

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLANIN DENTAL İMPLANT
DESTEKLİ PROTETİK REHABİLİTASYONUNDA UYGULANAN
SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARIN VE ZİGOMATİK İMPLANTLARIN
KONVANSİYONEL İNTRAOSSEUZ DENTAL İMPLANTLAR İLE 3-
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ KULLANARAK
KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Hatice Güzde KELEŞ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
UZMANLIK TEZİ

ANKARA
2022

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLANIN DENTAL İMPLANT DESTEKLİ
PROTETİK REHABİLİTASYONUNDA UYGULANAN SUBPERİOSTEAL
İMPLANTLARIN VE ZİGOMATİK İMPLANTLARIN KONVANSİYONEL
İNTRAOSSEUZ DENTAL İMPLANTLAR İLE 3-BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ KULLANARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Hatice Gözde KELEŞ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Çiğdem KARACA

ANKARA

2022

ONAY SAYFASI

17/01/2022

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Hatice Gözde Keleş'in 17/01/2022 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Atrofik Total Dişsiz Maksillanın Dental İmplant Destekli Protetik Rehabilitasyonunda Uygulanan Subperiosteal İmplantların Ve Zigomatik İmplantların Konvansiyonel İntraosseöz Dental İmplantlar İle 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanılarak Karşılaştırılması" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Nuray ER

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Çiğdem KARACA

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Seçil ÇUBUK

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
 - Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

i

Dt.

ⁱ“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN SAYFASI

TEŞEKKÜR

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki eğitim hayatım süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tezimin başlangıcından bitim aşamasına kadar her aşamasında desteğini hissettiğim, tezimin her bir noktasında virgülünde emeği olan değerli danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Çiğdem KARACA'ya,

Araştırma Görevlisi olarak geçirdiğim süre zarfında, engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım Hacettepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki çok değerli hocalarıma, uzmanlarıma, birlikte çalışmaktan her zaman zevk duyduğum sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisini, tecrübesini, desteğini ve içten sohbetini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI'na

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, desteklerini hep hissettiğim sevgili aileme,

Dostlukları ve destekleriyle hem çalışma hayatını hem de özel hayatı daha anlamlı ve eğlenceli kılan meslektaşlarım Dr. Öğr. Üyesi K. Ayça DERE, Dr. Dt. Seyhan KARAASLAN ve Dt. Uğur Baran GÖZ'e,

Hayatımın her alanında bana destek olup hayatı daha mutlu hale getiren, birlikte vakit geçirmekten her zaman keyif aldığım, iyi ki tanıdım dediğim canım dostlarım Gülce ÖZTÜRK, Barkan ULUBALCI, Esra ÖZKÜRKÇÜ, Özge AKSÖZ, Halil ŞAİR, Çağman AKSOY ve Batuhan KİRGİL'e,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle, teşekkür ederim.

ÖZET

Keleş H.G. Atrofik Total Dişsiz Maksillanın Dental İmplant Destekli Protetik Rehabilitasyonunda Uygulanan Subperiosteal İmplantların Ve Zigomatik İmplantların Konvansiyonel İntraosseoz Dental İmplantlar İle 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanarak Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2022. Total dişsiz atrofik maksillanın sabit protetik restorasyonunda çeşitli tedavi yöntemleri bulunmaktadır. Bu tedavi yöntemleri içerisinde kemik ogmentasyonu ile birlikte konvansiyonel implant tedavisi uygulamak en sık kullanılan tekniktir. Kemik ogmentasyon işlemleri içerisinde otojen kemik greftinin kullanılması altın standart olarak görülmektedir. Greftlenecek alanın büyüklüğü göz önüne alındığında iliak kemik ideal bir ekstraoral donor sahadır. İliak kemik grefti ile çene kemiklerinin rekonstrüksiyonu genel anestezi koşullarında yapılması gereken invaziv bir cerrahi işlemdir. Operasyon sonrası hastanın hastanede yatışı gerekmektedir. Protetik rehabilitasyona geçme süresinin uzun olması, iliak kemik greftinde iyileşme dönemindeki kemik rezorpsiyonunun fazla olması, operasyon sonrası greftin alındığı bölgede ağrı, sinir hasarı ve yürüme bozuklukları gibi birtakım dezavantajları mevcuttur. Tüm bu dezavantajları azaltmak için atrofik üst çenelerde zigoma implantların ve subperiosteal implantların kullanılması alternatif yöntemler olarak literatürde sunulmaktadır. Ancak zigoma ve subperiosteal implantların okluzal kuvvetlere vermiş oldukları yanıt tam olarak bilinmemektedir. Hâlbuki dental implantların okluzal kuvvetlere vermiş oldukları yanıt uzun dönem klinik sonuçları etkilemektedir. Bizim çalışmamızın amacı iliak greft, zigomatik implant, titanyum subperiosteal implant ve polieter eter keton (PEEK) subperiosteal implantın okluzal kuvvetler altında gösterdiği stres değerlerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle inceleyerek total dişsiz atrofik maksillaya sahip hastalara en doğru cerrahi tekniği seçmektir. Çalışmamızda bilgisayar ortamında tomografik kayıtlardan yararlanılarak ileri derecede atrofi gösteren total dişsiz maksilla modeli oluşturulmuştur. Bu model üzerine 4 ayrı tedavi planlaması uygulanmıştır. İliak kemik grefti ile kemik artırımı yapıp 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasına 6 adet dental implant yerleştirilen maksilla birinci modeldir. Ramus kemik grefti ile kemik artırımı yapıp 6 numaralı diş hizasına 2 adet zigomatik implant ve 2 ve 4 numaralı dişler hizasına 4 adet dental implant yerleştirilen maksilla ikinci modeldir. Titanyum subperiosteal implant uygulanan maksilla 3. model ve PEEK subperiosteal implant uygulanan maksilla 4. modeldir. Çalışmamızda 3,75 mm çapında 10 mm uzunluğunda

Brånemark System (Nobel Biocare® AB, Goteborg, Sweden) dental implantlar, 4,1 mm çapında 35 mm uzunluğunda Brånemark System zigomatik implantlar (Nobel Biocare® AB, Goteborg, Sweden) kullanılmıştır. Oluşturulan modelde zigomatik implantlar intrasinüs tekniğiyle yerleştirilmiştir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasından vertikal olarak 150 N, oblik olarak 30 derece açıyla 50 N kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte biriken gerilme ve sıkışma stresi, implant, abutment ve metal altyapıda biriken Von Mises stres değerleri sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmiştir. Çalışmamızın sonucuna göre kemik üzerinde en fazla sıkışma stresi PEEK ile üretilen subperiosteal implant uygulanan modelde görülürken en fazla gerilme stresi ise iliak greft uygulanan maksilla modelinde izlenmiştir. Metal alt yapı üzerinde oluşan stresler en fazla titanyum subperiosteal implant uygulanan modelde bulunmuştur. Vertikal kuvvetler altında en fazla stres iliak greft uygulanan modeldeki implantlarda görülmekteyken oblik kuvvetler altında en fazla stres zigomatik implant uygulanan grupta oluşmuştur. Bu sonuçlara göre atrofik total dişsiz maksillanın sabit protetik rehabilitasyonu için oluşturulan 4 senaryoda fonksiyonel kuvvetler altında kemik, implantlar, abutment ve metal alt yapıda oluşan stres değerlerine bakıldığında tedavi seçeneği olarak ideal bir seçenek olmadığı görülmektedir. Bu nedenle her hasta kendi içinde değerlendirilmeli ve hasta için en ideal tedavi seçeneğine karar verilmelidir.

Anahtar Kelimeler: iliak greft, zigomatik implant, subperiosteal implant, polieter eter keton, sonlu elemanlar stres analizi, atrofik maksilla

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (TDH-2021-19345).

ABSTRACT

Keleş H.G. Comparison of Subperiosteal Implants and Zygomatic Implants Applied in Dental Implant-Assisted Prosthetic Rehabilitation of Atrophic Total edentulous Maxilla with Conventional Intraosseous Dental Implants Using 3-Dimensional Finite Element Stress Analysis, Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialty Thesis, Ankara, 2022. There are various treatment methods for the fixed prosthetic restoration of the totally edentulous atrophic maxilla. Applying conventional implant treatment together with bone augmentation is the most commonly used technique among these treatment methods. The use of autogenous bone graft in bone augmentation procedures is seen as the gold standard. Considering the size of the area to be grafted, the iliac bone is an ideal extraoral donor site. Reconstruction of the jaw bones with iliac bone graft is an invasive surgical procedure that should be performed under general anesthesia. After the operation, the patient needs to be hospitalized in the hospital. Long prosthetic rehabilitation time, high bone resorption in the healing period of the iliac bone graft, pain in the area where the graft is taken after the operation, nerve damage and gait disturbances are some disadvantages of the operation. In order to reduce all these disadvantages, the use of zygoma implants and subperiosteal implants in atrophic maxillas are presented as alternative methods in the literature. However, the response of zygoma and subperiosteal implants to occlusal forces is not fully known. In fact, the response of dental implants to occlusal forces affects long-term clinical results. The aim of our study is to examine the stress values of the iliac graft, zygomatic implant, titanium subperiosteal implant and polyether ether ketone (PEEK) subperiosteal implant under occlusal forces using the finite element stress analysis method to select the most accurate surgical technique for patients with total edentulous atrophic maxilla. In our study, a total edentulous maxilla model with advanced atrophy was created by using tomographic records in the computer environment. On this model, four different treatment plans were applied. The first maxilla model is the bone augmentation that is made with iliac bone graft and six dental implants are placed at the level of number 2,4 and 6 teeth. The second maxilla model, on the other hand, the bone augmentation which is made with

ramus bone graft and two zygomatic implants are placed at the level of the number 6 tooth and four dental implants are placed at the level of the number 2 and 4 teeth. The maxilla with titanium subperiosteal implant is the 3rd model and the PEEK subperiosteal implant is the 4th model with the maxilla. In our study, Brånemark System (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) dental implants with a diameter of 3,75 mm and a length of 10 mm, and Brånemark System zygomatic implants with a diameter of 4,1 mm and a length of 35 mm (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) were used. In the created model, zygomatic implants were placed with the intrasinus technique. A force of 150 N was applied vertically and 50 N was applied obliquely at an angle of 30 degrees from the level of teeth 2, 4 and 6. The tensile and compressive stresses accumulated in the cortical and trabecular bone as a result of the applied forces and Von Mises stress values accumulated in the implant, abutment and metal infrastructure were investigated by finite element stress analysis. According to the results of our study, the highest compression stress on the bone was observed in the model with the subperiosteal implant produced with PEEK, while the highest tensile stress was observed in the maxilla model with the iliac graft. The stresses on the metal substructure were found mostly in the model with titanium subperiosteal implant. While the most stress under vertical forces was observed in the implants in the iliac graft-applied model, the highest stress under oblique forces occurred in the zygomatic implant-applied group. With these results, when the stress values occurring in bone, implants, abutment and metal infrastructure under functional forces in the four scenarios created for the fixed prosthetic rehabilitation of the atrophic total edentulous maxilla are considered, it is seen that it is not an ideal option as a treatment option. Therefore, each patient should be evaluated individually and the most ideal treatment option should be decided for the patient.

Key Word: iliac bone graft, zygomatic implant, subperiosteal implant, polieter eter keton, finite element analysis, atrophic maxilla.

The research has been supported by Hacettepe University Scientific Research Unit (TDH-2021-19345).

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iii
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
İÇİNDEKİLER	xi
SİMGELER ve KISALTMALAR	xiv
RESİMLER	xv
TABLolar	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantolojinin Tanımı ve Tarihi	4
2.2. Dental İmplant Çeşitleri	7
2.2.1. İntraosseöz implant	7
2.2.2. Subperiosteal implant	7
2.2.3. Transosseöz implant	8
2.3. Osseointegrasyon Kavramı	8
2.4. Kemik dokusu ve Sınıflandırması	10
2.5. Maksilla Anatomisi	12
2.6. Maksilla Rezorpsiyon Paterni ve Atrofik Maksillada Görülen Değişiklikler	13
2.7. Atrofik Maksillada Tedavi Seçenekleri	16
2.7.1. Onlay Greftleme	16
2.7.1.1. İntraoral Greftleme	17
2.7.1.2. Ektraoral Greftleme Sahaları	19
2.7.2. Sinüs Ogmentasyonu	23
2.7.2.1. Sinüs Ogmentasyon Endikasyonları	27
2.7.2.2. Sinüs Ogmentasyon Kontrendikasyonları	27
2.7.3. Kısa İmplantlar	29
2.7.4. Pterygoid İmplantlar	31

2.7.5. Zigomatik İmplantlar	31
2.7.5.1. İntrasinüs Tekniği (Brenemark Protokolü)	34
2.7.5.2. Sinüs Slot Tekniği	35
2.7.5.3. Ekstrasinüs Tekniği	36
2.7.5.4. Ekstramaksiller Teknik	36
2.7.6. Subperiosteal İmplantlar	37
2.7.6.1. Titanyum Subperiosteal İmplantlar	40
2.7.6.2. PEEK Subperiosteal İmplantlar	41
2.8. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar	42
2.8.1. Kuvvet Tanımı	42
2.8.2. Stress (Gerilme)	43
2.8.3. Strain (Gerinim)	45
2.8.4. Young (Elastisite) Modülü	45
2.8.5. Poisson Oranı	46
2.8.6. Hooke Kanunu	46
2.8.7. İzotropik ve Anizotropik Cisim	47
2.8.8. Homojen Cisim	47
2.8.9. Principal Stres (Asal Gerilim)	47
2.8.10. Von Mises Stres	48
2.8.11. Tensile Strength (Çekme Dayanımı)	49
2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri	49
2.9.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	50
2.9.2. Gerilim Ölçer Kuvvet Analizi	50
2.9.3. Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analizi	50
2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Kuvvet Analizi	50
2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	51
2.9.6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi	51
2.9.7. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	51
2.9.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar	52
2.9.7.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları	53
2.9.7.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları	54
2.9.7.4. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları	55

2.9.7.5. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dental Alanda Kullanımı	55
3. GEREÇ VE YÖNTEM	57
3.1. Materyal Özellikleri	62
3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Üç boyutlu Modellerin Oluşturulması	63
3.3. Zigomatik Kemiğin ve Maksillanın Modellenmesi	64
3.4. İmplantların, Abutmentlerin, Metal Alt Yapının ve Protez Üst Yapının Modellenmesi	65
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	66
3.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartları	68
3.7. Yükleme Koşulları	69
3.8. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması	69
4. BULGULAR	71
4.1. Kortikal Kemik Bulguları	71
4.1.1. Maksimum Principal Stres Bulguları	72
4.1.2. Minimum Principal Stres Bulguları	75
4.2. Trabeküler Kemik Bulguları	78
4.2.1. Maksimum Principal Stres Bulguları	78
4.2.2. Minimum Principal Stres Bulguları	81
4.3. İmplant Von Mises Stres Bulguları	84
4.5. Metal Alt Yapı Von Mises Stres Bulguları	90
5. TARTIŞMA	94
6. SONUÇLAR	106
7. KAYNAKLAR	108
8. EKLER	119
EK-1: Orijinallik Raporu	119

SİMGELER ve KISALTMALAR

PEEK	polieter eter keton
CAD/ CAM	bilgisayar destekli yazılım ve bilgisayar destekli üretim
KIBT	konik ışınli bilgisayarlı tomografi
SEA	sonlu elemanlar stres analizi
Si	subperiosteal implant
F	kuvvet
m	cismin kütlesi
a	ivme
N	Newton
σ	sigma
S	gerilim
A	alan
Pa	pascal
MPa	megapascal
mm	milimetre
cm	santimetre
ϵ	epsilon
E	young modülü
V	Poisson Oranı
τ	taf
Pmaks	maksimum principal stres
Pmin	minimum principal stres
<	küçük
>	büyük
3D	3 boyutlu

