmiştir. Bu durumun da açılı implant bulunan modelde kullanılan multiunit yapısından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Sonlu elemanlar analizinde tanımlanan sürtünmeli kontak sayısı multiunit yapılarına sahip ikinci model için 9'dur. Diğer modellerde ise bu sayı 6'dır. 9 sürtünmeli kontağa sahip bu modelde metal bileşenler arasındaki bağıl hareket ihtimali diğer modellerden daha fazladır. Sürtünmeli kontakların fazla olması bu modelde gelen yükün bileşenler arasında absorbe edilmesini sonuçta da birinci ve dördüncü modele göre daha düşük strain değerlerinin elde edilmesini sağlamıştır. Üçüncü modelde elde edilen strain değerlerinin daha düşük olmasının sebebi ise kullanılan greftin rijitliğinden kaynaklanmaktadır.

Atrofik posterior maksillada cerrahi işlemlerden, maliyet ve cerrahi morbidite artışından kaçınmak için alternatif olarak kanat (mesial veya distal) kullanımı da önerilmektedir.²²⁵ Batista ve ark.¹⁹² yaptıkları sonlu elemanlar analizinde mesial ve distal kanat tasarımlarının etkisini değerlendirmek için maksiller posterior bölgeye yerleştirdikleri 3 üyeli implant destekli protezler üzerinde, aksiyal ve eğik yükler altında, kemik dokusu (kortikal ve trabeküler kemikler) üzerindeki gerilme dağılımlarını, abutmentler, implantlar ve vidalar üzerinde oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda tedavi başarısızlığı olasılığını artırabilecek olumsuz biyomekanik davranış nedeniyle kanat (özellikle distal kanat) kullanımından kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir. Georgios ve ark.¹² derleme çalışmasında ise, distal kanatlı protezlerle dayanak olarak kullanılan 2444 implantın, %95 implant sağkalım oranına ulaşılacağı sonucuna varmışlardır ve distal kanadın dayanak implantın başarısını olumsuz etkilemediğini belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında da dört model birbirleriyle kıyaslandığında kortikal kemikte, abutmentlerde, implantlarda çıkan en yüksek değerler distal kanadın olduğu modelde oluşmuştur. Batista ve ark. bulduğu sonuçlar bu çalışmanın sonuçları ile örtüşmektedir. Distal kanatlı modelde oluşan yüksek stres ve strain değerlerinin protezin kanat kısmına uygulanan kuvvet sonucu protezde kaldıraç etkisi oluşturmamasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Zampelis ve ark.²²⁶ yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında atrofik maksillaya açılı implant yerleştirerek yaptıkları üst yapıyı, distal kanat kullanarak yaptıkları üst yapıyla kıyaslamışlardır. Bu çalışmada implantların açılandırılmasının servikal kemikte oluşan gerilmeyi artırmadığı ve kanat uzunluğunun implant açılandırılması yoluyla azaltılmasının kemik üzerinde oluşan gerilmeyi azalttığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca sabit restorasyonlar için distal dayanaklar sağlamak üzere apikal olarak eğimli implantların kullanılmasının, distal kanat uzantılarının kullanılmasına kıyasla önemli bir biyomekanik avantajı olduğunu vurgulamışlardır. Bu sonuçlar mevcut tez çalışmasının sonuçlarını destekler niteliktedirler. Bu tez çalışmasında da distal kanadın kullanıldığı dördüncü model ile açılı implant kullanılan ikinci model kıyaslandığında oluşan tüm stres ve strain değerlerinde açılı implantın kullanıldığı modelin daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.

Günümüzde ilerleyen teknoloji ile beraber dijital ölçü kullanım oranı da artmaktadır. Dijital ölçülerin hem hasta hem hekim açısından konvansiyonel ölçülere göre birçok avantajı bulunmaktadır. İdeal implant ölçüsü; pratik, güvenilir, hassasiyeti yüksek, az zaman alıcı ve hasta ile hekim açısından rahat olmalıdır.²²⁷ Konvansiyonel ölçü tekniğinde; ölçü parçalarının ağızdan uzaklaştırılırken ölçü içerisinde hareket edebilmesi, ölçü materyalinin büzülmesi, alçının genleşmesi ve ardından tekrar dijital laboratuvar tarayıcısında taratılması gibi birçok potansiyel boyutsal değişim ve