RESİMLER

Resim	Sayfa
2.1 Bilinen ilk başarılı implant	5
2.2. Lekholm ve Zarb kemik kalitesi sınıflaması	11
2.3. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması	12
2.4. Cawood ve Howell sınıflaması, maksilla	14
2.5. Cawood ve Howell sınıflaması, mandibula	15
2.6. Cisimlerde oluşan sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkisi	44
3.1. İliak kemik grefti ile rekonstrükte edilmiş maksilla ve protetik üst yapı	58
3.2. İliak kemik grefti ile rekonstrükte edilmiş maksilla, trabeküler kemik, maksiller sinüs ve protetik üst yapı	58
3.3. Zigomatik implantların kullanıldığı maksilla ve protetik üst yapı	59
3.4. Zigomatik implantların kullanıldığı maksilla, trabeküler kemik, maksiller sinüs ve protetik üst yapı	59
3.5. Titanyum subperiosteal implant kullanılan maksilla ve protetik üst yapı	60
3.6. Titanyum subperiosteal implant kullanılan maksilla, trabeküler kemik, maksiller sinüs ve protetik üst yapı	60
3.7. PEEK subperiosteal implant kullanılan maksilla ve protetik üst yapı	61
3.8. PEEK subperiosteal implant kullanılan maksilla, trabeküler kemik ve protetik üst yapı	61
3.9. Tam dişsiz erişkin hastanın tomografi görüntüsü	63
3.10. Tomografi görüntülerinin 3D-doctor yazılımına aktarılması	64
3.11. Activity 880 optik tarayıcı	65
3.12. Matematiksel modellerin geometrik şekilde görüntüsü	67
3.13. Modelde kafatasının ön, üst ve arka bölgesinden sabitlenmiş şekli	68
3.14. Vertikal kuvvet	69
3.15. Oblik kuvvet	69
4.1. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla.	72
4.2. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	74
4.3. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	75

4.4.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	77
4.5.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	78
4.6.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	80
4.7.	İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	81
4.8.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	83
4.9.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	84
4.10.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	86
4.11.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	87
4.12.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	89
4.13.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	90
4.14.	(A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	92

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Kullanılan materyallerin Young modülü ve Poisson oranları (8, 156-159)	62
3.2. Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları	67
4.1. Vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	73
4.2. Oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	74
4.3. Vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	76
4.4. Oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	77
4.5. Vertikal kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	79
4.6. Oblik kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	80
4.7. Vertikal kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	82
4.8. Oblik kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	83
4.9. Vertikal kuvvetler sonucu İntraosseöz implantın, zigomatik implantın, titanyum Sİ ve PEEK Sİ etrafındaki Von Mises stres değerleri, toplam stres değeri ve standart sapma	85
4.10. Oblik kuvvetler sonucu İntraosseöz implantın, zigomatik implantın, titanyum Sİ ve PEEK Sİ etrafındaki Von Mises stres değerleri, toplam stres değeri ve standart sapma	86
4.11. Vertikal kuvvetler sonucu abutment çevresindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	88
4.12. Oblik kuvvetler sonucu abutment çevresindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	89
4.13. Vertikal kuvvetler sonucu metal alt yapıda 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	91
4.14. Oblik kuvvetler sonucu metal alt yapıda 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma	92
4.15. Kortikal kemik, trabeküler kemik, implant, abutment ve metal alt yapıda görülen en fazla ve en az stresler. (1) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (2) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (3) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (4) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla	93

1. GİRİŞ

İmplantolojinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlaması 1960'lı yıllara denk gelmektedir (1). İmplant tedavisindeki asıl amaç ise hastaların dental implant tedavilerini takiben en kısa sürede estetik ve fonksiyon ihtiyaçlarını karşılamaktır (2). Maksillada ileri derecede atrofi bulunan total dişsiz hastalarda dental implant uygulamaları birçok nedenden dolayı komplike ve uzun bir süreçtir. Maksiller kemik, total dişsiz hastaların %50'sinde ikinci premolar diş seviyesinde, hastaların %85'inde ise molar dişler seviyesinde atrofiktir (2, 3). Bu bölgede, maksiller sinüse olan yakınlık ve azalmış kemik yüksekliği nedeni ile dental implantların yerleştirilebilmesi için ileri cerrahi tekniklere ihtiyaç duyulmaktadır (4).

İleri derecede maksiller atrofi bulunan total dişsiz hastalarda sıklıkla kullanılan cerrahi yaklaşım; iliak kemikten alınan kortikokansellöz kemik greftleriyle kemiğin horizontal ve/veya vertikal yönde artırımı ve sinus augmentasyonu işlemidir. Ancak bu yöntemin ekstraoral donör saha oluşturma, hospitalizasyon gerektirme, yüksek enfeksiyon riski gibi birtakım dezavantajları bulunmaktadır (5). Bu nedenle araştırmacılar yeni teknikler geliştirmeye yönelmiştir. Brånemark, atrofik maksillanın implant destekli tedavisinde zigomatik kemiğin ankraj olarak kullanılması üzerine çalışmalar yapmıştır (6). Anterior bölgeye 2-4 adet implant yerleştirilmesi için intraoral bölgeden alınan grefti ile kemik artırımı uygulanan zigomatik implantlar, iliak greft ile kemik artırımı tekniğine göre daha konservatif bir yöntemdir ve tedavi süresi daha kısadır. Ancak tecrübe gerektiren cerrahi sahaya zor erişim, orbital yaralanma riski, postoperatif sinüzit riski, oroantral fistül oluşumu, periorbital ve konjunktival hematom gibi komplikasyonları bulunmaktadır (7).

Atrofik maksilla rehabilitasyonunda kemik augmentasyon tekniğine ve zigomatik implantlara alternatif olarak uygulanabilecek bir diğer yöntem ise subperiosteal implantlardır. 1940 yılında tanımlanan ilk subperiosteal implantlar, vitalyum metalinden mukoza üzerinden ölçü alınarak üretilmiştir. Vitalyumun young modülünün kemiğe yakın olmaması ve kemik morfolojisinin birebir taklit edilememesi nedeniyle subperiosteal implantların uzun dönemde kemikte ciddi rezorpsiyonlara

yol açtığı görülmüştür. Bu nedenle subperiosteal implant üretiminde yeni materyal arayışına gidilmiştir. Son dönemlerde titanyumun intraosseöz implantlardaki başarısı göz önüne alınarak, subperiosteal implantların üretiminde titanyumun kullanılabilmesi düşüncesi gelişmiştir. Teknolojinin gelişmesiyle bilgisayar destekli yazılım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/ CAM) tekniği ve bilgisayarlı tomografi ile elde edilen modeller kullanılarak subperiosteal implantın daha iyi mekanik özelliklere sahip olması amaçlanmıştır. Lokal anestezi altında uygulanabiliyor olması, konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) üzerinden yapılan preoperatif planlama sayesinde intraoperatif sürenin kısalığı, peri-implantitis ile karşılaşıldığında elmas frezler aracılığıyla abutmentların ortadan kaldırılma imkânı olması ve mevcut protezin kullanımına devam edilebilmesi bu konseptin avantajıdır. Subperiosteal implantlarda karşılaşılan en ciddi komplikasyon yumuşak dokuda görülen açılmalarıdır. Titanyumun yumuşak doku adezyonunun zayıf oluşu, young modülünün kemikten fazla oluşu, rengi nedeniyle özellikle anterior bölgede estetik beklentileri karşılamayışı gibi dezavantajları göz önüne alındığında yeni bir materyal arayışına girilmiştir (8).

Polieter eter keton (PEEK) bazlı materyaller, dental protezlerde ve implantlarda, titanyuma alternatif olarak artan bir ilgi görmektedir (9). Bu materyal, iyi mekanik özelliklere, yüksek erime noktasına, kolay işleme özelliğine, yüksek sertliğe ve yüksek sıcaklıkta iyi bir boyutsal kararlılığa sahip semikristalin yapıda bir termoplastiktir ve neredeyse tüm organik ve inorganik kimyasallara karşı kimyasal olarak stabildir (10). PEEK materyalinin beyaz renk olması, young modülünün kemiğe yakın olması, mekanik özelliklerinin iyi olması ve biyouyumlu olmasıyla titanyuma alternatif olabileceği düşünülmektedir (9).

Sonlu elemanlar stres analizi (SEA) yöntemi, cismin matematiksel modeli hazırlanarak, her bir elementin stres ve gerilmesini bilgisayar programları ile ölçme işlemi olarak tanımlanmaktadır (11). Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilse de teknolojinin gelişimiyle diş hekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan

matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Bu analizde yapılması gereken, çıkan değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve büyük bir titizlikle yorumlanmasıdır (12).

Okluzal kuvvetlerin implant sistemlerinde oluşturduğu stres, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenebilmektedir. Doğal dişlerin aksine, implantlar okluzal kuvvetleri absorbe ederek, kuvvet karşısında tampon vazifesi gören periodontal ligamentlere sahip olmadıklarından bu kuvvetlere karşı daha duyarlıdırlar. İmplantlar, osseointegrasyon ile kemikle doğrudan temas halindedirler. Bu yüzden, implantlar üzerine gelen kuvvet miktarı ve dağılımı, implant cerrahisinin uzun dönem sonuçlarını etkileyen bir faktördür (13).

Çalışmamızda, atrofik total dişsiz maksilla modeli üzerinde 4 ayrı senaryo üretilmiştir. İliak kemik grefti ile kemik artırımı yapıp 6 adet dental implant yerleştirilen maksilla birinci modeldir. Ramus kemik grefti ile kemik artırımı yapıp 2 adet zigomatik implant ve 4 adet dental implant yerleştirilen maksilla ikinci modeldir. Titanyum subperiosteal implant uygulanan maksilla 3. model ve PEEK subperiosteal implant uygulanan maksilla 4. modeldir. Bu 4 modelin okluzal kuvvetler altındaki stres dağılımını bilgisayar ortamında incelemek için sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantolojinin Tanımı ve Tarihi

Diş kaybı, insanlık tarihi boyunca hem fizyolojik hem de psikolojik olarak insanoğlunu etkileyen bir olaydır. Bu nedenle tarih boyunca diş kayıplarını telafi etmenin yolları aranmıştır (14).

İmplantasyon, canlı dokulara yerleştirilen alloplastik malzemeleri ifade eden bir terimdir (15). İmplant kelimesi Latince 'in=içerisinde' ve 'planto=ekme, dikme, yerleştirme' sözcüklerinin birleşiminden oluşmaktadır. Dental implantlar, diş kaybı yaşayan hastalarda fonksiyonel ve estetik eksiklikleri gidermek amacıyla çene kemiklerine cerrahi olarak yerleştirilerek diş kökünü taklit eden ve genellikle titanyumdan üretilen materyallerdir. Tek veya çoklu diş kayıplarında dental implant ile restorasyon seçeneği, günümüzde dental protezlere iyi bir alternatif olarak görülmekte ve yaygın olarak kullanılmaktadır (16).

Dental implantların günümüzdeki hallerini alma yolculuğu uzun bir sürece yayılmaktadır. Bu süreçte diş kayıplarını telafi etmek için tarih boyunca değişik yöntemler kullanılmıştır. Deniz kabuğu, taş, tahta ve hayvan dişleri ile diş eksikliklerinin giderilmeye çalışıldığı arkeolojik kazılardan elde edilen kafa iskeletlerinde görülmüştür. M.Ö. 4000 yıllarında Çin'de bambu çubuklarına çivi şekli verilerek kemik içine uygulanmasıyla başladığı düşünülen bu süreç, çeşitli toplumların, bilim insanlarının ve teknolojik gelişmelerin katkısıyla bugünkü halini almıştır (15). Şekillendirilmiş deniz kabuklarını kullanan Mısırlılar gibi Maya toplumunun da mandibular dişlerin yerine kabuk yerleştirdiği (Resim 2.1) arkeolojik çalışmalarla izlenmiştir (17). İlk başarılı dental implantın kanıtı olarak görülen ve MÖ 600 yıllarına ait olduğu düşünülen bu kalıntıyı incelediğimizde, mandibular anterior bölgeye 3 adet kama şeklinde kabuk yerleştirildiği görülmektedir (14).



Resim 2.1 Bilinen ilk başarılı implant

MÖ 5. yüzyılda Hipokrat'ın bir yazısında, çıkarılan dişin yerine yerleştirilmesi ve diğer dişlere altın bir yapı ile bağlanmasını tavsiye ettiği görülmüştür. 1800'lere kadar diş kayıplarının restorasyonu için belirtilen görüşlere bakıldığında genel olarak Hipokrat'ın belirttiği gibi çekilen dişin yerine konulması ve altın, ipek, platinyum gibi materyallerle diğer dişlere ve dişetine sabitlenmesi gerektiği görüşü savunulmuştur (18).

1809 yılına gelindiğinde İtalyan Maggiolo, intraosseöz metal implantların ilk örneği sayılacak bir girişimde bulunmuştur. Altından üretilmiş olan postların üzerine yapılan kronların stabilitesini artırmak için dişleri çekip postları kök olarak kullanma fikrini ortaya atmıştır. Prosedürü uygulamak için bazı şartlar sağlanmalıdır. Bunlardan biri kökün tamamen alveol kemiğinin içinde olması, bir diğeri ise socketin retansiyon kapasitesine sahip olması gerekmektedir. Bu şartlar sağlandığında çekim socketine, çekilen kökün şekline uygun metal bir yapı üretilmelidir. Bu cerrahi işlemi uygulayacak olan diş hekiminin, çeşitli boy ve şekillerde yapay köklere sahip olması gerekmektedir. İnsizör, kanin ve premolar dişlerin socketleri bu işlemi uygulamaya izin veren yegâne dişlerdir (18).

Maggiolo'nun tekniği neredeyse 200 yıl önce tanımlanmış ve zamanın limitli cerrahi aletleriyle yapılmış, anestezi ve antibiyotik olanaklarından mahrum bir şekilde uygulanan bir teknik olmasına rağmen günümüz modern implantolojinin ilk adımı olarak görülmektedir (18).

1900'lere geldiğimizde çeşitli materyallerden elde edilen vida formlu implantlar, bu dönemde popülerlik kazanmaya başlamış ve kemik içi implant uygulaması birçok araştırmacı tarafından tercih edilen bir teknik olmuştur. Payne'in gümüş silindir tasarımı, Sholl'ün ise porselen kök tasarımı 1900'lerin başında uygulanmaya konulmuştur. 1903 yılının Ağustos ayında yerleştirilen ilk porselen kök, ertesini yılın Kasım ayında kontrol edilmiş ve iyi bir stabilite gösterdiği izlenmiştir. Porselen implantın üzerine yapılan kronun yandaki dişlere bağlandığı da not olarak düşünülmüştür (18).

1913 yılında silindir şeklinde, iridyum-platinyum karışımını kullanarak tasarladığı implant ile Greenfield, kemik içinde yuva hazırlayarak implant ile kemiğin sıkı bir teması olmasını sağlamıştır. İmplant üzerine hazırladığı protez diş ise iki parçalı implant sisteminin ilk örneği olarak kabul görmektedir (18).

Birinci Dünya Savaşı'ndan sonra, Fransız H. Léger-Dorez (1920), modern implantlara kavramsal olarak benzeyen 'tübüler uzatma' implantını tanımlamıştır. Dorez biyolojik enkapsülasyondan önce stabilize olabileceğini düşündüğü bu tasarımıyla, önemli bir buluşa imza attığına inanmıştır (18).

Alvin ve Moses Strock ise vitalyum (krom-kobalt-molibden alaşımı) ile çalışmaya başlamış ve bu materyalle eksik dişleri tedavi etmeye çalışmışlardır. Yeni çekilmiş diş soketine ürettikleri yivli implantı yerleştirilmişler ve otojen kemik dolumu ile iyileşmenin tamamlandığını gözlemlemişlerdir. Bu çalışma ile yivli bir dizayna sahip ilk implant, 1938 yılında hastaya uygulanmış ve 1955 yılında hasta ölene kadar yapılan restorasyon hasta tarafından kullanılmaya devam etmiştir (18, 19).

1938 yılında İsveçli Gustav Dahl, intraosseöz implant konseptinden farklı olarak kemik üzerine kafes şeklinde yerleştirilen subperiosteal implantı tanımladıktan sonra mandibulada denemiş ve 4 adet abutment üzerine protez yerleştirmiştir. Dahl'ın geliştirdiği bu yöntem başarılı sonuçlar vermiştir (18).