enfeksiyon faktörü mevcuttur. Dijital ölçü tekniği ise hem çok daha az aşamaya, hem de teknolojik aletlerce sağlanmış olan daha iyi bir standardizasyona sahiptir.²²⁸ Bu çalışmada kullanılan implant üstü monolitik zirkon protezler günümüzde oldukça aktif kullanılan dijital iş akışına uygun şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede minimum zaman kaybı ve maksimum hasta konforu ile sürecin tamamlanması hedeflenmiştir.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) ile yapılan monolitik zirkonya restorasyonların çok iyi mekanik özelliklere, biyouyumluluğa ve iyi bir estetiğe sahip olduğu bildirilmiştir.²²⁹ Bu restorasyonlar hem estetik olarak oldukça başarılı hem de üretim safhasında hasta açısından oldukça konforludurlar. Tartuk ve ark.²³⁰ yaptıkları yaşlandırma çalışmaları sonucu monolitik zirkonya restorasyonların yüksek kırılma direnci gösterdiklerini göstermişlerdir. Cheng ve ark.²³¹ en az bir üye implant üstü proteze ihtiyaç duyan kırk katılımcı üzerinden yaptıkları 1 yıllık takipli klinik çalışmada vidalı monolitik zirkonyum ve metal seramik implant üstü protezleri karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri verilere göre metal seramik restorasyonlarda %21.6 oranında komplikasyon oluşurken monolitik zirkonyum restorasyonlarda bu oran sadece %2.9 bulunmuştur. Bu çalışmadan posterior implant destekli protez materyali olarak uygulanan monolitik zirkonyumun, metal seramik restorasyonlardan önemli ölçüde daha düşük teknik komplikasyon oranına ($p = 0.0432$) sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu tez çalışmasında CAD-CAM ile tasarlanmış monolitik zirkonyum hibrit protezler kullanılmıştır. Modeller üzerindeki protezlerde oluşan von Mises stres değerlerinin hiçbirisi monolitik zirkonyumun çekme dayanım noktası olan 939 MPa¹³⁵ ve basma dayanım noktası olan 758 MPa¹³⁵'yı geçmemiştir.

İmplant yapımında kullanılan titanyum alaşımlar gibi çekilebilir metaller için von Mises stres değerleri önem taşımaktadır. Von Mises stresleri akma (yield) dayanımını tanımlamak için kullanılmakta ve akma dayanımı aşıldığında materyaller elastik özellik

gösterememekte ve kalıcı deformasyon oluşmaktadır.²³² Bu tez çalışmasında, implantlarda ve ti-base abutmentlerde kullanılan titanyum alaşımın (Ti6Al4V) dayanım noktası olan 830 MPa¹³⁵ olarak tespit edilmiştir. Çalışma modelleri incelendiğinde implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değeri dördüncü modelin distal implantında yaklaşık 593 MPa bulunurken, ti-base abutmentlerde oluşan en yüksek von Mises stres değeri de yine aynı implant üzerindeki abutmentta ve yaklaşık olarak 709 MPa olarak tespit edilmiştir. Böylece belirlenen en yüksek von Mises stres değerlerine göre implant ve ti-base abutment sistemlerinde kırılma olması beklenmemektedir.

Kemikler açısından değerlendirme yapıldığında ise canlı ve kişiye özel yapılar oldukları için implant, abutment ve monolitik zirkonyum restorasyonlar gibi net değerler vererek başarılı veya başarısız şeklinde yorum yapmak güçleşmektedir. Kortikal ve trabeküler kemiklerde oluşabilecek hasarları değerlendirmek için von Mises streslerinden ziyade maximum ve minimum principal strain değerlerini incelemek daha doğru olacaktır.²³³ Benzer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da implantı çevreleyen kemik üzerinde strain analizi yapılmış ve belirli noktalardaki maksimum veya minimum principal strain değerleri karşılaştırılmıştır.^{60, 188, 233-235} Birçok kaynakta mekanostat teorisine göre kemikte oluşan 4000 $\mu\epsilon$ ve üstü strain değerlerinin osteointegrasyon oluşumunu olumsuz etkileyeceği belirtilmiştir.^{236, 237} Kemikte kırık oluşturabilecek strain değeri ise ortalama 25000 $\mu\epsilon$ olarak hesaplanmıştır.^{233, 236} Ayrıca kemikler yapısal olarak basma kuvvetlerine karşı (minimum principal strain) çekme kuvvetlerinden (maximum principal strain) daha dayanıklıdır.^{238, 239} Katzenberger ve ark.²⁴⁰ insan kaburgası kortikal kemiği üzerinde yaptıkları çalışmada, cinsiyet, yaş ve farklı yükleme koşullarının kortikal kemiğin çekme değerleri üzerindeki etkisini incelemişler ve özellikle farklı yaş gruplarında anlamlı farklar ortaya çıktığını tespit etmişlerdir. Ayrıca günlük yaklaşık 9

dakika oklüzal kuvvet uygulandığından, gerçek klinik koşullarda kemik kaybı risk bölgesindeki alanın ne kadar etkileneceği de belirsizdir.⁶⁶