Modern implantolojinin temeli 1960'lı yıllarda İsveçli anatomi profesörü Per-Ingvar Brånemark tarafından atılmıştır. Titanyumun, kemik dokusuna gösterdiği

uyumu ve osteointegrasyon kavramını ortaya atan Branemark, günümüz implantoloji kavramının öncüsü olarak görülmektedir (20). Tavşan fibulasında kan akımını izlemek için yaptığı bir çalışmada kemiğin titanyum yüzeyine bağlandığını görmüştür ve bu buluşu diş hekimliği pratiğine taşımıştır (16, 21). Branemark osseointegrasyonu "canlı kemik ile yük taşıyan implantın yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve işlevsel bağlantıdır." şeklinde tanımlamıştır (20). 1965 yılında mandibulada defekti olan hastaya 4 adet intraosseöz titanyum implant yerleştirmiş ve üzerine sabit bir restorasyon yapmıştır. 10 yıllık takibin ardından 1970'lerin sonlarında Brånemark, "osseointegrated" adı verilen implantların sunumunu yapmıştır (22).

Teknolojinin gelişmesiyle beraber implantlarda çeşitli materyal ve tasarım değişiklikleri üzerine çalışmalar devam etmektedir. Günümüz modern implantların piyasaya sunulduğu 1982 yılından itibaren farklı tasarımları, çeşitleri ve boyutları içeren implant sistemleri tam ve kısmi dişsiz hastalarda başarıyla uygulanmaktadır (22).

2.2. Dental İmplant Çeşitleri

İmplantasyonun yapıldığı yer ve destek dokulara göre 3 tip implant vardır (23).

2.2.1. İntraosseöz implant

Kemik içine yerleştirilen ve implant gövdesinin tamamen alveol kemiğini içinde kaldığı implantlardır. Genellikle kemik içinde kalan ana parça ve kemik dışında kalan yardımcı parça (abutment) olmak üzere iki kısımdan meydana gelir. Tek parça olan tasarım da mevcuttur ve bu tasarım genel olarak geçici implant olarak kullanılmaktadır. Dişsizlik durumlarında en yaygın olarak kullanılan implant tipidir (23).

2.2.2. Subperiosteal implant

Kemik üzerinde ve periosteumun altında çerçeve gibi seyreden ve kemikten destek alan implantlardır. İlk kez Dahl tarafından 1943'te uygulanmıştır. İntraosseöz implantların uygulanmasının zor olduğu ileri derece atrofik çeneler için kullanılabilen

subperiosteal implantlarda okluzal stresler doğrudan kemiğe iletilmektedir. Mukoza üzerinden ölçü alınarak kişiye özel hazırlanan subperiosteal implantlar geçmişte metalden döküm yapılarak üretilmekteydi. Teknolojinin ilerlemesiyle CAD/CAM tekniği kullanılarak tomografi görüntüleri üzerinden üretilen yeni nesil subperiosteal implantlar tekrar gündeme gelmiştir (22).

2.2.3. Transosseöz implant

Transmandibular veya transosteal implantlar olarak da bilinmektedir. Mandibulayı boylu boyunca geçen transosseal pinler ve mandibula bazisine uzanan metal plaktan oluşmaktadır. İleri derecede atrofik mandibulalarda kullanılmakta ve ekstraoral yaklaşım ile uygulanmaktadır (24).

2.3. Osseointegrasyon Kavramı

Latince, os 'kemik' ve integrate 'birleşmek' kelimelerinin bir araya gelmesiyle 1969 yılında Branemark tarafından türetilen osseointegrasyon terimi 'sağlıklı, canlı kemik ve yükü karşılayan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı' olarak tanımlanmaktadır (25, 26).

1976 yılında ise Schroeder ve arkadaşları implantın çene kemiğine olan rijit fiksasyonunu 'fonksiyonel ankiloz' olarak adlandırmışlar ve 'atravmatik implant yerleştirme kurallarına uygun olarak yerleştirilen implantın primer stabilite göstermesi şartıyla doğrudan kemik yüzeyine teması' olarak fonksiyonel ankilozun tanımını yapmışlardır (27, 28).

Osseointegrasyon üzerine yapılan tanımlamalar genelde klinik bir durumu ifade etse de bu süreç aslında histolojik bir olgudur. İmplantın çevresindeki kemiğin iyileşme süreci, kemik implant arayüzü tamamen yeni kemikle dolana kadar bir dizi hücresel ve hücre dışı biyolojik olayları içerir. Işık mikroskopu ile incelendiğinde implant yüzeyi ile kemik arasında direkt bir temas görülene kadar devam eden bir süreçtir (29).

Osseointegrasyon sürecini biyolojik olarak incelediğimizde 3 fazdan oluştuğu görülmektedir (30);

- Osteofilik faz: 1 aylık bir süreçtir
- Osteokondüktif faz: 4. aya kadar süren bir süreçtir
- Osteoadaptif faz: 4. aydan itibaren başlar ve implant fonksiyonel yük altında olduğu sürece devam eder.

İmplant kemik içine yerleştirildikten sonra başlayan süreç yakından incelendiğinde ilk görülen aşama hematoma oluşumudur. Kan ile birlikte ortama gelen alyuvarlar, plateletler ve inflamatuvar hücreler implantın çevresini sararak çeşitli sitokin, büyüme faktörleri ve farklılaşma faktörleri salgırlar. İmplant yerleşimini takiben oluşan pıhtı, çeşitli hücrelerin göçü ve farklılaşması için bir iskelet görevi görür. Osteojenik hücreler, osteoid dokuyu ve lameller kemiğe dönüşecek olan trabeküler kemiği oluşturmakla görevlidirler (31). Yeni oluşan bu trabeküler ağ, implantın biyolojik olarak sabitlenmesini sağlar. İmplant yerleşiminden birkaç gün sonra osteoblastlar direkt temas ettikleri yüzeye kolajen matriks depolamaya başlarlar. Kalsifiye matriksin birikmeye başlamasıyla örgü kemiğin, kemik-implant arayüzünü doldurmaya başladığı gözlemlenmektedir. Cerrahiden sonra 10. gün ile 14. gün arasında erken trabeküler kemik oluşumunun başladığı görülmektedir. Bunu takiben oluşan örgü kemik aşamalı olarak yeniden düzenlenir ve lameller kemiğe dönüşür. 3. ayın sonunda ise örgü ve lameller kemik titanyum implantın etrafında bir arada bulunmaktadır (32). Yükleme yapılan implantın yüzeyine temas eden kemik, okluzal strese maruz kaldıkça uyum sağlamak için sürekli remodasyona uğrar (33).

Osseointegrasyon başarısı bazı faktörlere bağlıdır. Bunlar (32);

- İmplant materyeli
- İmplant tasarımı ve kimyasal içeriği
- İmplant yüzeyinin topografisi
- İmplantın uzunluğu ve çapı
- İmplant yüzey işlemleri

- Konak kemiğin durumu ve iyileşme potansiyeli
- İmplantın yükleme koşulları
- Uygulanan cerrahi teknik

2.4. Kemik dokusu ve Sınıflandırması

Kemik insan vücudunda en sert yapılardan biri olan özel bir bağ dokusudur. Yüksek oranda damarlanma ve inervasyon gösteren mineralize kemik dokusu yumuşak dokulara destek olurken kasların tutunmasını sağlayarak hareket işlevine destek olmaktadır (34).

Osteoblast, osteosit ve osteoklast olmak üzere 3 ayrı hücre tipinden ve kemik matriksinden oluşan kemik dokusu histolojik olarak incelendiğinde trabeküler ve kortikal olarak iki kısımdan meydana gelir (35). Trabeküler ve kortikal kısımların oranı kemiğin yoğunluğunu belirlemektedir (34).

Başarılı bir implant cerrahisi için kemik dokusunun yoğunluğu ve kalitesi dikkatli değerlendirilmesi gereken bir parametredir. İmplant sağ kalım oranına etkisi olan kemik yoğunluğu, çenenin farklı bölgelerine göre değişmektedir (36).

Günümüzde kabul gören ve sıklıkla kullanılan üç sınıflama bulunmaktadır.

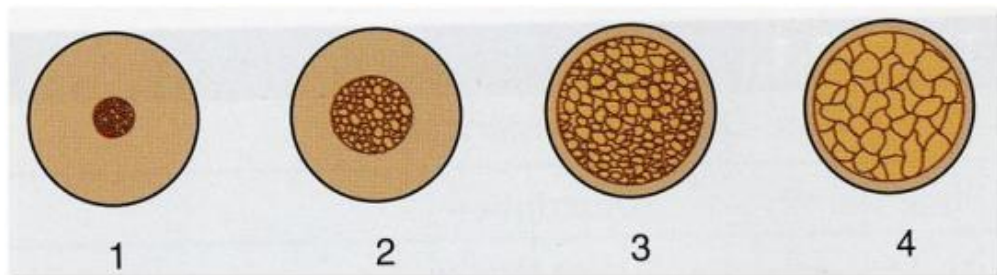
Linkow ve Chercheve, 1970 yılında kemik yoğunluğunu üç başlık altında toplamışlardır (37, 38);

- Sınıf 1: Küçük boşluklu eşit aralıklı trabekülleri olan ideal kemik.
- Sınıf 2: Trabeküllerin daha dağınık seyrettiği ve daha geniş boşluk içeren kemik.
- Sınıf 3: Trabeküller arası boşluğu geniş olan kemik.

Bu sınıflama baz alındığında, Sınıf 1 kemik implant uygulamalarında ideal kemiği temsil ederken, Sınıf 2 kemik oldukça başarılı sonuçlar vermekte ancak Sınıf 3 kemiğe uygulanan implantlarda kayıplar görülebileceği bildirilmiştir (38).

Lekholm ve Zarb 1985 yılında kemik kalitesini şu şekilde dört sınıfa ayırmışlardır (39):

- Tip 1 (Q1): Homojen kompakt kemik
- Tip 2 (Q2): Yoğun trabeküler kemik ve etrafında kalın kortikal kemik
- Tip 3 (Q3): Yoğun trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik
- Tip 4 (Q4): Düşük yoğunluklu trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik



Resim 2.2. Lekholm ve Zarb kemik kalitesi sınıflaması

Mish'in 1988 yılında tanımladığı kemik sınıflaması ise şu şekildedir (39):

- D1: Yoğun kortikal kemikten oluşur. Çoğunlukla dişsiz mandibula anterior bölgede izlenir.
- D2: Dış katmanda kalın ve yoğun kortikal kemik ve iç katmanda kalın trabeküler kemikten oluşur. En sık mandibula anterior bölgede izlenmekte olup maksilla anterior ve mandibula posterior bölgede de izlenebilir.
- D3: Dış katmanda daha ince ve gözenekli kortikal kemik ve iç katmanda trabeküller arası boşluğun fazla olduğu bir trabeküler kemik bulunmaktadır. En sık maksilla anterior bölgede izlenmekte olup posterior maksilla ve posterior mandibular bölgede izlenebilmektedir.
- D4: Çoğunlukla kortikal kemiğin bulunmadığı, trabeküller arasında boşlukların bulunduğu ince trabeküler kemikten oluşur. En sık maksilla posteriorda izlenir.
- D5: Mineralizasyonu tam olarak tamamlanmamış, matüre olmamış kemiklerdir. Oldukça yumuşaktır. İmplant yapmaya uygun değildir.



Resim 2.3. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması

Misch'in yaptığı bu sınıflamaya göre D1 kemik maksillada bulunmazken, mandibula anterior bölgede %92 oranında, posterior bölgede % 8 oranında bulunmaktadır. D2 kemik %66 oranında anterior mandibulada, %26 oranında posterior mandibulada ve %8 oranında anterior maksillada bulunmaktadır. D3 kemik yapısı %75 oranında maksilla anteriorda karşımıza çıkarken %22 oranında posterior maksilla, % 3 oranında ise posterior mandibulada görülmektedir. D4 kemik yapısı ise %40 oranında posterior maksilla, %38 anterior maksilla, %22 posterior mandibulada bulunmaktadır (40).

2.5. Maksilla Anatomisi

Yüz iskeletini oluşturan kemikler içerisinde mandibuladan sonra en büyük kemik olan maksilla, orta hatta intermaksiller sutur ile birleşen iki parçadan oluşmaktadır. Maksilla burun boşluğu, ağız boşluğu ve göz çukurunun oluşmasında rol oynar. Tabanı burun boşluğuna bakan bir piramide benzeyen bir gövde kısmı ve 4 adet çıkıntısı bulunmaktadır. Bu çıkıntıları sırasıyla; processus zygomaticus, processus frontalis, processus alveolaris ve processus palatinusdur. Anteriorda en çıkıntılı noktasını anterior nasal spina oluşturmaktadır. Lateral yüzeyi infratemporal fossayı ve bukkal vestibuler alanı oluşturur ve zigomatik kemiğe uzanmaktadır. Superior yüzeyinin büyük bir kısmı orbital tabanın yapısına katılmaktadır. Her iki maksiller kemiğin medial yüzeyi birleşerek midline suturu ve lateral nasal duvarı oluşturmaktadır. İnferior yüzeyi dişlerin bulunduğu alveolar kemiği ve palatinal

kubbeyi içermektedir. Maksiller kemiğin korpusundan inferior yönde ilerleyen alveolar kemik soket içerisinde yer alan dişleri destekler. Dişlerin soketleri arasındaki kemik interdental septum olarak adlandırılmaktadır. Soket formu dişlerin şekline göre çeşitlilik göstermektedir. İnterradüküler septum ise çok köklü dişlerde kökler arasındaki kemiği tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Posterior sınırı ise sfenoid kemik ve pterygomaksiller sutur ile ilişkilidir. Lateral piriform buttress, zigomatik buttress, palatal buttress ve burun tabanı maksillanın güçlü alanlarıdır (41).

Maksilla içerisinde bulunan 34x33x25 mm boyutlarındaki hava boşluğuna maksiller sinüs, Hignore Boşluğu ya da Cavum Hignore denilmektedir ve bu boşluk maksillanın zayıf noktalarından biridir (41). Nathaniel Hignore tarafından 17. Yüzyılda tanımlanmıştır. İnsan vücudundaki en büyük sinüs boşluğudur ve paranasal sinüsler içinde ilk gelişendir (39). Maksillanın sağında ve solunda, burun boşluğunun iki yanında yer alır. Çatısı orbita tabanı tarafından, tabanı maksiller kemiğin posteriror alveolar çıkıntısı ve sert damak tarafından oluşturulur. İç yüzeyini kaplayan epitele Schneiderian membran adı verilmektedir (41).

Orta yüz bölgesinde çift taraflı bulunan maksiller sinüsün; nazal mukozanın nemlendirilmesi, kafatasının ağırlığının azaltılması, solunan havanın temizlenmesi, ses rezonansının sağlanması gibi işlevleri bulunmaktadır (39).