SEA çalışmalarında etkilerinin çok düşük olması nedeniyle siman cinsi ve siman kalınlığı genellikle değerlendirme kriterleri arasında bulunmamaktadır. Lee ve ark.⁶⁰ çalışmalarında siman aralığını 0.1 mm'den az olarak saptamışlardır. Bu tez çalışmasında da; siman aralığı 0.1 mm'den az olacak şekilde tasarlanmıştır. Siman cinsi olarak da monolitik zirkonyanın düşük ışık geçirgenliğinden dolayı dual-cure rezin siman bu çalışmada tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi, biyolojik araştırmalarda biyomekanik analizler için, karmaşık yapıları modellemek ve mekanik özelliklerini analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. SEA, biyomekaniği ve mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisini incelemek için invaziv olmayan mükemmel bir araç olarak geniş çapta kabul görmüştür.¹⁵⁶ Üst üste binen yapıların görselleştirilmesini ve anatomik kraniyofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesini sağlar.²⁴¹ Teorik olarak ölçülebilen stres noktaları atayabileceğinden, uygulanan bir kuvvetin konumunu, büyüklüğünü ve yönünü belirlemeye de olanak tanır.²⁴² Ayrıca, analiz edilen malzemelerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için kolaylıkla tekrarlanabilir.^{242, 243} Ancak SEA'nın bazı sınırlandırmaları da bulunmaktadır. Klinik durumun tamamen kopyalanamayacağı bilgisayarlı bir in vitro çalışmadır. Gerilme analizi genellikle statik yükleme altında yapılır ve gerçekte böyle olmasa da malzemelerin mekanik özellikleri izotropik ve lineer elastik olarak ayarlanır. Bu nedenle, sonuçlar yalnızca niteliksel olarak kabul edilebilir.¹⁵⁶ Ayrıca çalışma modellerinde kemik ve implant arasındaki ossosseointegrasyonun %100 olarak gerçekleştiği kabul edilmiştir ancak klinik şartlarda bunun mümkün olmadığı bilinmektedir.

SEA yönteminde güvenilir sonuçlar elde edilmesinde diğer önemli bir konu ise eleman ve düğüm sayısı olmaktadır. Ayrıntılı modellerin oluşturulması, eleman ve düğüm sayısının fazla olması analiz sonuçlarından elde edilecek değerlerin gerçek sonuçlara yakın olmasını sağlamaktadır. SEA yönteminde sonuçların daha güvenilir olarak elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayılarının en az 30.000-200.000 arasında ve eleman boyutlarının 150- 300 μm olması gerekmektedir ve 300 μm 'den büyük boyutlardaki elemanların yanıltıcı sonuçlar vereceği bildirilmiştir. Eleman boyutunun azalmasıyla, eleman sayısı artmaktadır bu yüzden modellerin analiz süreleri uzamaktadır.²⁴⁴ Bu bilgilerin ışığında bu çalışmadaki modeller için ortalama eleman sayısı 220.000 olarak belirlenmiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Tüm modellerde implantlar üzerinde oluşan stres birikimleri implantların boyun bölgesinde oluşmuştur.
2. İmplant ve abutmentlerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri (593 MPa, 709 MPa) ve kortikal kemikte oluşan en yüksek principal strain değerleri (5478 $\mu\epsilon$) distal kanadın bulunduğu dördüncü modelde görülmüştür. Bu sonuca göre dört model karşılaştırıldığında en çok kaçınılması gereken sistemin distal kanadın bulunduğu sistem olduğu tespit edilmiştir.
3. İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında en az stres oluşan model açılı implantın bulunduğu ikinci model olmuştur (332 MPa). Buna rağmen dördüncü model hariç, kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum principal strain değeri de bu modelde görülmüştür (5022 $\mu\epsilon$).
4. Tüm modeller arasında trabeküler kemik üzerinde oluşan en yüksek strain değeri kısa implantın kullanıldığı birinci modelde görülmüştür. (4733 $\mu\epsilon$)
5. Tüm modeller arasında en güvenilir sonuç greft kullanılarak hazırlanan üçüncü modelde elde edilmiştir. Bu tip sarkmış sinüs yapısı bulunan hastalarda en güvenilir seçeneğin greft kullanımı olduğu düşünülmektedir.
6. Kısa ve açılı implantların bulunduğu birinci ve ikinci modeller karşılaştırıldığında açılı implant sisteminin genel olarak daha az stres ve strain değerlerine sebep olduğu tespit edilmiştir.
7. Bu çalışmadan elde edilen verilere göre klinik olarak atrofik maksilla posterior bölgenin tedavisini gerçekleştirirken mümkün olduğunca sinüs lifting ve greftleme işlemiyle beraber standart implantları kullanarak yapabilecek tedavi yöntemleri tercih edilmelidir. Kısa implant tercih edilecek tedavilerde ise implantın apikalinde kalan kemik

miktarının mümkün olduğunca fazla olması gerekmektedir. En çok kaçınılması gereken sistem ise distal kanat kullanılarak yapılacak protez çeşitleridir.

8. SEA yönteminden kaynaklı olarak; implant-kemik osteointegrasyonunun ve kullanılan greft materyalinin kemiğe bağlanmasının %100 kabul edilmesi, yapılan sinüs greftleme işleminin tamamen başarılı sayılması ve ikinci modelde bulunan açılı implantlardan kaynaklı olarak multiunit yapıların kullanılması bu çalışmanın limitasyonları arasında sayılabilir. Sonuçları klinik çalışmalarla desteklemek daha doğru verilerin elde edilmesine olanak tanıyacaktır.