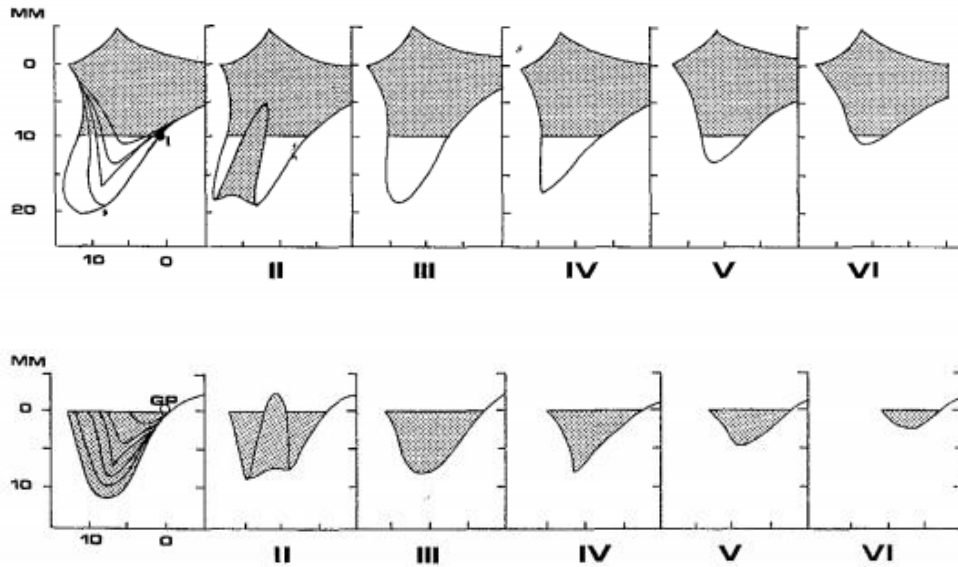
2.6. Maksilla Rezorpsiyon Paterni ve Atrofik Maksillada Görülen Değişiklikler

Kemikte görülen rezorpsiyon-apozisyon dengesi çene kemiklerinin gelişim sürecinde ve dentisyonun tamalanmasından sonra yaşam boyu izlenen bir süreçtir (42). Diş çekimi sonrası, çekim soketinde kemik yapımı izlenirken dış yüzünde rezorpsiyon süreci görülmektedir. Dişsiz kretin fonksiyonel yüklere maruz kalmaması rezorpsiyon-apozisyon dengesini bozup rezorpsiyon hızının artmasıyla sonuçlanmaktadır (15). Diş kaybını takiben geçen sürede rezorpsiyon miktarı en fazla ilk yıl içerisinde görülmekle birlikte 1. ve 3. yıllar arasında kemik miktarında %40 oranında kayıp meydana gelmektedir. Rezorpsiyon süreci ileriki yıllarda azalarak

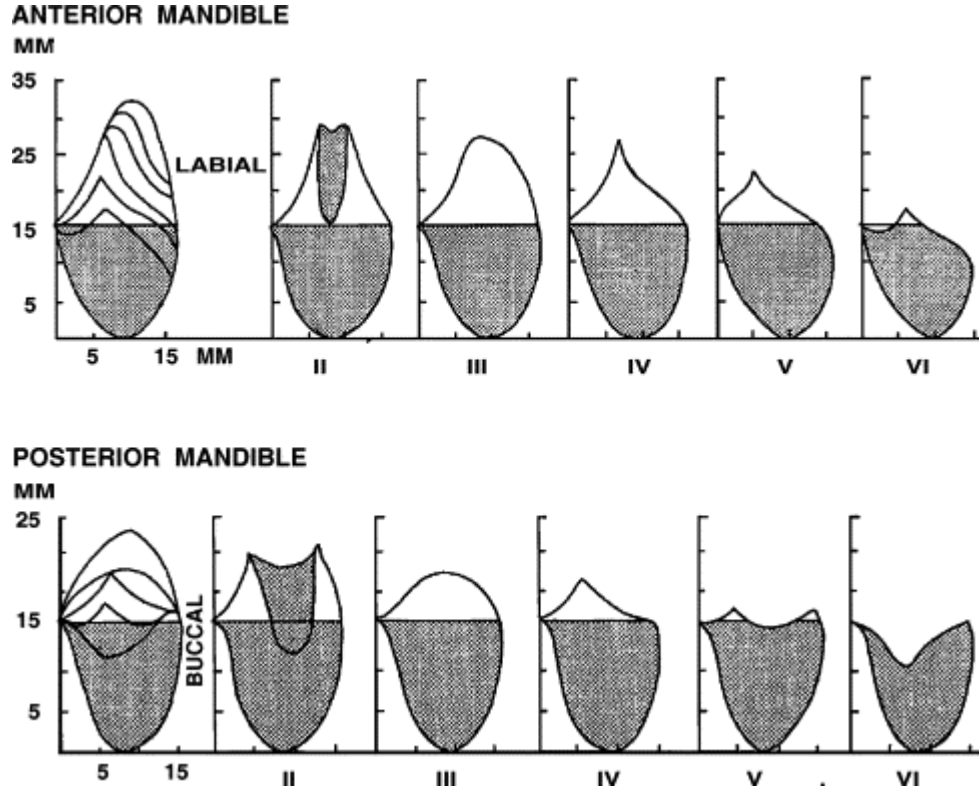
devam etmektedir (43). Çene kemiklerindeki vertikal alveoler kemik kaybı, yılda yaklaşık olarak 0,1 mm olmakta ve kişiden kişiye değişiklik göstermektedir (44).

Çene kemiklerinde görülen rezorpsiyon değişikliklerini Cawood ve Howell 1988 yılında yaptıkları bir çalışmayla sınıflamışlardır (45).

- Sınıf I; Dişli çene
- Sınıf II; Diş çekiminden hemen sonraki kret
- Sınıf III; Yeterli yüksekliği ve genişliği bulunan yuvarlak formdaki kret
- Sınıf IV; Yeterli yüksekliği bulunan ancak yeterli genişliği bulunmayan bıçak sırtı şeklinde kret
- Sınıf V; Yeterli yüksekliği ve genişliği bulunmayan düz kret
- Sınıf VI; Bazal kemikte kayıp görülen negatif kret



Resim 2.4. Cawood ve Howell sınıflaması, maksilla



Resim 2.5. Cawood ve Howell sınıflaması, mandibula

Maksillada diş çekiminden sonra meydana gelen alveoler kret yüksekliğindeki kayıpla birlikte bukkal kortikal tabakadaki rezorpsiyon maksillanın palatinala doğru göreceli olarak yer değiştirmesine neden olmaktadır (15). Oluşan alveolar kemik atrofisi maksiller kemiğin transvers yönde daralmasına, mandibuler arkın göreceli olarak daha geniş kalmasına yol açar. Vertikal yönde interark mesafesinin artması ise mandibulanın otorotasyona uğramasına ve alt yüz yüksekliğini azaltıp, çene ucunun prognatik hale gelmesine neden olur (46). Yoğun vasküler yapıya sahip maksillanın, diş çekimi sonrası oluşan mikrovasküler defektler ve stenoz benzeri değişiklikler nedeniyle kan akışı azalmakta ve beslenmesi bozulmaktadır. Kanlanmanın ve fonksiyonel yükün azalması maksillada rezorpsiyon miktarını en fazla artıran etkenlerdir (47). Rezorpsiyon miktarını etkileyen genel faktörler ise; kemik dansitesi, kemiğe iletilen kuvvetin yönü, hastanın sistemik durumu ile yaşı ve cinsiyeti, çekimin travmatik olması, enflamasyon, önceki protezin uyumu ve kullanım süresidir (44, 47).

2.7. Atrofik Maksillada Tedavi Seçenekleri

Diş çekimi sonrasında çenelerde metabolik ve hormonal aktivite, travmatik okluzyon, parafonksiyonel alışkanlıklar, iatrojenik faktörler, hastanın yaşı, mevcut protezin uzunluğu gibi faktörlere bağlı olarak rezorpsiyon görülebilmektedir (48).

Maksiller kemiğin rezorpsiyonu sonucu vertikal ve/veya horizontal yönde görülen kemik kayıpları, maksillayı hem kalitatif hem de kantitatif olarak zayıf bir kemik haline getirmekte ve implant uygulaması açısından çeşitli zorluklar oluşturmaktadır (48, 49). Rezorpsiyonu takip eden dönemde görülen maksiller atrofi, bölgesel yetersizlikler olarak görülebileceği gibi maksillomandibuler ilişkiyi bozacak şekilde ilerlemiş olabilir. İmplant ile rehabilitasyon gereken durumlarda kemik kaybının çeşitli cerrahiler ile giderilmesi gerekmektedir (49).

Maksiller kemikteki merkeze doğru görülen alveolar rezorpsiyon, maksiller sinüsün varlığı ve pnömatizasyonu, nazal fossa ve nazopalatinal kanal varlığı, özellikle posterior bölgedeki zayıf kemik yapısı gibi sebepler implant cerrahisini zorlaştırmaktadır (8). İleri derecede atrofik maksillaya sahip hastaların tedavisi için çeşitli seçenekler bulunmaktadır. Onlay greftleme, sinüs augmentasyonu, kısa implant kullanımı, zigoma implantlar, pterygoid implantlar ve subperiosteal implantlar ile maksillanın rehabilitasyonu için kullanılacak seçeneklerdir (50, 51).

2.7.1. Onlay Greftleme

İntraosseöz implantların yerleştirilmesi için yeterli kemik miktarı bulunmadığı durumlarda mevcut kemik miktarını artırmak için rekonstrüktif tedavi gerekli olmaktadır (52). Bu tedavi için gerekli olan otojen kemik grefti ağız içinden ve ağız dışı bölgelerden tedarik edilebilmektedir (53).

Otojen greft ile atrofik çenelerin rehabilitasyonu 'altın standart' olarak kabul edilmektedir (54). Otojen kemik grefti alıcı alana sabitleme vidaları ile yerleştirilir. Greftin yerleştirilmesinden sonra rejenerasyon süreci başlar ve bu süreçte gerçekleşen en önemli olay anjiogenezdır. Bu nedenle anjiogenezi artırmak ve

bölgeye osteojenik hücrelerin migrasyonunu kolaylaştırmak amacıyla dekortikasyon yapılması önerilmektedir (55).

Otojen kemik greftleri 3 şekilde elde edilebilmektedirler. Kortikal, kansellöz ve kortikokansellöz olmak üzere farklı formlarda alınabilmektedirler. Kortikal greftler, blok şeklinde konularak alıcı sahada bir form sağlayıp sert bir yapı oluşturmaktadırlar (56). Ayrıca daha fazla kemik morfogenetik proteini içermektedirler ve bu yüzden indüksiyon kapasiteleri daha fazladır. Kansellöz greftlerin anjiogenezis kapasiteleri daha fazladır. Kortikokansellöz greftler anjiogenez kapasiteyi artırırken sert bir yapı oluşturmayı gereken bölgelerde tercih edilmektedirler (57).

İntraoral olarak elde edilen greftler mandibulada ramus ve simfiz bölgesinden alınırken maksillada ise tüber ve zigoma bölgesinden elde edilebilmektedir. Bununla birlikte toruslar, rezidüel kret osteoplastisi ve çekim soketleri de greft elde etmede kullanılabilir (53).

İntraoral bölgeden alınabilecek greft miktarı kısıtlı olduğundan greftlenmesi gereken alanın büyüklüğü arttığında ekstraoral alanlardan yararlanılması gerekebilmektedir. İliak kemik, tibia, kalvaryum ve kostalar greft için sıklıkla tercih edilmektedirler. Bu bölgelerden elde edilen greftin boyutlarının intraoral alana göre daha fazla olması bir avantajken ağız dışı cerrahi alan yaratması, genel anestezi gerektirmesi ve yüksek maliyet gibi dezavantajları bulunmaktadır (58).

2.7.1.1. İntraoral Greftleme

Simfizis Grefti

Mandibular simfiz bölgesi dört dişe kadar olan boşlukların hem vertikal hem de horizontal greftlenmesinde tercih edilebilmektedir (59). Mandibuler anterior dişlere zarar vermemek adına köklerden en az 5 mm uzakta kesiler yapılması gerekmektedir.

Kortikokansellöz greft alınmasına imkân tanıyan simfiz bölgesi 1,5 cm'den daha kısa ise greft alanı olarak tercih edilmemelidir (53, 60). Ortalama 1,5 x 6 cm

boyutlarında greft elde edilebilen simfiz bölgesinde ramusa göre morbidite oranı daha düşüktür (60).

Simfiz bölgesinden alınan blok greftler, dental implantların yerleştirilmesi için maksilla ya da mandibulada horizontal ve/veya vertikal ogmentasyon için kullanılmaktadırlar. Daha az sıklıkta ortognatik cerrahide osteotomi boşluklarının doldurulması amacıyla tercih edilmektedirler (61).

Anterior dişlerde his bozukluğu, periapikal defekt, alt dudak ve çene ucunda duyu bozukluğu, çene ucu kontüründe bozulma gibi dezavantajları bulunmaktadır (60).

Ramus Grefti

Mandibulada greft alınabilecek bir diğer alan ise ramus bölgesidir. 1. Molar dişin mezialinden koronoid çıkıntı kadar olan bölgeden greft alınabilmesi ve greft içeriğinin tamamen kortikal olması simfiz greftine göre önemli farklarındandır. Ancak bu bölgede bulunan inferior alveolar sinir, dikkat edilmesi gereken en önemli anatomik yapıdır. Sinir hasarını önlemek için kesi hattı mandibuler kanaldan en az 4 mm uzakta tutulmalıdır (60).

Ramus bölgesinden uzunluğu 35 mm, genişliği 10 mm, kalınlığı ise 4 mm olacak şekilde dikdörtgen şeklindeki greftler alınabilir (62).

Ramus bölgesinden alınan greftlerin kullanım alanları ise; dental implantların uygulanabilmesi için maksilla ve mandibulanın horizontal ve/veya vertikal kret ogmentasyonu, daha az sıklıkla maksiller sinüs ogmentasyonu ve ortognatik cerrahide osteotomi boşluklarının doldurulması olarak sıralanabilmektedir (61).

Dental implant tedavisinden önce, anterior maksillalarına ramustan veya simfizden alınan blok kemik greftlerinin uygulandığı 26 hastanın postoperatif ağrı ve operasyondan sonra 5. yıldaki tedavi memnuniyetleri karşılaştırıldığında, ramus greftlerinin daha başarılı olduğu bildirilmiştir (63).

Bu bölgeden greft alındıktan sonra karşılaşılabilecek komplikasyonlar; kanama, hematoma, yara yerinde açılma, postoperatif dönemde enfeksiyon, nörosensöriyel bozukluklar, molar dişlerin köklerinde hasar, mandibuler kemikte kırık ve trismustur (60).

Maksiller Tüber Kemik Grefti

Küçük defektler için otojen kansellöz kemik grefti gerektiğinde başvuru alan bir bölgedir. Kret koruma, küçük sinüs ogmentasyonları, periodontal ve peri-implant kemik defektlerinin onarımı ve küçük osteotomi boşluklarının greftlenmesi gibi durumların varlığında bu bölge uygun bir verici sahadır. 1-3 cc arasında greft elde edilmesi ve kansellöz kemik olması nedeniyle büyük alanlarda kullanılmadığı gibi blok greftleme için de uygun değildir. Tüberi içine alacak şekilde genişlemiş hiperpnömotize maksiller sinüs, metabolik kemik hastalıkları ve lokal osteomyelit gibi durumlarda bu bölgeden greft elde etmek kontrendikedir (61).

2.7.1.2. Ekstraoral Greftleme Sahaları

Tibia Grefti

Maksiller sinüs ogmentasyonu, erişkinlerde alveoler yarık onarımı, kret koruma, horizontal veya vertikal kret ogmentasyonu, soket greftleme, mandibula kırıklarında non-union veya mis-union durumlarında kullanım alanı bulunan bir bölgedir. 5-40 cc kansellöz otojen kemik grefti gerektiğinde tercih edilebilmektedir. Bu bölgenin verici saha olarak kullanılmasının kontrendikasyonları arasında osteopetrozis, osteogenezis imperfekta, osteomyelit, akut diz inflamasyonu, çoklu diz cerrahisi geçmişi ve lokal radyoterapi gibi durumlar bulunmaktadır. Romatoid artrit, kemoterapi, intravenöz ya da oral bifosfanat kullanımı, önceden geçirilmiş diz cerrahisi gibi durumlarda greft alınırken dikkat edilmelidir (61).

Anterior İliak Krest Grefti

Anterior iliak krest, anterior iliak spina ve 6 cm posteriorunda bulunan iliak tüberkül arasında yer alır. Diğer otojen verici sahalarla karşılaştırıldığında en yüksek osteojenik hücre konsantrasyonuna sahip bölgedir (64, 65).

30-50 cc otojen kansellöz veya 2x6 cm kortikokansellöz blok kemik grefti gereken defektlerin onarımında tercih edilebilmektedir (61, 64). İliak krestten elde edilen greft hacmi tibiadan elde edilene göre daha fazladır. İliak krestten alınan blok greftin bir avantajı da defektle uyumlu bir şekil oluşturulabilme imkanı tanınmasıdır (61).

Tekniğin kullanım alanları; 5 cm uzunluğa kadar çıkabilen mandibuler devamlılık defektleri, özellikle bilateral maksiller sinüs ogmentasyonu, alveoler defektler, maksilla ve/veya mandibulanın horizontal ve vertikal kret ogmentasyonudur (61).

Bu bölgeden greft alınmasının en önemli dezavantajı ise steril bir genel anestezi ortamı gerektirmesidir (61).

Genel anestezi altında yapılması gereken bu işleme bağlı olarak bir takım komplikasyonlar görülebilmektedir. Bunlar; postoperatif dönemde enfeksiyon, kan kaybı, yürüme bozukluğu, sakroiliak eklemden instabilite, Lateral Femoral Kutanöz sinir hasarına bağlı ağırlı nöropati, peritoneal perforasyon, hematoma, üreter hasarı ve pelvik kırık riski şeklindedir (66).

Metabolik kemik hastalıkları, ilgili bölgede önceden kırık olması ve osteomyelit varlığı bu bölgeden kemik grefti alınması için kontrendikasyon oluşturmaktadır (61).

İntravenöz veya oral bifosfonat kullanımı, kemoterapi öyküsü, ilgili bölgeden radyoterapi öyküsü, uzun süreli steroid kullanımı gibi durumların varlığında dikkat edilmesi gerekmektedir (61).

Posterior İliak Krest Grefti

Sakroiliak eklem komşuluğundaki m.gluteus maximusun sonlandığı yerin aşağısında yer alan posterior iliak krest, non- vaskülerize kemik greftleri arasında en fazla kansellöz hacme sahip olan bölgedir (61, 64). 40-110 cc kansellöz kemik grefti ve 12 cm'ye kadar kortikokansellöz blok kemik grefti gerekli olduğu durumlarda kullanılabilir (61). Posterior iliak krestten elde edilen greft miktarı anterior iliak krestten elde edilene göre 2-2,5 kat daha fazladır (67).

Geniş mandibuler defektler, maksilla ve/veya mandibulanın horizontal ve vertikal kret ogmentasyonu, tümör cerrahisinden sonra hemimaksiller greft rekonstrüksiyonu, ortognatik cerrahide osteotomi sonrası greft gerektiğinde bu bölge verici saha olarak kullanılabilir (61).

Posterior iliak krestten kemik grefti elde edilmesinin kontrendikasyonlarına baktığımızda ise osteopetrozis, osteogenezis imperfekta, piknodizostozis gibi metabolik kemik hastalıkları, bölgede önceden geçirilmiş bir kırık varlığı, bölgede osteomyelit varlığı ve lokal radyoterapi hikayesi gibi durumlarla karşılaşmaktayız (61).

Anterior iliak krestten kemik grefti elde etme ile karşılaştırıldığında postoperatif morbiditenin, ağrı ve yürüme bozukluğunun daha az oluşu gibi avantajları bulunan yöntemin en büyük dezavantajı ise hastanın yüzüstü pozisyona çevrilmesi gerekliliği nedeniyle ameliyatın daha uzun sürmesidir. Bu nedenden dolayı iki cerrahi ekip aynı anda çalışmamaktadır ve hasta pozisyonu değişme esnasında endotrekal tüpün yer değiştirme riski bulunmaktadır (66).

Hematüri, abdominal gerginlik, bağırsak tıkanıklıkları, herni, subgluteal arterde kanama ve kluneal sinir hasarı gibi komplikasyonlar görülebilmektedir (66).

İntravenöz ya da oral bifosfanat kullanım hikayesi, kemoterapi, uzun süreli steroid kullanım öyküsü olan hastalarda dikkat edilmelidir (61).

Kosta Grefti

Yetişkinlerde eklem grefti olarak kullanılırken büyümekte olan çocuklarda ise büyütme grefti olarak kullanılmaktadır. Sendromik durumlar ya da travma, tümör cerrahisi veya radyoterapiden dolayı büyüme potansiyelini kaybeden çocuklarda ve doğal kondilini kaybetmiş erişkinlerde kostrokondral greft olarak kullanım alanı bulunmaktadır.

Pnömotoraks veya büllöz amfizem, metabolik kemik hastalığı, pulmoner fibrozis ve kistik fibrozis gibi tıkaçıcı pulmoner hastalıklar, kosta veya sternumda osteomyelit, göğüs bölgesinden radyoterapi hikayesi ve çoklu kosta kırığı görülen göğüs yaralanması gibi durumlarda bu teknik kullanılamamaktadır.

Dikkat edilmesi gerekenler; orta derecede amfizem, tek başına kosta kırığı öyküsü, intravenöz ya da oral bifosfanat kullanım öyküsü, göğüs deformitesi, kondrit ve romatoid artrittir (61).

Kalvaryum Grefti

1980'lerde Tessier tarafından tanımlanan kraniyumdan kemik grefti alma tekniği kraniyofasiyal deformitelerin onarımında sıklıkla kullanılmaktadır (68). Maksilla ve mandibulanın rekonstrüksiyonunda kullanılan kalvaryal kemik grefti, koronal suturen posteriorunda parietal kemikten alınmaktadır (69, 70). Skar dokusunun saçlı deride kalması, minimal donör saha morbiditesi, düşük komplikasyon ve rezorpsiyon oranı gibi avantajı bulunan kalvaryal kemik grefti, geometrisi ve konveksitesi nedeniyle çoğu maksillofasiyal rekonstrüksiyon için ideal bir verici sahadır (70).

Kalvaryal kemik greftleri kortikal içeriğinden dolayı rijit olarak fikse edilebilmektedir. Bu da başarılı bir revaskülerizasyon ve osseointegrasyon süreci anlamına gelmektedir. Verivi saha ile alıcı sahanın birbirine yakın oluşu tekniğin bir diğer avantajıdır. İntraserebral hematoma, subaraknoid hemoraji, serebrospinal sıvı sızıntısı gibi komplikasyonları bulunmakta ve bu yüzden büyük hacimlerde greft

kullanımı kısıtlı olmaktadır. Postoperatif komplikasyonların görülme oranı diğer ekstraoral alanlarla kıyaslandığında daha düşüktür (70).

2.7.2. Sinus Ogmentasyonu

Posterior maksiller bölgede diş çekimi sonrası alveolar kemikte meydana gelen rezorpsiyon ve maksiller sinüs pnömatizasyonu implant uygulaması için gereken kemik yüksekliğini kısmen azaltır ya da tamamen yok eder. Bu hastalarda implant uygulaması kemik boyutlarının elverişsiz olması nedeniyle zor veya imkânsız olabilmektedir (71).

Maksilla posterior alanda sinüs tabanı nedeniyle yetersiz kret yüksekliği bulunan durumlarda bu kemik kaybı iki şekilde meydana gelmiş olabilir:

- 1) Diş kayıpları sonrasında kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak dıştan içe doğru
- 2) Maksillar sinüsün fizyolojik havalanması nedeniyle içten dışa doğru (72).

İmplant cerrahisi için yeterli vertikal kemik yüksekliğinin olmadığı durumlarda maksiller sinüs membranı sinüs tabanından eleve edilir, yükseltilmiş membran çeşitli greft materyalleriyle sabitlenir. Sinüs membranı ile sinüs tabanı arasında yeni kemik oluşumu sağlanır ve implantı yerleştirmek mümkün hale gelir (71).

1980 yılında Boyne ve James dental implantları yerleştirmek amacıyla sinüs ogmentasyonunu ilk kez rapor etmişlerdir (73). Tatum, bu işlemin klinik uygulamasını daha önce sunmuş fakat sonuçlarını literatürde yayınlamamıştır (74).

Kapalı Sinus Ogmentasyon Tekniği

“Kapalı Sinüs Yükseltme“, “krestal teknik“, “osteotom yöntemi“ ve bu tekniği ilk uygulayan araştırmacının ismi olan “Summer’s osteotomisi“ olarak farklı adlandırması bulunmaktadır (75, 76).

Summers, posterior maksillada minimum 5-6 mm kret yüksekliği olan vakalarda bu teknik kullanılarak 10 mm'lik implantın yerleştirilebileceğini rapor etmiştir (77).

Bu tekniğin aşamalarına bakacak olursak;

- Operasyon öncesi osteotomun yerleştirileceği derinlik, kemik yüksekliği ölçülerek tespit edilmelidir.

- İlk olarak alveoler kreti açığa çıkarmak için tam kalınlıkta flap kaldırılır.

- Daha sonra en küçük çapta osteotomdan başlanarak hafif çekiç darbeleri ile kemik içeresine yerleştirilerek, ilerletilir. Enstrumanın ilerleyeceği nokta tam sinus membranı ile arasında 1 mm kemik kalacak şekilde olmalıdır.

- İstenilen genişliğe erişinceye kadar kademeli olarak osteotomlar kullanılır. Bu aşamada sırasıyla geniş osteotomlar yerleştirildikçe kemik lateral ve apikale doğru itilir ve sıkıştırılır.

- Daha sonra implant, hazırlanan kemik yuvasına yerleştirilir. Yerleştirilecek implantın genişliği son osteotomun çapından büyük olmalıdır (75, 78).

Özellikle D3 ve D4 kemik için bu tekniğin ideal olduğunu belirten Summers, D3 kemikte giriş frezinin kullanılması gerektiğini, D4 kemik için ise osteotomların tek başına yeterli olduğunu bildirmiştir (76, 79).

Kapalı tekniğin avantajları arasında daha az invaziv olması ve daha az greft materyali gerektirmesi sayılabilir (75).

Öte taraftan, belirli bir kemik yüksekliğinin altında bu teknik uygulandığında implantın primer stabilitesinin sağlanması güçleşmekte ve sinüs membranının perforasyon riski artmaktadır. Peş peşe kullanılan osteotomların yerleştirilmeleri sırasında osteotomun uzun aksında sapmalar olabilmekte bu da implantın açısının bozulmasına neden olmaktadır. Ayrıca membranda oluşan herhangi bir perforasyon

gözle görülememekte ve greftlerin sinüs içine dağılarak sinüzite sebep olma ihtimalleri bulunmaktadır (75, 77).

Açık Sinüs Ogmentasyon Tekniği

Bu teknik “açık sinüs yükseltme tekniği” ve “lateral sinüs lifting” olarak da literatürde adlandırılmaktadır (75, 80).

Boyne 1960’lı yıllarda protetik amaçla bu tekniği deneyen ilk kişidir. Posterior bölgede interark mesafenin azaldığı ve maksiller sinüsün pnömatize olduğu vakalarda, Caldwell-Luc yaklaşımıyla birlikte sinüs membranını eleve edip boşluğu otojen partikül greftle dolduran Boyne, daha sonra osteotomi yaparak interark mesafeyi artırmıştır. İmplant tedavisi içermeyen bu yöntem bilinen ilk sinüs tabanı yükseltme operasyonudur (81).

Açık sinüs ogmentasyon tekniğinin aşamalarına bakacak olursak;

- Flep tasarımı; insizyon alveolar kretin tepesinde ya da bir miktar palatinalinde olacak şekilde yapışık dişetinden yapılmalıdır. Karşılıklı vertikal insizyonlar mezial ve distalden yapılır. Gerekli olan durumlarda flebin tabanında periosta kesiler atılarak flep esnetilebilir (78).
- Lateral sinüs duvarının hazırlanması; kemiğin ince olduğu lateral duvar pencerenin hazırlanması için kullanılmalıdır. El aletlerinin rahat kullanılabilmesi için pencere yeterli büyüklükte açılmalıdır. 1-1.5 cm.² büyüklüğünde bir pencere yeterli olacaktır (82). Pencerenin sınırları belirlenirken mutlaka radyografiler göz önüne alınmalıdır ve alt sınır ile alveolar kret arasında en az 3 mm mesafe bırakılmalıdır. Üst kenarın yeri belirlenirken dikkat edilmesi gereken nokta membran elevasyonu sırasında iyi bir görüş açısı verecek kadar uzakta olacak şekilde belirlenmesidir. Daha sonra alt ve üst kesileri birleştirecek vertikal osteotomiler tamamlanır (83). Bununla birlikte literatürde sinüs duvarı osteotomisi ile ilgili 3 ayrı görüş bulunmaktadır. Birinci görüş, sınırları belirlenen pencerenin büyük bir elmas rond frezle tamamen ortadan kaldırılmasını ve greftlenen alanın rezorbe

olabilen bir membranla örtülmesini, ikinci görüş pencerenin kapak şeklinde kaldırılmasını ve greftleme sonrası tekrar yerine yerleştirilmesini, üçüncü görüş ise pencerenin kemikten tamamen ayrılmamasını, sadece serbestleştirerek alt kenarının sinüs kavitesinin içine doğru itilmesini ve horizontal pozisyonda konumlandırılmasını önermektedir (73). Osteotomi maksiller sinüs mukozasını perfore etmeyecek yapıdaki döner sistemlerle, su soğutması kullanılarak karbid ya da elmas rond frezlerle yapılır. Ayrıca perforasyon riskini azaltmak için piezzo cerrahiye veya ultrasonik aletlere de başvurulabilir (83).

- Schneiderian membranın elevasyonu; sinüs membranını serbestleştirme hassas bir işlemdir ve bu işlem için özel üretilen el aletleri ile uygulanır, bu el aletleri farklı kenarlara sahiptir ve mümkün olduğunca keskinliği az yuvarlatılmış uçlara sahip olmalıdır. Bu el aletleri ilk olarak yavaşça mesial ve distal taraflara doğru sinüs membranı ile kemik arasına uygulanır ve dikkatlice membran kemikten ayrılır. Daha sonra yeterli miktardaki greft kaviteye uygulanır. Fazla greft doldurulması sinüs membranında nekroza ve bunun sonucunda greftin sinüs boşluğuna saçılmasına sebep olabilir (78).

Açık sinüs ogmentasyon tekniği, implantın yerleştirme zamanına göre tek veya iki aşamalı olarak yapılabilmektedir. Tek aşamalı teknikte sinüs yükseltme işlemini takiben implant yerleştirilirken, iki aşamalı teknikte sinüs yükseltme operasyonundan sonra implant cerrahisi için 6-9 ay beklenmesi gerekmektedir. Bu tercihi yaparken göz önünde bulundurulması gereken en önemli nokta implant primer stabilizasyonun sağlanmasıdır. Rezidüel kemik kalınlığının 5-6 mm, yüksekliğin ise 5 mm olduğu durumlarda tek aşamalı teknik tercih edilebilmektedir. Bu tekniğin avantajı ise iyileşme döneminin kısa olması ve ek bir cerrahi işleme gerek duyulmamasıdır. Rezidüel kemik kalınlığı 3-4 mm, yükseklik ise 4 mm den az ise iki aşamalı tekniğin kullanımı gerekmektedir (83).

Klinik başarı açısından iki yöntem karşılaştırıldığında geç dönem implant yerleştirilmesi, eş zamanlı implant yerleştirilmesine göre daha avantajlı bulunmuştur.

Geç dönem implant yerleştirilmesinde başarı oranı % 93 olarak, erken dönem implant yerleştirilmesinde ise başarı oranı % 81 olarak rapor edilmiştir (83). Operasyondan sonra mutlaka postoperatif radyolojik kontroller yapılmalıdır. Rutin olarak panoramik radyografi ile kontrol edilir ancak panoramik radyografide bir düzensizlik fark edildiyse veya operasyon esnasında sinüs kavitesinin iç duvarında elevasyon ve ogmentasyon ile ilgili herhangi bir problem olduğu düşünülüyorsa panoramik radyografi yerine bilgisayarlı tomografi ile kontrol yapılır (71).

2.7.2.1. Sinüs Ogmentasyon Endikasyonları

Sinüs tabanı yükseltilmesi işleminin endikasyonları şu şekildedir;

1. Posterior maksillar alanda yetersiz kemik yüksekliği
2. Çeneler arası mesafenin azalması
3. Oroantral fistül tedavisi
4. Alveol yarığı tedavisi
5. Le Fort I osteotomisi ile birlikte interpozisyonel greftleme
6. Kraniyofasiyal protezler ile maksilla rekonstrüksiyonu (81)

2.7.2.2. Sinüs Ogmentasyon Kontrendikasyonları

Lokal kontrendikasyonlar şu şekildedir;

1. Maksiller sinüs enfeksiyonları
2. Kronik sinüzit
3. Odontojenik enfeksiyonlar
4. Bölgede alveolar skar oluşumuna neden olan geçirilmiş cerrahi hikâyesi
5. Enflamatuvar veya patolojik lezyonlar

6. Alerjik rinit (81)

Genel sistemik kontrendikasyonlar ise ;

1. Maksiller bölgeye radyoterapi uygulanmış olması
2. Sepsis riski
3. Kontrol altında olmayan sistemik hastalık
4. Aşırı sigara kullanımı
5. Aşırı derecede alkol kullanımı
6. Aşırı psikofobik hastalar
7. İntravenöz bifosfonat kullanan hastalar şeklindedir (81).