KAYNAKLAR

1. Chou HY, Muftu S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 293-300.
2. Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys*, 2012, 34: 153-160.
3. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Third Edition. St. Louis: Mosby Elsevier. 2008.
4. Ulm CW, Solar P, Gsellmann B, Matejka M, Watzek G. The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus--a study of physical dimension. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1995, 24: 279-282.
5. Sharan A, Madjar D. Maxillary sinus pneumatization following extractions: a radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008, 23: 48-56.
6. Cavalcanti MC, Guirado TE, Sapata VM, Costa C, Pannuti CM, Jung RE, Cesar Neto JB. Maxillary sinus floor pneumatization and alveolar ridge resorption after tooth loss: a cross-sectional study. *Braz Oral Res*, 2018, 32: e64.
7. Woo I, Le BT. Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant Dent*, 2004, 13: 28-32.
8. Graziani F, Donos N, Needleman I, Gabriele M, Tonetti M. Comparison of implant survival following sinus floor augmentation procedures with implants placed in pristine posterior maxillary bone: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2004, 15: 677-682.
9. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent*, 1994, 71: 23-26.

10. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 949-956.
11. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1988, 59: 59-63.
12. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27: 1131-1136.
13. Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 39-49.
14. Esposito M, Grusovin MG, Rees J, Karasoulos D, Felice P, Alissa R, Worthington H, Coulthard P. Effectiveness of sinus lift procedures for dental implant rehabilitation: a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 2010, 3: 7-26.
15. Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol*, 2008, 35: 216-240.
16. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants - a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 2009, 2: 167-184.
17. Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27: 1323-1331.

18. Sun HL, Huang C, Wu YR, Shi B. Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26: 816-825.
19. Fan T, Li Y, Deng WW, Wu T, Zhang W. Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2017, 19: 207-215.
20. Chaware SH, Thakare V, Chaudhary R, Jankar A, Thakkar S, Borse S. The rehabilitation of posterior atrophic maxilla by using the graftless option of short implant versus conventional long implant with sinus graft: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trial. *J Indian Prosthodont Soc*, 2021, 21: 28-44.
21. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont*, 2009, 22: 155-157.
22. Barnea E, Tal H, Nissan J, Tarrasch R, Peleg M, Kolerman R. The use of tilted implant for posterior atrophic maxilla. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2016, 18: 788-800.
23. Toljanic JA, Ekstrand K, Baer RA, Thor A. Immediate Loading of Tilted and Axial Posterior Implants in the Edentulous Maxillary Arch: A Retrospective Comparison of 5-Year Outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2018, 33.
24. Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang DM. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *J Oral Rehabil*, 2008, 35: 695-699.
25. Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Comput Methods Programs Biomed*, 2006, 82: 97-105.

26. Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Comput Methods Programs Biomed*, 2007, 85: 138-151.
27. Lu S, Li T, Zhang Y, Lu C, Sun Y, Zhang J, Xu D. Biomechanical optimization of the diameter of distraction screw in distraction implant by three-dimensional finite element analysis. *Comput Biol Med*, 2013, 43: 1949-1954.
28. Pessoa RS, Muraru L, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2010, 12: 219-234.
29. Chaware SH, Thakare V, Chaudhary R, Jankar A, Thakkar S, Borse S. The rehabilitation of posterior atrophic maxilla by using the graftless option of short implant versus conventional long implant with sinus graft: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trial. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2021, 21: 28.
30. Below RAL. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction. 1995.
31. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent*, 2007, 16: 387-396.
32. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993, 8: 19-31.
33. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 1998, 24: 80-88.

34. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1994, 9.
35. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*, 2014, 8: 50-55.
36. Crubezy E, Murail P, Girard L, Bernadou JP. False teeth of the Roman world. *Nature*, 1998, 391: 29.
37. James RA, Lozada JL, Truitt PH, Foust BE, Jovanovic SA. Subperiosteal implants. *CDA J*, 1988, 16: 10-14.
38. Linkow LI, Mahler MS. Validating the endosteal blade-vent implant. *Oral Health*, 1975, 65: 16-23.
39. Small IA, Misiek D. A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate. *J Oral Maxillofac Surg*, 1986, 44: 60-66.
40. Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest*, 1959, 11 Supp 38: 1-82.
41. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969, 3: 81-100.
42. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 1983, 50: 399-410.
43. Carranza FA NM, Takei HH. . *Clinical Periodontology*, 9th edition, 2002.
44. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today*, 1989, 8: 39-44.

45. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 1977, 16: 1-132.
46. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, 1983, 4: 25-28.
47. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron*, 2005, 36: 630-644.
48. Khan SN, Cammisa FP, Jr., Sandhu HS, Diwan AD, Girardi FP, Lane JM. The biology of bone grafting. *J Am Acad Orthop Surg*, 2005, 13: 77-86.
49. Eberhardt C, Habermann B, Muller S, Schwarz M, Bauss F, Kurth AH. The bisphosphonate ibandronate accelerates osseointegration of hydroxyapatite-coated cementless implants in an animal model. *J Orthop Sci*, 2007, 12: 61-66.
50. Linder L, Obrant K, Boivin G. Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand*, 1989, 60: 135-139.
51. Giori NJ, Ryd L, Carter DR. Mechanical influences on tissue differentiation at bone-cement interfaces. *J Arthroplasty*, 1995, 10: 514-522.
52. Otsuki B, Takemoto M, Fujibayashi S, Neo M, Kokubo T, Nakamura T. Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants: three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants. *Biomaterials*, 2006, 27: 5892-5900.
53. Kudo M, Matsui Y, Ohno K, Michi K. A histomorphometric study of the tissue reaction around hydroxyapatite implants irradiated after placement. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001, 59: 293-300; discussion 301.