Bu bölgeden, köklerinin sinüs ile ilişkili olduğu ön görülen dişlerin çekimi sonrası uygun bekleme süresi olmadan sinüs yükseltme uygulanması bir kontrendikasyon sayılmasa bile sinüs membranının yırtılma riskini artıracığı ve buna bağlı işlemin başarı riskini düşüreceği için dikkat edilmesi gereken bir noktadır (75).

Sinüs Ogmentasyon Tekniğinin Komplikasyonları

İntraoperatif Meydana Gelen Komplikasyonlar;

- Sinüs membranının perforasyonu
- Antral septa varlığına bağlı komplikasyonlar
- Kanama
- Maksiller ostiumun tıkanması
- Sinir zedelenmesi

Erken Postoperatif Komplikasyonlar;

- Enfeksiyon
- İnsizyon hattının açılması
- Oroantral fistül oluşumu
- Sinüsün fazlaca greftlenmesi
- İmplantın sinüse yer değiştirmesi
- Vertigo
- Ödem
- Hematom
- Geç Postoperatif Komplikasyonlar
- Greft kaybı
- İmplantın sinüse yer değiştirmesi (81)

2.7.3. Kısa İmplantlar

Maksilla posterior bölgede diş kayıpları sonrası dental implantların uygulanabilmesi amacıyla gerekli olan kemik miktarı, sinüs pnömatizasyonu ve alveolar kemik rezorpsiyonu sebebiyle genellikle bulunamamaktadır. Bu şartlar altında uygulanabilecek alternatif tedavi yöntemlerinden biri kısa boylarda (8,5 mm'den az) implantların uygulanmasıdır (78).

Tek diş eksikliklerinin tedavilerinde, pürüzlü yüzeye sahip kısa implantların başarı oranının, 10 mm ve daha uzun implantların oranlarına yaklaştığı bildirilmektedir. Ancak bu bulgu büyük oranda, kemiğin genellikle yüksek yoğunlukta olduğu alt çene arka bölgesinden elde edilmiştir. Bazı araştırmacılar üst çene arka bölgeye yerleştirilen 10 mm'den kısa implantların, artan başarısızlık riski taşıdığını ön görmektedir (75). Bu nedenle kısa implantların maksilla posterior bölgeye

yerleştirilmesi sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli faktör, bölgede çoğunlukla kemik kalitesinin de düşük olması sebebiyle, cerrahi işlem sırasında primer stabiliteyi sağlanmasının zor olmasıdır (78).

Kısa implantların başarısını ve popülerliğini artıran en önemli etken, düz yüzeyle tasarımı terkedip pürüzlü yüzeyle sahip implantların kullanılmaya başlanmasıdır. Bugüne kadar yapılan çalışmaların sonuçları değerlendirilirken dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, çalışmalarda kullanılan implantların yüzey özelliğidir. Eski tarihli birçok çalışma düz yüzeyle implantlar üzerinden yapılmış olup sonuçları da implantların yeterli başarıyı sağlayamadığı yönünde çıkmaktadır (75, 78).

Modern implantlara bakıldığında kimyasal veya fiziksel işlemlerden geçirilerek yüzeyinin pürüzlendirilmesi sonucu kemikle temas eden yüzeyinde ciddi bir artış olduğu görülmektedir. İmplantların mikromorfolojilerindeki bu değişiklik hem standart boy implantlarda hem de kısa implantlarda, düz yüzeyle implantlara kıyasla pürüzlü yüzeyle implantların başarı oranını oldukça artırmaktadır. Bu nedenle, bu faktör değerlendirilmeden çalışmaların kısa implantların başarı oranı hakkında fikir vermesi yanlış sonuçlara sebep olmaktadır. Bu faktör aynı zamanda implantların düşük yoğunluktaki kemiklerde başarılarını da ciddi oranda artırmaktadır. Buna rağmen kortikal içeriği yüksek kemiklerde başarı miktarları anlamlı oranda değişiklik göstermemektedir (78).

Çalışmaları derinlemesine analiz edip pürüzlü yüzeyle implantlar ve maksilla'da uygulanan kısa implantlar ile sınırlandırarsak karşımıza %94'e varan oldukça yüksek başarı oranları çıkabilmektedir (78).

Alveolar kemik kaybı ve sinüs pnömatizasyonuna bağlı olarak, dikey kemik yüksekliği, üst çene arka bölgede genellikle 10mm' den kısa kalmaktadır. 10 mm'den kısa implantların uzun dönem başarısına dair daha fazla veri elde edilene kadar, hala yeterli miktarda kemik artırımını takiben 10 mm veya daha uzun bir implant yerleşimi tavsiye edilmektedir. Ancak iki veya daha fazla implant yerleştirilecek ve implant

destekli kronlar rijit bir şekilde splintlenecek ise, 10 mm'den kısa implantların kullanımı göz önünde bulundurulmalıdır (75).

2.7.4. Pterygoid İmplantlar

Tulasne tarafından 1992 yılında tanımlanan pterygoid implantlar, atrofik maksillanın en posterior kısmından ankraj alınarak uygulanmaktadır. Posterior bölgede kantilever gereksinimini ortadan kaldırması ve kemik grefti kullanımı gerekmemesi yöntemin en önemli avantajlarından (84). Pterygoid çıkıntı veya pterygomaksiller çıkıntıya yerleştirilen implant, maksilla ve sfenoid kemiğin pterygoid plakasından ankraj almaktadır (85). İmplant boyları 22 mm civarında olup, distal angulasyonları 35°-55° derecedir. Pterigomaksiller bölgeye yerleştirilen implantlar daha kısa olmakla beraber, angulasyonları da 10°-20° arasındadır (86). Cerrahi alanın önemli anatomik yapılara komşu olması nedeniyle osteotomi esnasında osteotomlar kullanılması ciddi komplikasyonlardan kaçınmak için önerilmektedir. Candel ve ark. yaptığı çalışmada pterygoid implantların başarı yüzdesi %90,7 olarak bulunmuş ve posterior maksilla rehabilitasyonunda geçerli bir yöntem olarak belirtilmiştir (87).

2.7.5. Zigomatik İmplantlar

1980'li yıllarda Brånemark ve arkadaşları, ileri dercede rezorpsiyon gözlenen posterior maksillanın implant destekli protetik rehabilitasyonunda zigomatik kemiğin kullanılabileceğini ileri sürmüşlerdir (88). 1988 yılına gelindiğinde hemimaksillektomi uygulanan kanser hastalarında, aşırı atrofik posterior maksillanın tedavisini daha basit hale getirmek ve cerrahi işlemin başarısını artırmak, morbiditeyi ve işlem süresini azaltmak ayrıca greft kullanımından kaçınmak için Brånemark ve arkadaşları zigomatik implantları uygulamışlardır (89). Zigomatik kemiğe dental implantların yerleştirilmesi hususunda çalışma yapan ilk ekip Brånemark, Aparicio ve arkadaşları olmuştur. 1993 yılında ise zigomatik kemiğin implant stabilizasyonunda destek olarak kullanılabileceğine karar verilmiştir (90).

Self tapping titanyum alaşımından ve sertleştirilmiş okside yzey alanından oluşan zigomatik implantların boyu 30-52,5 mm arasında değişmektedir. İmplantın boyun bglgesiyle uzun aksı arasında 45 veya 60 derecelik açı bulunmaktadır (90).

Zigomatik İmplant Endikasyonları

Çekim, enfeksiyon, travma veya maksiller sinüs pnömatizasyonu nedeniyle yeterli alveolar kemik yüksekliği ve genişliği bulunmayan aşırık atrofik maksilla varlığında zigomatik implantlar endikedir.

Yapılacak zigomatik implant ile hastalar kaybettikleri çiğneme, yutkunma, konuşma fonksiyonlarını geri kazanabilirken estetik olarak da tatmin edici bir sonuç elde etmiş olacaklardır. Atrofik maksillaya sahip hastalara uygulanabilen Le Fort 1 osteotomisi, iliak kemik grefti, sinüs ogmentasyonu, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, kompozit greft kullanımı, pterygoid implant gibi yöntemler hastanın yaşam kalitesini düşürebilmekte, birçok cerrahi işlem gerektirmekte ve morbiditeye sebep olabilmektedir.

Geniş pnömotize sinüs varlığında ve alveoler kemik yüksekliği 3 mm'den az olduğu durumlarda zigomatik implant tercih edilebilmektedir. Zigomatik implantlar diğer dental implantlara bar ile bağlanarak implant üstündeki mekanik stresler azaltılabilmektedir (91).

Bu tedavi ilk zamanlarda tümör rezeksiyonu, maksillektomi veya travma hikayesi olan hastalarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır (88).

Zigomatik implantların genel endikasyonları şu şekilde sıralanmaktadır;

- Maksilla anterior bölgede en az 2 standart boy ve çapta implant yerleştirecek kadar alveol kemik bulunan ancak posterior bölgede greftleme yapılmadan implant yerleştirmeye izin vermeyen atrofik maksilla,

- Maksilla anterior bölgede onlay greftleme ile standart boy ve çapta implant yerleştirilebilen ancak posterior bölgede uygun miktarda greftlemeye ihtiyaç duyulan durumların varlığı,
- Unilateral, bilateral ve parsiyel maksillektomi sonucu oluşan maksiller defektler,
- İleri derecede kemik rezorpsiyonunun olduğu maksilla posterior bölgede premolar ve molar dişlerin tek ya da çift taraflı eksik olduğu durumlarda zigomatik implant endikasyonu vardır (92).

Zigomatik İmplant Kontrendikasyonları

- Sinüs enfeksiyonu
- Geçirilmiş Caldwell Luc hikayesi
- Aşırı sinüs taban kıvrımının bulunması
- Dar sinüsler
- Maksilla ve zigoma patolojisi olan hastalar
- Mandibular hipomobilité
- Oral veya intravenöz bifosfonat kullanımı
- Parafonksiyonel alışkanlık
- Kontrol altında olmayan diyabet ve metabolik hastalıklar
- Aşırı sigara kullanımı (92)

Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri

Zigomatik implantların yerleştirilmesi genellikle genel anestezi altında gerçekleştirilirken cerrahi tecrübeye ve ameliyat süresine bağlı olarak derin sedasyon veya lokal anestezi altında da uygulanabilmektedir (93).

Farklı insizyon teknikleri kullanılabilir. Standart olarak Le Fort 1 insizyonu uygulanmaktadır (94). Lefort 1 insizyonunda maksiller birinci molar dişler arası, mukogingival birleşim hattının 5 mm superioru hizasında kalacak şekilde, zigomatikomaksiller butresstan anterior nazal spinaya kadar uzanan insizyon yapılarak mukoperiosteol flep kaldırılır. Bilateral olarak apertura piriformis, foramen infraorbitale ve zigomatik kemiğin inferior yarısının görüşü sağlanır (95). Alternatif insizyonlar kret tepesinden veya palatinalden geçen insizyon ve zigomatik kemiğin altından geçen basit yatay insizyondur (94). Alternatif bir teknik olarak maksiller kret tepesinden veya 5 mm palatinalinden geçecek şekilde tüber bölgesinden diğer taraftaki tüber bölgesine kadar insizyon yapılır. Mukoperiosteal flep, zigomatik kemiğe kadar kaldırılır. İnsizyonun posterior tarafında 10 mm uzunluğunda bilateral vertikal rahatlatıcı insizyonlar yapılır (96). Bu yöntem, Le Fort 1 insizyonuna ek olarak alveolar kretin tamamen görülebilmesini sağlar.

2.7.5.1. İntrasinüs Tekniği (Brenemark Protokolü)

Brånemark 1998 yılında zigomatik implant cerrahisinde, koronalde alveoler ya da palatinal kemikten destek alan, sinüsün içerisinden geçerek zigomatik kemiğe yerleşen intrasinüs tekniğini tanımlamıştır (97).

Mukoperiosteal flep kaldırılarak zigomatik arkın anterior sınırı, zigomatik kompleksin santral ve posterior kısmı açığa çıkartılır.

Drilleme yönü belirlendikten sonra, zigomatik implantın takip etmesi istenen yolda, maksiller sinüsün lateral duvarında 5x10 mm genişliğinde kemik penceresi açılır ve sinüs membranı dikkatlice eleve edilir.

Frezler ile implant yuvası açıldıktan sonra zigoma implantı, ikinci premolar veya 1. molar bölgesi civarında, alveolar kret tepesinin palatinalinden zigomatik kemiğe doğru yönlendirilerek yerleştirilir (93).

Bu yöntem kullanılırken sinüs taban elevasyonu yapıldığı için cerrahi süresi uzamaktadır. Ayrıca maksiller sinüs enfeksiyonlarına neden olma açısından tartışmalıdır. İmplantın servikal bölgesinin palatinalde olması, yapılacak protezin hacminin artmasına sebep olur. Olası komplikasyonlardan kaçınmak ve zigomatik implantları vertikale yakın açıyla yerleştirebilmek için yeni teknikler geliştirilmiştir (98).

2.7.5.2. Sinüs Slot Tekniği

Stella ve Warner tarafından 2000 yılında tanımlanan bu teknikte; Brånemark protokolünde olduğu gibi sinüs penceresi açılmaz bundan dolayı da sinüs membranının eleve edilmesine gerek kalmaz. Böylece cerrahi işlem kolaylaşırken işlem süresi de kısalmış olur. İmplantların giriş bölgesinin kret tepesine yakın olması ve daha vertikal açılı olması protetik avantaj sağlar (96).

Fissür frez ile zigomatik butressin üst kısmından sinüs kavitesine doğru bir delik açılır ve derinlikölçer ile implantın yerleştirileceği açı taklit edilir. Kret tepesinden 5 mm uzakta aynı hat üzerinde ikinci delik açılır. Böylece oluğun üst kısmı zigomanın tabanında, alt kısmı maksiller sinüs tabanında kalmış olur. Oluk butress üzerinde oluşturulur ve sinüs membranına zarar verilmez. İleri derecede maksiller atrofi gözlenen vakalarda, maksillanın lateral duvarında en az 5 mm intakt kemik bırakılmalıdır. Zigomatik implant 1. molar seviyesinden bu oluğu takip ederek yerleştirilir (96).

Koçyiğit ve arkadaşlarına göre bu prosedür uygulanırken karşılaşılabilecek en büyük zorluk, hazırlanan oluğa implantın tam olarak yerleştirilirken uyumlandırma sorunu yaşanmasıdır (99).

2.7.5.3. Ekstrasinüs Tekniği

Aparicio ve ark. tarafından tanımlanan bir tekniktir. Maksiller sinüste pencere açılmaz ve böylece membran da eleve edilmemiş olur. 2. Premolar veya 1. Molar diş hizasından drilleme yapılmaktadır ve zigomatik implant maksiller sinüsün tabanı seviyesinde maksillanın lateral duvarından çıkar. Maksillanın lateral duvarını takip eden implant zigomatik kemiğın içine girer. Bukkal konkavitesi olan hastalarda zigomatik implant ile sinüsün lateral duvarı temas halindedir. Bu teknikle maksiller sinüs korunduğu için sinüs enfeksiyon riski yoktur. İmplantların üzerine yapılacak olan protezlerde kantilever daha kısa olacağı için daha iyi biyomekanik özellik gösterir (100).

2.7.5.4. Ekstramaksiller Teknik

Bu teknikte zigomatik implant sadece zigomatik kemikten ankraj almaktadır. İmplantın zigomatik kemik dışında kalan yüzeyi yumuşak doku ile örtülür. Diğer yöntemlere göre daha basittir ve bu yöntemlerin komplikasyonlarını elemine etmeyi amaçlar. İmplant açısının protez için uygun şekilde ayarlanmasına izin veren bir tekniktir (101).

Peri-implant yumuşak dokunun implant yüzeyine adezyonu için, implant yüzeyinin oksitlenmiş olması önerilmektedir (102).

Zigoma İmplant Komplikasyonları

Literatürde zigomatik implant cerrahisiyle ilgili rapor edilen komplikasyonlar (103);

- Sinüzit ve maksiller sinüs enfeksiyonları
- İntrooral yumuşak doku enfeksiyonları
- Zigoma implantının devam eden ağrıya veya tekrarlayan sinüzite bağlı çıkartılması

- Oroantral fistül oluşumu
- Fasiyal veya peri-orbital hematoma oluşumu
- Gingival hiperplazi
- Orbital kavite penetrasyonu
- Duyu sinirlerinin parestezisi
- Malar bölgede subkutan amfizem oluşumu
- 1-3 gün orta dereceli burun kanaması olarak rapor edilmiştir.

2.7.6. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar (Sİ) kişiye özel olarak üretilen kemik yüzeyi boyunca uzanan kafes şeklinde altyapılardır. Periostun altında kemik yüzeyinin üzerinde uzanacak şekilde tasarlanan implantlar, hem maksilla ve hem de mandibula rekonstrüksiyonu için kullanılabilir. İntraosseöz dental implantlardaki osseointegrasyon süreci bu implant dizaynında geçerli değildir. Kafes şeklindeki tasarımı nedeniyle okluzal stresler protez aracılığıyla geniş alanda desteklenen kemiğe aktarılmaktadır (104, 105).

İntraosseöz dental implantların yerleştirilmesinin zor olduğu ileri derecede rezorpsiyon görülen çenelerde veya ek cerrahi gereksinimi olan vakalarda uygulanabilmektedirler. Tüm çeneye uygulanabilirken (bilateral) tek taraflı (unilateral) olarak da kullanılabilirler (104). Tam dişsiz arklar için tasarlanan bilateral Sİ'ler overdenture protezler için tam ark desteği sağlamak üzere tasarlanmışken unilateral Sİ'ler ise genellikle sabit protezler için destek olarak kullanılmaktadır (104, 106, 107). Sİ'nin atası olarak sayılan Dahl, ilk Sİ uygulamasını 1940 yılında yapmıştır. Gershkoff ve Goldberg ise 1948 yılında vitalyumdan yapılmış olan Sİ'yi mandibulaya total protez desteği olarak yerleştirmişlerdir. Bu tarihlerden sonra ise Sİ uygulaması rutin olarak uygulamaya girmiştir.

Uzun dönem başarısını inceleyen çalışmalara bakıldığında; Si'ın yerleştirilmesinden 5 yıl sonra %5 başarısızlık, 10 yıl içerisinde %22 başarısızlık, 20 yıl içerisinde %34 başarısızlık ve 20 yıl sonrasında ise %0 başarısızlık oranlarının rapor edildiği görülmüştür (108).

Young ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada başarı oranını %75 olarak göstermişler ve çalışmaya katılan 11 hastada yüksek komplikasyon olduğunu belirtmişlerdir (108).

Bodine ve arkadaşlarının 28 hasta üzerinde yaptıkları bir başka çalışma ise 10 yıllık implant başarısının %66 olduğunu rapor etmişlerdir (109).

Yanese ve arkadaşları 63 hastada yaptıkları çalışmada 10 yıllık sürede %79 başarı, 15 yıllık sürede %60 başarı oranı rapor etmiş ve uzun dönemde subperiosteal implantın başarısının düşük olduğu sonucuna varmışlardır (110).

İlk Si iskelet tasarımına baktığımızda alveolar krete direkt oturan, bütün kret boyunca uzanan ve kemiğin üzerini örten, geniş, ızgara benzeri kafesten oluşan metal bir altyapı şeklinde tasarlandığı görülmektedir (111). Tüm bu yüksek başarısızlık oranları göz önüne alındığında tasarımda bir değişime gidilmesi gerektiği anlaşılmıştır. Linkow, kemik boyunca her noktada temas eden tasarım yerine 3 noktada kemiğe uzanan tripodal tasarım modelini sunmuştur (112). Bu tasarımda implant, kortikal kemiğin en kalın olduğu simfiz bölgesi ve eksternal oblik sırta oturmaktadır. Bu bölgeler aynı zamanda rezorpsiyona en dirençli alanlardır. Bu iki bölgenin olumlu özellikleri düşünülerek geliştirilen tripodal tasarım ile implanttan kaynaklanan rezorpsiyonun önlenmesi amaçlanmıştır (108).

Si'ların başarısını artırmak için yapılan bir diğer adım ise yüzey iyileştirme işlemleridir. Uygulanan ilk Si'lar krom-kobalt-molibden alaşımından üretilmişlerdir. Rivera 1980 yılında Si'ların hidroksiapatit ile kaplanma fikrini ortaya atmıştır. Böylece kemik-implant birleşme olasılığı artırılarak fibrointegrasyondan doğan başarısızlıkların önüne geçmeyi amaçlamıştır (104, 113). Hidroksiapatit ile kaplanmış Si'ların iyileşme hızına bakıldığında kaplanmamış olanlara göre iki kat daha fazla

olduğu görülmüştür. Ayrıca hidroksiapatit ile kaplanmış yüzeylere daha hızlı ve güçlü şekilde doku adaptasyonu olduğu belirtilmiştir (105).

Sİ'nin yapımında 2 teknik kullanılmaktadır. Direkt kemik üzerinden ölçü alma tekniği ilk geliştirilen yöntemdir. Bu yöntem için 2 aşamalı cerrahi yapmak gerekmektedir. İlk cerrahi işlem, insizyon ile kemiğin tamamen açığa çıkarılmasını ve polivinilsiloksan ölçü materyali ile kemik üzerinden ölçü alınmasını içerir. Oluşturulan kemik modeli üzerine Sİ taslağı hazırlanır. Daha sonra döküm tekniği ile metal alaşım kullanılarak Sİ oluşturulur. Hazırlanan implant, ikinci bir cerrahi ile üzeri açılan kemiğin üzerine yerleştirilir. İki cerrahi işlem arasında skar dokusunun iyileşmesi ve periosteal tutunmayı sağlamak için 6 hafta beklenir. Bu 6 haftalık bekleme süresi içerisinde kemik ve diğer dokularda değişiklikler meydana gelebileceği için istenilen kemik-implant uyumu yakalanamayabilir. Ayrıca ölçü alma veya döküm işlemi sırasında genleşme ve büzülme olmaları da uyumu riske atan faktörler arasında olabilmektedir. Subperiosteal implantların yüksek başarısızlık oranlarında bu etkenlerin önemi büyüktür (104, 107, 114-116).

Intraosseoz implantların icadı ve sürekli gelişen tasarımları karşısında yüksek başarısızlık oranı bulunan, ciddi rezorpsiyon görülen ve adi metalden üretilen Sİ'ler, yavaş yavaş eski önemlerini yitirmeye başlamıştır. 1985 yılında Truitt, bilgisayar destekli tomografiyi Sİ üretiminde kullanmayı denemiştir (104). Bilgisayar destekli tomografi ile bilgisayar destekli yazılım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemini kullanarak kemiği kopyalama üzerine yoğunlaşan araştırmacılar iki aşamalı cerrahiye elemine etmenin yöntemini bulmuşlardır. Böylece Sİ uygulaması basitleştirilmiş, çene kemiğinin birebir kopyası elde edilmiş ve kemiğe hassas bir şekilde uyan implant elde edilmiştir (117). Bu yöntemle elde edilen implantların kemiğe uyumunun direkt ölçü tekniğiyle elde edilenlere göre daha iyi olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (111, 118, 119).

Sİ'ler, intraosseoz implantların gelişimi ile terkedilmiş ve uzunca süre üzerine düşülmemiş bir tekniktir. Ancak ileri derecede rezorpsiyon görülen ve ileri cerrahi tekniklere başvurmak istenmeyen vakalarda iyi bir alternatif olabilmesi için yıllar

içerisinde çeşitli modifikasyonlar yapılmaya çalışılmıştır. Bilgisayar destekli yazılımların günümüzde sıklıkla kullanılması S.İ.'lerde modifikasyonlar yapılmasını kolaylaştırmıştır. Böylece iki aşamalı cerrahi gereksinimi ortadan kalkarken daha iyi bir kemik-implant uyumu yakalanmıştır (104, 105). Bir diğer gelişme ise krom-kobalt-molibden alaşımı terkedilerek intraosseöz implantlarda kullanılan titanyum metaryalinin kullanılmaya başlanmasıdır (120). Ayrıca son zamanlarda young modülü kemiğe oldukça yakın olan polietilen eter keton'un (PEEK), Sİ üretiminde kullanılabileceği düşünülmüş ve bu konuda çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (121).

2.7.6.1. Titanyum Subperiosteal İmplantlar

Dental implant sistemlerinin çoğu metal veya alaşımlardan yapılmaktadır. Titanyum bunlar içinde en çok kullanılan metaldir (8). Amerikan Test ve Malzemeler Derneği, titanyumu demir ve oksijen içeriğine göre 5 gruba ayırmıştır. Tip 1, 2, 3, 4 saf titanyumu, tip 5 titanyum ise vanadyum ve alüminyum ile alaşımı olan Ti-Al6-V4 materyalini temsil etmektedir. Tip 1 titanyum saflık derecesi en yüksek titanyum iken, tip 4 titanyum en yüksek dayanıma sahiptir. Tip 5 titanyum; vanadyum içermesi nedeniyle saf titanyum tiplerine göre daha toksik olup, daha fazla iyon salınımına sebep olmaktadır ayrıca titanyumun saflık derecesi azaldıkça, daha az kemik teması oluşturmaktadır.

Dental implantlar genellikle Tip 2, Tip 4, Tip 5 titanyum materyalleri kullanılarak üretilmektedir (85). Sİ üretiminde tercih edilen materyal ise 920 MPa gerilme direnci, 116 000 MPa young modülü ve 0.31 poisson oranına sahip Tip 5 (Ti6Al4V) titanyumdur (122).

Genel olarak biyouyumlu olarak kabul edilen titanyuma bağlı alerjik reaksiyonlar son yıllarda klinik olarak raporlanmaktadır. Titanyumla ilişkili dermatit ve granülomatöz reaksiyonlara sebep olan titanyumun genel sağlık sorunlarına yol açabileceği bildirilmiştir (123).

Korozyona dirençli olduğu bilinen titanyumun, çevre dokularda ve rejyonel lenf nodlarında artmış titanyum konsantrasyonuna sebep olduğu bildirilmiştir (124).

Ayrıca titanyumun metalik renginden dolayı, peri-implantitise bağlı kemik kayıpları ve dişeti çekilmeleri görüldüğünde veya ince fenotipe sahip hastalarda gri yansımalar sebep olmaktadır. Özellikle estetik bölgelerde bu durum olumsuz sonuçlar doğurabilmektedir (124, 125).

2.7.6.2. PEEK Subperiosteal İmplantlar

İlk olarak 1978 yılında geliştirilen PEEK; yarı kristalin, lineer, polisiklik, aromatik bir termoplastik materyaldir ve PEEK'in meydana gelme reaksiyonu; eter eter keton monomerinin polimerize olması sonucu oluşan bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonudur (126, 127). PEEK'in implante edilebilir, biyouyumlu bir materyal olarak geliştirilmesi için yapılan araştırmalar 1980'li yıllara dayanmaktadır. 1990'ların sonuna doğru bu materyal ortopedi ve travma vakalarında plak olarak kullanılmaya başlanmıştır (121).

Hastaların metal içermeyen materyalden yapılmış ürünlerle dental tedavi isteği gün geçtikçe artmakta ve bu yüzden titanyuma alternatif materyal arayışı hız kazanmaktadır (128). Titanyuma alternatif biyouyumlu materyal arayışında en ümit vadeden ürün ise young modülü kemiğe en yakın olan PEEK'tir. %30 karbon fiber takviyeli poli eter eter keton, kortikal kemik ile benzer young modülüne sahip olmasından dolayı dental implant materyali olarak titanyumla kıyaslanabilir olduğu öne sürülmüştür (129). Koroziv direnci yüksek ve kimyasal dayanıklılığı güçlü olan bu biyomateryal; alerjisi olan hastalarda, düşük alerjenik özelliklerinden dolayı implantlar açısından alternatif bir biyomateryal olarak düşünülmüştür.

İlk olarak 1998 yılında dental implant materyali olarak uzun vadeli bir biyomateryal olarak önerilmiştir (121). Ancak önceki yıllarda yapılan çalışmalar, titanyum ile kıyaslandığında PEEK'in zayıf osteokondüktif ve hidrofobik özelliği nedeniyle osteoblast farklılaşmasını uyarma konusunda yetersiz kaldığını göstermiştir (129). Bu yüzden PEEK'in mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için bir takım düzenlemeler yapılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte, PEEK'in implant materyali

olarak kullanımının çok yaygın olmaması nedeniyle uzun süreli takipleri ile ilgili yeterli veri bulunmamaktadır (127).

2.8. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, vücudun organları ve dokuları arasındaki her türlü etkileşimi tanımlayan ve biyolojik dokuların maruz kaldığı kuvvetler karşısındaki davranışlarını inceleyen bilim dalıdır (130). Dental implantların uzun dönem başarısında temel biyomekanik prensipleri ve implantların biyomekaniğini etkileyen faktörlerin iyi anlaşılması önemli bir rol oynamaktadır ve materyallere gelen kuvvetlerin ve etkilerinin anlaşılabilmesi için biyomekanik kavramların iyi bilinmesi gerekmektedir (51). Fonksiyonel streslerin implant ve çevre dokuya iletimini kontrol altına almak başarısızlığı önlemek için gereklidir. İdeal implant pozisyonu, sayısı ve açısı ve buna uygun yapılan protetik üst yapılar ile biyomekanik faktörlerin ideal şartlarda sağlanması implantların ve protezlerin uzun dönem başarısını artıracaktır. İmplant ve implant üstü protezler birçok farklı materyal kullanılarak yapılan kompleks bir yapıdır. Kullanılan her materyal farklı mekanik özellik sergiler. Bu farklı mekanik özellikler sergileyen materyaller bir bütün olarak işlev görmektedir ve bu yüzden birlikte değerlendirilmelilerdir. Çoklu eleman içeren bu tarz yapılarda tek bir materyalin mekanik özelliği, tüm yapının maruz kaldığı kuvvetler karşısında verdiği cevap hakkında doğru bir fikir vermez (130).

2.8.1. Kuvvet Tanımı

Kuvvet, Isaac Newton tarafından 1687 yılında 'cisimleri harekete zorlayan ve/veya şekillerini değiştiren etkidir' şeklinde tanımlanmıştır. Diğer bir tanım ise, bir cismin bir başka cisim üzerindeki etkisidir. Kuvvet, vektörel büyüklük olarak tanımlandığı için yoğunluk, süre, yön ve çarpım faktörlerine bağlıdır. Newton yasasına göre kuvvet (F), cismin kütlesi (m) ve ivmesinin (a) çarpımı olarak ifade edilir ($F = m \times a$). Cisimlere kuvvet etki ettiğinde ya hareket ederler ya da şekil değiştirirler (131).

Dental implantlar üzerine gelen kuvvetlerde önemli olan nokta, kuvvetin süresi, yönü, tipi, büyüklüğü ve şiddetidir. Protetik restorasyonların okluzal

morfolojisi implant ve destek dokulara iletilen kuvvetin yönünü direkt olarak belirlemektedir (132).

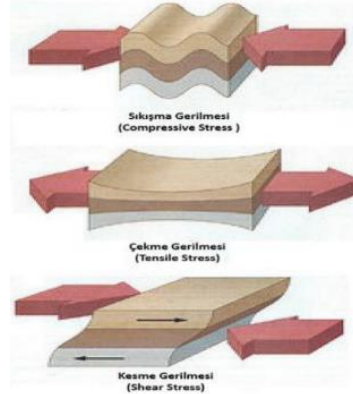
Kuvvet iletimi ile ilgili yapılan bir analizde sisteme tekil, yayılı veya kütle kuvvetleri etki edebilmektedir. Seçilen eleman ve düğüm noktalarına belirlenen açıda etki eden kuvvetler tekil kuvvetlerdir. Yayılı kuvvetler bir kenar veya bir alanda etkili olurken, kütle kuvvetler ise eleman hacmi için geçerli olan bir ağırlık kuvvetidir (133).