54. Mombelli A, Cionca N. Systemic diseases affecting osseointegration therapy. *Clin Oral Implants Res*, 2006, 17 Suppl 2: 97-103.
55. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1983, 49: 843-848.
56. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1988, 3: 85-97.
57. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 1990, 63: 671-676.
58. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991, 6: 177-186.
59. Elsayed M. Biomechanical Factors That Influence the Bone-Implant-Interface. *Res. Rep. Oral Maxillofac. Surg.*, 2019, 3: 1-14.
60. Lee H, Park S, Noh G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2019, 121: 659-670.
61. Strong J, Misch C, Bidez M, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*, 1998, 19: 4-9.
62. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*, 1994, 15: 1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.
63. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*, 1986, 56: 226-229.
64. Scott I, Ash MM. A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 56-61.

65. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Hönigle K, Johnson BE. A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthod*, 1996, 66: 261-264.
66. Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am*, 1969, 13: 659-665.
67. Behr M, Hahnel S, Faltermeier A, Bürgers R, Kolbeck C, Handel G, Proff P. The two main theories on dental bruxism. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, 2012, 194: 216-219.
68. Powers JM. Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 2006: 51-96.
69. R. R. Misch's Contemporary Implant Dentistry. *Canada, Elsevier Inc* 2021.
70. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 436-440.
71. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*, 2003, 36: 1247-1258.
72. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*, 1999, 13: 99-119.
73. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec*, 1990, 226: 403-413.
74. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27: e96-101.
75. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig*, 2010, 14: 411-416.

76. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Jr., Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*, 2004, 75: 1233-1241.
77. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2002, 29: 565-574.
78. Misch CE ST, Bidez MW. Scientific rationale for dental implant design. *Misch CE, Contemporary Implant Dentistry* St. Louis, Mosby, 2008, 3: 200-229.
79. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 21: 129-136.
80. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1996, 16: 252-265.
81. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 165-169.
82. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: S35-43.
83. Anthony LM. Junqueira's Basic Histology Text & Atlas (14th ed.). *McGraw-Hill Companies, Inc.* , 2016: 143-148.
84. Misch CE, Kutay Ö. *Dental implant protezler*. Baskı. Nobel Tıp Kitabevleri, 2009.
85. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int*, 1985, 16: 39-42.

86. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991, 6: 142-146.
87. Scheller H, Handel G, Neukam F. [Anchorage of eye prostheses with help of osseointegrated implants]. *Quintessenz*, 1989, 40: 865-872.
88. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990, 5: 272-281.
89. Smiler DG, Holmes RE. Sinus lift procedure using porous hydroxyapatite: a preliminary clinical report. *J Oral Implantol*, 1987, 13: 239-253.
90. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: a preliminary procedural report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992, 7: 360-366.
91. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990, 5: 347-359.
92. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res*, 1998, 9: 407-418.
93. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992, 7: 62-71.

94. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Maxillofac Surg*, 2001, 29: 100-105.
95. Tolstunov L. Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. *J Oral Implantol*, 2007, 33: 211-220.
96. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res*, 1999, 10: 459-467.
97. Misch CE, Misch CE. Treatment planning for the edentulous posterior maxilla. *Contemporary implant dentistry*, 2008: 389-405.
98. Cannizzaro G, Felice P, Leone M, Viola P, Esposito M. Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: Lateral sinus lift with autogenous bone and bio-Oss versus crestal mini sinus lift and 8-mm hydroxyapatite-coated implants. A randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2009, 2: 25-38.
99. Felice P, Pistilli R, Barausse C, Bruno V, Trullenque-Eriksson A, Esposito M. Short implants as an alternative to crestal sinus lift: A 1-year multicentre randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2015, 8: 375-384.
100. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*, 2006, 17: 35-51.
101. Sun HL, Huang C, Wu YR, Shi B. Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2011, 26: 816-825.
102. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark P-I. Long-term Follow-up of Severely Atrophic Edentulous Mandibles Reconstructed with Short Branemark Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2000, 2: 184-189.

103. Esposito M, Barausse C, Pistilli R, Sammartino G, Grandi G, Felice P. Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2015, 8: 257-268.
104. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: Rationale and treatment results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2008, 23: 487-496.
105. Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol*, 2003, 8: 328-343.
106. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008, 23: 487-496.
107. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 722-730.
108. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 85-92.
109. Haghighi P. Structure, function and adaptation of compact bone. *Skeletal Radiology*, 1989, 18: 506-506.
110. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent*, 1998, 79: 328-334.
111. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 801-810.

112. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2001, 3: 39-49.
113. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005, 7 Suppl 1: S1-12.
114. Koutouzis T, Wennström JL. Bone level changes at axial- and non-axial-positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. *Clin Oral Implants Res*, 2007, 18: 585-590.
115. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 2009, 20: 441-451.
116. Setia G, Yousef H, Ehrenberg D, Luke A, Weiner S. The effects of loading on the preload and dimensions of the abutment screw for a 3-unit cantilever-fixed prosthesis design. *Implant Dent*, 2013, 22: 414-421.
117. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 2005, 16: 26-35.
118. Goiato MC, Shibayama R, Filho HG, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, de Araújo CA. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *Journal of medical engineering & technology*, 2016, 40: 35-42.
119. Tatum H, Jr. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am*, 1986, 30: 207-229.

120. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg*, 1980, 38: 613-616.
121. Tiwana PS, Kushner GM, Haug RH. Maxillary sinus augmentation. *Dental Clinics*, 2006, 50: 409-424.
122. Al-Dajani M. Recent Trends in Sinus Lift Surgery and Their Clinical Implications. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2016, 18: 204-212.
123. Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu E, Güngör M. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015, 25: 135-143.
124. Gökçe HS, Beydemir B, Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi (gtd) Gülhane Medical Journal (GMJ)*, 2002: 457.
125. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dental materials*, 2008, 24: 185-191.
126. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2014, 35: 38-43.
127. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clinical oral investigations*, 2019, 23: 511-517.
128. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 2015, 28.

129. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 136-143.
130. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15.
131. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental materials*, 2008, 24: 1107-1113.
132. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2009, 4.
133. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 389-404.
134. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*, 2008, 24: 289-298.
135. Cervino G, Romeo U, Lauritano F, Bramanti E, Fiorillo L, D'Amico C, Milone D, Laino L, Campolongo F, Rapisarda S. Fem and von mises analysis of OSSTEM® dental implant structural components: Evaluation of different direction dynamic loads. *The open dentistry journal*, 2018, 12: 219.
136. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 2013, 29: 1201-1208.
137. Berthelsen CL, Stille KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *The journal of the american dental association*, 2000, 131: 59-66.

138. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012, 4: 76-83.
139. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 859-865.
140. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2011, 106: 145-152.
141. Ivanoff C-J, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1999, 14.
142. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 2010, 23.
143. Yüzügüllü B, Mehmet A. Maksiller anterior bölgede estetik implant dayanak seçimi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2008, 2: 116-122.
144. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15.
145. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2015, 30.
146. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-

supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 112: 1096-1102.

147. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 2018, 9: e12355.

148. Zeller S, Guichet D, Kontogiorgos E, Nagy WW. Accuracy of three digital workflows for implant abutment and crown fabrication using a digital measuring technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2019, 121: 276-284.

149. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*, 2018, 29: 20-27.

150. Janev EJ, Redzep E, Janeva N, Mindova S. Multi unit abutments recommended in prosthetic and surgical implantology treatment (Case Report). *Journal of Morphological Sciences*, 2020, 3: 65-72.

151. Adigüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010, 11: 18-23.

152. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ. *The finite element method: its basis and fundamentals*. Baskı. Elsevier, 2005.

153. Standlee JP, Caputo AA, Hokama SN. Light cured composites. *CDA J*, 1988, 16: 25-28.

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

155. Ulusoy M AK. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Ankara Üniversitesi Basımevi*, 2005, 2.
156. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 2014, 4: 200-203.
157. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *The Angle Orthodontist*, 2005, 75: 378-385.
158. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1987, 92: 499-505.
159. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics*, ed, 2005, 2: 95-106.
160. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant dentistry*, 2013, 22: 406-413.
161. Terzioğlu SH, Kurşunoğlu SY. İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezorpsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi ile incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi*
162. Soratur S. *Essentials of dental materials*. Baskı. Jaypee Brothers Publishers, 2002.
163. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
164. Adiguzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2010, 11: 5.
165. Manappallil JJ. *Basic dental materials*. Baskı. JP Medical Ltd, 2015.

166. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 2000, 26: 77-81.
167. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Abi Rached A. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 2013, 10: 369-377.
168. Raposo LH, Armstrong SR, Maia RR, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. *Dental materials*, 2012, 28: e50-e62.
169. Özçelik TB, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 2007, 16: 107-116.
170. de Paula GA, da Mota AS, Nogueira Moreira A, de Magalhães CS, Cornacchia M, Pereira T, Cimini Jr CA. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012, 27.
171. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 100: 422-431.
172. Benazzi S, Nguyen HN, Schulz D, Grosse IR, Gruppioni G, Hublin J-J, Kullmer O. The evolutionary paradox of tooth wear: simply destruction or inevitable adaptation? *PLoS One*, 2013, 8: e62263.

173. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dental materials journal*, 2008, 27: 499-507.
174. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research*, 2002, 13: 334-341.
175. Lin C-L, Chang C-H, Cheng C-S, Wang C-H, Lee H-E. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Computer Methods and programs in Biomedicine*, 1999, 59: 187-195.
176. Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation*, 2006, 33: 209-215.
177. Borcic J, Braut A. Finite element analysis in dental medicine. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*, 2012, 10: 1.
178. Logan DL. *A first course in the finite element method*. Baskı. Cengage Learning, 2016.
179. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*, 2014: 1-5.
180. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 1998, 24: 80-88.
181. Wheeler RC. *An atlas of tooth form*. Baskı. Saunders, 1969.
182. Degirmenci K, Kocak-Buyukdere A, Ekici B. Evaluation of reliability of zirconia materials to be used in implant-retained restoration on the atrophic bone of the posterior

- maxilla: A finite element study. *The journal of advanced prosthodontics*, 2019, 11: 112-119.
183. Alencar SMM, Nogueira LBLV, Leal de Moura W, Rubo JH, Saymo de Oliveira Silva T, Martins GAS, Moura CDVS. FEA of Peri-Implant Stresses in Fixed Partial Denture Prostheses with Cantilevers. *Journal of Prosthodontics*, 2017, 26: 150-155.
184. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. 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*, 2002, 13: 657-665.
185. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 227-234.
186. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International journal of prosthodontics*, 2017, 31: 67–70-67–70.
187. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2004, 30: 59-68.
188. Kul E, Korkmaz İH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021.
189. de Souza Batista VE, Verri FR, de Faria Almeida DA, Junior JFS, Lemos CAA, Pellizzer EP. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2017, 118: 363-371.

190. Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, de Souza Batista VE, Cruz RS, de Luna Gomes JM, Pellizzer EP. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021, 125: 137. e131-137. e110.
191. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*, 2016, 69: 715-725.
192. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAdF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2017, 20: 663-670.
193. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2006, 9: 257-270.
194. Benic GI, Hämmerle CH. Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontology 2000*, 2014, 66: 13-40.
195. Araújo MG, Silva CO, Misawa M, Sukekava F. Alveolar socket healing: what can we learn? *Periodontology 2000*, 2015, 68: 122-134.
196. Misawa M, Lindhe J, Araújo MG. The alveolar process following single-tooth extraction: a study of maxillary incisor and premolar sites in man. *Clinical Oral Implants Research*, 2016, 27: 884-889.
197. Cavalcanti MC, Guirado TE, Sapata VM, Costa C, Pannuti CM, Jung RE, CÉSAR JB. Maxillary sinus floor pneumatization and alveolar ridge resorption after tooth loss: a cross-sectional study. *Brazilian oral research*, 2018, 32.

198. Pelinsari Lana J, Moura Rodrigues Carneiro P, de Carvalho Machado V, Eduardo Alencar de Souza P, Ricardo Manzi F, Campolina Rebello Horta M. Anatomic variations and lesions of the maxillary sinus detected in cone beam computed tomography for dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 1398-1403.
199. Testori T, Weinstein R, Wallace S. *Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment*. Baskı. Quintessence Publ., 2009.
200. Sánchez-Pérez A, Boracchia AC, López-Jornet P, Boix-García P. Characterization of the maxillary sinus using cone beam computed tomography. A retrospective radiographic study. *Implant dentistry*, 2016, 25: 762-769.
201. Wehrbein H, Diedrich P. Progressive pneumatization of the basal maxillary sinus after extraction and space closure. *Fortschritte der Kieferorthopadie*, 1992, 53: 77-83.
202. de Faria Almeida DA, Verri FR, Lemos CA, de Souza Batista VE, Santiago Júnior JF, Rosa CD, Noritomi PY, Pellizzer EP. Effect of Splinting of Tilted External Hexagon Implants on 3-Unit Implant-Supported Prostheses in the Posterior Maxilla: A 3D Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*.
203. Cruz RS, Lemos CADA, Batista VEDS, Gomes JMDL, Pellizzer EP, Verri FR. Short implants versus longer implants with maxillary sinus lift. A systematic review and meta-analysis. *Brazilian oral research*, 2018, 32.
204. Elnayef B, Monje A, Lin G-H, Gargallo-Albiol J, Chan H-L, Wang H-L, Hernandez-Alfaro F. Alveolar ridge split on horizontal bone augmentation: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2015, 30.
205. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 427-435.

206. Kilic E, Doganay O. Evaluation of stress in tilted implant concept with variable diameters in the atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2020, 46: 19-26.
207. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*, 2007, 33: 257-266.
208. Sun HL, Wu YR, Huang C, Shi B. Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011, 26.
209. Anitua E, Alkhraist MH, Piñas L, Begoña L, Orive G. Implant survival and crestal bone loss around extra-short implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014, 29.
210. Gürlek Ö, Kaval M, Buduneli N, Nizam N. Extra-short implants in the prosthetic rehabilitation of the posterior maxilla. *Australian dental journal*, 2019, 64: 353-358.
211. Lorenz J, Blume M, Korzinskas T, Ghanaati S, Sader RA. Short implants in the posterior maxilla to avoid sinus augmentation procedure: 5-year results from a retrospective cohort study. *International journal of implant dentistry*, 2019, 5: 1-7.
212. Esfahrood ZR, Ahmadi L, Karami E, Asghari S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2017, 43: 70-76.
213. Grunder U, Polizzi G, Goené R, Hatano N, Henry P, Jackson WJ, Kawamura K, Köhler S, Renouard F, Rosenberg R. A 3-year prospective multicenter follow-up report on the immediate and delayed-immediate placement of implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1999, 14.

214. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clinical oral investigations*, 2000, 4: 13-20.
215. Reddi AH, Wientroub S, Muthukumaran N. Biologic principles of bone induction. *The Orthopedic clinics of North America*, 1987, 18: 207-212.
216. Burchardt H. The biology of bone graft repair. *Clinical orthopaedics and related research*, 1983: 28-42.
217. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clinical orthopaedics and related research*, 1989: 249-281.
218. Hämmerle CH, Jung RE, Feloutzis A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients. *Journal of clinical periodontology*, 2002, 29: 226-231.
219. Hidalgo DA. Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1989, 84: 71-79.
220. Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Annals of periodontology*, 2003, 8: 328-343.
221. Inglam S, Suebnukarn S, Tharanon W, Apatananon T, Sitthiseripratip K. Influence of graft quality and marginal bone loss on implants placed in maxillary grafted sinus: a finite element study. *Medical & biological engineering & computing*, 2010, 48: 681-689.
222. Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Long-term outcomes for the treatment of atrophic posterior maxilla: a systematic review of literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2015, 17: 120-132.

223. Thoma DS, Cha J-K, Jung U-W. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: short implants versus long implants in augmented bone. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 2017, 47: 2-12.
224. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *International Journal of Prosthodontics*, 2009, 22.
225. Harder S, Wolfart S, Egert C, Kern M. Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures—results of preliminary prospective study. *Journal of Dentistry*, 2011, 39: 656-661.
226. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 97: S35-S43.
227. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2008, 23.
228. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant–Based Single Units and Complete-Arch Frameworks. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014, 29.
229. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 2016, 30: 644-652.
230. Tartuk BK, Ayna E, Başaran EG. Comparison of The Load-Bearing Capacities of Monolithic PEEK, Zirconia and Hybrid Ceramic Molar Crowns. *Meandros Medical and Dental Journal*, 2019, 20: 45.

231. Cheng CW, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos P. Randomized controlled clinical trial to compare posterior implant-supported modified monolithic zirconia and metal-ceramic single crowns: one-year results. *Journal of Prosthodontics*, 2019, 28: 15-21.
232. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1999, 14: 639-645.
233. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 95-107.
234. Lee H, Jo M, Sailer I, Noh G. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021.
235. Harel N, Eshkol-Yogev I, Piek D, Livne S, Lavi D, Ormianer Z. Bone microstrain values of 1-piece and 2-piece implants subjected to mechanical loading. *Implant dentistry*, 2013, 22: 277-281.
236. Tyrovola JB, Odont X. The “mechanostat theory” of frost and the OPG/Rankl/RANK system. *Journal of cellular biochemistry*, 2015, 116: 2724-2729.
237. Roberts WE, Huja S, Roberts JA In *Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives*, Seminars in orthodontics, (editör).^(editörler). Elsevier: 2004; 123-161.
238. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *Journal of biomechanics*, 1994, 27: 1137-1146.

239. Li S, Demirci E, Silberschmidt VV. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2013, 21: 109-120.
240. Katzenberger MJ, Albert DL, Agnew AM, Kemper AR. Effects of sex, age, and two loading rates on the tensile material properties of human rib cortical bone. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2020, 102: 103410.
241. Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang D. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *Journal of oral rehabilitation*, 2008, 35: 695-699.
242. Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer Methods and programs in Biomedicine*, 2006, 82: 97-105.
243. Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Computer Methods and programs in Biomedicine*, 2007, 85: 138-151.
244. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 1999, 26: 288-291.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Yakup KAPTI
Orcid No: (0000-0003-0842-3764)
Eğitim
Lise: G.O.P. Mevlana Anadolu Lisesi Lisans: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: D seviyesi, YÖKDİL (60,00)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
-
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 26

21.02.2022

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

08.02.2022 tarih ve 03 sayılı yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU ile Uzmanlık öğrencilerinden Dt. Yakup KAPTI'nın birlikte hazırladıkları "*Dişsiz Maksilla Posterior Bölgede İmplant Üstü Protetik Tedavi Yöntemlerinin İmplant ve Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması*" başlıklı Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 21/02/2022
Oturum Sayısı: 04/ 2022

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Dt. Yakup KAPTI</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Dışsız Maksilla Posterior Bölgede İmplant Üstü Protetik Tedavi Yöntemlerinin İmplant ve Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması</i>
Karar No	26.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU ile Uzmanlık öğrencilerinden Dt. Yakup KAPTI'nın birlikte hazırladıkları " <i>Dışsız Maksilla Posterior Bölgede İmplant Üstü Protetik Tedavi Yöntemlerinin İmplant ve Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması</i> " başlıklı Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU
ÜYE

Prof. Dr. Turgut DEMİR
ÜYE

Prof. Dr. Binali ÇAKIR
ÜYE