2.8.2. Stress (Gerilme)

Kuvvet uygulanan bir cismin birim alanında uygulanan kuvvete karşı oluşturduğu tepki olarak tanımlanmaktadır. Simgesi ' σ ' dir. Hesaplanması için "Gerilim (S) = Kuvvet(F) / Alan(A)" formülü kullanılmaktadır. Bir diğer deyişle stress, kuvvet ile doğru, alan ile ters orantılıdır. Ölçü birimi olarak kullanılan Pascal (Pa) metrekare başına uygulanan kuvvete eşdeğerdir (1Pa= 1 N/m²). Diş hekimliği alanındaki araştırmalarda incelenen boyutlar genellikle mm olarak tanımlandığı için Megapascal (MPa = N/mm²) ölçü birimi daha çok tercih edilmektedir (130).

Kuvvet uygulamasının sonucunda cisimde üç tip gerilme oluşmaktadır (130).

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress); Aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipidir.
- Çekme Gerilmesi (Tensile stress); Aynı doğrultuda ancak ters yöndeki iki kuvvetin, cismi uzamaya zorlayarak bütünlüğünü bozmaya yönelik oluşturduğu gerilme tipidir.
- Kesme Gerilmesi (Shear Stress); Farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipidir.



Resim 2.6. Cisimlerde oluşan sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkisi

Yük uygulanan cisimlerde çoğunlukla tek bir tip gerilme yerine, aynı anda üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bir gerilme hali meydana gelmektedir (130).

Reilly tarafından 1975 yılında yapılan bir çalışma kortikal kemiğin sıkışma gerilimine karşı en dayanıklı, çekme gerilimine karşı % 30, kesme gerilimine karşı % 65 daha zayıf olduğunu göstermiştir (134). Aynı şekilde kemik-implant arayüzüne baktığımızda çekme ve kesme gerilimine kıyasla sıkışma gerilimine daha fazla adapte olabilmekte ve bu yüzden okluzal yükleme yapılırken kesme geriliminden olabildiğince kaçınılmaya çalışılmalıdır (135). Çiğneme ile birlikte oluşan okluzal stresler fizyolojik limitler dâhilinde olduğunda kemik tarafından tolere edilebilmektedir. Ancak bu limitleri aşan stresler implant çevresinde kemik rezorpsiyonuna sebep olmaktadır. Bir implantın ömrü kuvvetin yönünden, süresinden ve yoğunluğundan etkilenmektedir. Vertikal doğrultuda iletilen kuvvetler implant için yıkıcı değilken horizontal ve oblik doğrultuda iletilen kuvvetler implant için potansiyel risk oluşturmaktadır (132).

Alan ile ters orantılı olan stresi azaltmak için, yüzey alanını büyütmek gerekmektedir. Doğal diş kökleri etrafındaki periodontal ligament gelen kuvveti absorbe eder ve böylece kök uzunluğu boyunca stres etrafındaki kemiğe yayılırken implantlarda gelen kuvvetler direkt kemiğe iletilir ve homojen bir şekilde dağıtılamaz (136). İmplantlara ulaşan kuvvet yoğunluğu eksen dışı yüklemelerin azaltılması ile

düşürülebilir. İmplant servikalini saran, oklüzal yüzeyin 5 mm altındaki fonksiyonel transversal alan, stresin yayılması ve taşınmasını sağlayan yüzey olarak tanımlanır ve implant geometrisinin ayarlanmasıyla optimize edilebilir (137).

2.8.3. Strain (Gerinim)

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında kuvvet sonucu oluşan stres yapıda deformasyona sebep olur. Bu stres nedeniyle malzemenin birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi gerinim (strain) olarak ifade edilir ve " ϵ " simgesiyle tanımlanır. Gerinimin ölçüsel birimi yoktur, inch/inch ya da cm/cm olarak ifade edilir ve deformasyonun, orjinal uzunluğa oranlanmasıyla hesaplanır. 1 gerinim (strain) %100 uzamayı belirtmektedir (133). Kuvvet uygulanan bir katı yapıda çekme gerilmesi sonucu uygulanan kuvvet yönünde uzama; sıkışma gerilmesi sonucu uygulanan kuvvet yönünde kılma meydana gelmektedir (130).

Gerinim cisim üzerinde elastik veya plastik şekilde etki gösterebilir. Katı bir cisim kuvvet uygulandığında şekil değiştiriyor ve kuvvet ortadan kalktıktan sonra eski haline dönüyorsa bu tip şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme denmektedir. Aynı şekilde kuvvet ortadan kalktıktan sonra az bir miktarda şekil değişimi görülüyorsa bu elesto-plastik şekil değiştirme olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet karşısında kalıcı bir şekil değişikliği ve deformasyon var ise plastik şekil değiştirme görülmektedir.

Materyallerin kuvvet karşısındaki stres ve strain değerlerini grafik haline getirecek olursak stres-strain eğrisi elde etmiş oluruz. Bu grafikler materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırmak için kullanılmaktadırlar(138).

2.8.4. Young (Elastisite) Modülü

İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlanmıştır Kuvvete maruz kalan materyaldeki elastik şekil değişimini ve maddenin sertliğini ifade eder ve gerilme/gerinim oranı ile hesaplanmaktadır (138). Bir diğer deyişle gerilmenin birim uzamaya bölünmesi olarak tanımlanmaktadır. Simgesi 'E' birimi ise MPa'dır. Materyalin sertlik derecesini belirten Young modülünün değeri arttıkça

deformasyona direnç de artmaktadır. Ancak bu değer materyalin dayanıklılık ve esnekliğiyle ilgili bilgi vermez (133, 138). Young modülü farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır. Sert maddelerin bozulmaya karşı yüksek iç dirençe sahip olması nedeniyle Young modülleri yüksektir. Kompakt kemiğin elastiklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna en iyi örnektir (133).

$$\text{Young Modülü}(E) = \text{Gerilme } (\sigma) / \text{Gerinim}(\epsilon)$$

2.8.5. Poisson Oranı

Bir cisme kuvvet uygulandığında cismin hem eninde hem de boyunda deformasyon oluşur (138). Uygulanan kuvvete bağlı materyalin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya oranına 'Poisson Oranı' denir ve "V" simgesiyle tanımlanır (130, 139). Yani Poisson oranı, bir eksendeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır (133). Bir nesneye çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kılma meydana gelmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Poisson oranı teorik olarak $-1 < V < 0,5$ olmak üzere sınırlı bir değere sahiptir. Mükemmel izotropik elastik bir malzeme için Poisson oranı 0,25 olarak kabul edilir (139).

2.8.6. Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanan "Hooke Kanunu" belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerinimin, gerilim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörmektedir. Bir başka deyişle bir maddenin bozulmasının, bozulmaya sebep olan kuvvetle doğru orantılı olduğunu açıklar. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim, kuvvet katsayısını verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit (sert), düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar (133). Kısaca 'kuvvet ne kadarsa, uzama da o kadardır' kelimeleriyle özetlenebilmektedir (140).

2.8.7. İzotropik ve Anizotropik Cisim

Aksiyel, lateral ve diğer tüm eksenlerde benzer özellikler gösteren materyallere izotropik materyal, farklı özellik gösterenlere ise anizotropik materyal denir. Bu tanımda gerilme-şekil değiştirme ilişkileri young modülüne ve poisson oranına bağlı olarak tanımlanabilmektedir. İzotropik cisimlerdeki kimyasal bağlanma uniform ve her yerde aynı özellik gösterirken, anizotropik materyalin molekülleri arasında farklı ve değişken kimyasal bağlanma görülmektedir (141).

Yapılan birçok çalışmada kullanılan modeller izotropik özellikte olarak kabul edilmektedir. İzotropik olmayan materyaller günümüz teknikleriyle ölçülememektedir (142).

2.8.8. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cismin içinde noktadan noktaya değişmediğinin, uniform olduğunun kabulüdür. Metaller, alaşımlar, seramikler homojen olarak kabul edilirler (141).

2.8.9. Principal Stres (Asal Gerilim)

Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda asal gerilim değerleri elde edilmektedir. Normal stresler ' σ ' ile sembolize edilirken ve kesme stresleri ' τ ' ile sembolize edilmektedir. Principal Stres; maksimum principal stres, intermediate principal stres ve minimum principal stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar. Maksimum principal stres (P_{max}) pozitif bir değer olup, en yüksek gerilme stresini ifade etmekte, minimum principal stres (P_{min}) ise negatif değer olup en yüksek sıkışma gerilimini göstermektedir (133).

σ_1 : Maksimum principal stresi simgeler, pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini ifade eder.

σ_3 : Minimum principal stresi simgeler, negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade eder.

Analiz sonuçlarında eksi değerler sıkışma streslerini ifade ederken, artı değerler ise gerilme streslerini tanımlamaktadır. Hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük değerde ise kullanılan stres elemanı o stres tipinin etkisindedir ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki etmektedir. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilmektedir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanmaktadır.

Kemik gibik kırılğan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Bunun sebebi ise, maksimum principal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur (140).

2.8.10. Von Mises Stres

Biçim değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen enerji hipotezi Dr. R. Von Mises ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirilmesinde kullanılır. Simgesi ' σ_e ' olan Von Mises gerilmesi esneyebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir (133, 140). Von Mises stresi çeşitli matematiksel varsayımların yardımıyla elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmeleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir.

Von Mises stres değeri principal stresten farklı olarak streslerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir. Ancak gerilimlerin tipi ve yönü hakkında herhangi bir bilgi vermez (143).

Materyal fazla gerilmelere maruz kaldığında Von Mises stresi, materyalin çekme dayanımını aşarsa malzemede hasar (kırılma/kopma) görülmektedir. Bu nedenle malzemede hasar oluşmaması için Von Mises gerilmesi, malzemenin çekme dayanımına eşit veya çekme dayanımından küçük olmalıdır (134).

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principal stres değerinden hesaplanır;

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

Bu formül sayesinde, oluşan stresler nicelik ve nitelik amacıyla değerlendirilebilir. Bunun yanında Von Mises Stres değerleri, streslerin dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir fikir edinebilmek için kullanılmaktadır (140).

2.8.11. Tensile Strength (Çekme Dayanımı)

Malzemeye aynı doğrultuda fakat zıt yönlü 2 kuvvet uygulandığında malzemenin kırılmadan dayanabileceği maksimum yük miktarıdır. Bir diğer deyişle malzemenin kopuncaya veya kırılıncaya kadar dayanabildiği en yüksek çekme gerilmesi, çekme dayanımı olarak adlandırılır. Uygulanan kuvvet malzemenin çekme dayanımını geçtiği anda malzemede kopma meydana gelir. Bu gerilme çekme diyagramındaki en yüksek gerilme değeri olup, uygulanan en yüksek kuvvet ile bulunur (130).

2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde ağız içinde oluşan kuvvetlerin çok iyi anlaşılıp analizlenmesi, yönlendirilmesi, fizyolojik sınırlar içinde tutulabilmesi ve yapılan restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerine en uygun şartlarda olmasına özen gösterilmesi son derece önemli bir husustur. Bu yüzden biyolojik yapılarda ve materyallerde oluşan

gerilimlerin belirlenmesi ve mekanik dayanıklarının artırılması için çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (144).

2.9.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden iki veya üç boyutlu bir modeli elde edildikten sonra karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline çeviren bu yöntemde oluşan stresler Polariskop ile tespit edilmektedir (148). Analiz için kullanılan cisim çift kırınım özelliği göstermelidir. Eğer bu cisim çift kırınım özelliğine sahip değilse cismin modeli çift kırınım özelliğine sahip olacak bir materyalden üretilir ya da cisim çift kırınım özelliğine sahip bir materyal ile kaplanır (145).

2.9.2. Gerilim Ölçer Kuvvet Analizi

Belirli bir yük altında kalan yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan bir analizdir. İn-vivo olarak ağız içinde oluşan streslerin değerlendirilmesini sağlamaktadır. Gerilim ölçer (strain gauge) olarak adlandırılan mekanizma mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik sisteme sahiptirler (144).

2.9.3. Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analizi

Modelin üzerine vernik malzemesi homojen şekilde püskürtüldükten sonra model fırınlanarak sertleşmesi sağlanır. İstenilen yön ve şiddette modele kuvvet uygulanır. Oluşan çatlaklar, gerilim büyüklüğü ve doğrultusu hakkında bilgi verirken çatlakların sıklığı kuvvetin yoğunlaştığı bölgeleri göstermektedir. Hazırlanan modelin oluşan çatlaklar nedeniyle tekrar kullanılamaz oluşu ve canlı dokular üzerinde uygulanamaması bu yöntemin dezavantajıdır (146).

2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Kuvvet Analizi

Holografik film üzerine lazer ışını kullanılarak modelin 3 boyutlu görüntüsünün kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir ve deformasyon miktarı holografik filmde

oluşan görünür ışık saçakları ile tespit edilir. Bu yöntemin avantajları arasında aynı örneğin tekrar incelenebilir olması, orijinal büyüklükteki cisimler üzerine direkt uygulanabilmesi, dış etkenlerin materyalde meydana getirdiği değişiklikleri gözlemleyebilmesi sayılabilmektedir. Ancak yalnızca dış yüzeyde inceleme yapılabilmesi, cismin istenmeyen hareketi sonucu oluşan saçakların holografik değerlendirmeyi engellemesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (146).

2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Lord Kelvin tarafından tanımlanan ve homojen, izotropik bir materyale düzenli yapılan yüklemelerle ısıda oluşan değişimlerin incelenerek, materyaldeki asal gerilimlerle ilişkilendirildiği yöntemdir (144).

2.9.6. Radyoteleometri ile kuvvet analizi

Güç kaynağı, radiotrasmitter, alıcı, cisme adapte edilmiş bir gerilim ölçer, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydediciden oluşan bir düzeneği olan yöntemde veriler herhangi bir aracıya ihtiyaç duyulmadan transfer edilebilmektedir.

Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmaktadır. Bu durum radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonucu oluşturmaktadır. Veri iletiminde kablo kullanılmaması bu yöntemin avantajı iken termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental materyallerde oluşturduğu etkilerin ve canlı dokulardaki gerilim dağılımının değerlendirilememesi dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (144).

2.9.7. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Bilgisayar ortamında biyolojik yapıların taklit edilmesi esasına dayanan sonlu elemanlar analiz (SEA) yöntemi çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniğidir (144). Kompleks geometriye sahip olan yapıların küçük elemanlara bölünerek analitik çözümleme yapılmasını sağlayan bir tekniktir (147). 1909 yılında Ritz tarafından tanımlanan numerik analiz metodu bu yöntemin ilk basamağı olarak görülmektedir. Havacılık ve uçak mühendisliği için 1960 yılında ilk kullanımı gerçekleştirilen SEA,

ilerleyen yıllarda birçok farklı mühendislik dallarında kullanılmıştır. Kompleks problemlere kesin çözümler sunabilen bu metot diş hekimliği kullanımına ise Ledley ve Huang tarafından dâhil edilmiştir. 1973 yılına gelindiğinde Tesk ve Widera implant çevresi kemikte oluşan gerilim değerlerini inceleyerek implantoloji alanındaki ilk sonlu elemanlar analizini gerçekleştirmişlerdir (148). SEA zaman içinde mühendislik dışında ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, plastik, rekonstrüktif ve estetik cerrahi ve diş hekimliği gibi alanlarda da popülerlik kazanan bir yöntem haline gelmiştir (149). Bir kez bilgisayar programı yazıldıktan sonra sadece giriş verisi değiştirilerek birçok soruna çözüm sağlayan yöntemde modelin çizgisel, iki boyutlu veya üç boyutlu analizi yapılabilmektedir ancak üç boyutlu analiz asimetrik yapılarda daha gerçekçi sonuçlar verdiği için diş hekimliği alanında daha çok tercih edilmektedir (146, 149).

2.9.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar

Eleman (Element)

SEA yapılırken sistemi tanımlayan bölge eleman adı verilen sonlu sayıda basit geometrik şekillere bölünür. Eleman sayısı arttıkça sonuçların gerçeğe yakın olma ihtimali de artmaktadır. Elemanlar incelenecek olan ana modelin geometrisini taklit eder ve bu modelin her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. İncelenecek olan modelin elemanlara bölünmüş haline ise matematiksel model denmektedir (150).

Düğüm (Node)

Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm (node) denir. Düğümler vasıtasıyla bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansımaktadır (150).

Ağ Yapısı (Mesh)

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi programlar kullanıcıya da ağ üretme imkânı tanımaktadır. SEA net olmayan yaklaşık

sonuçlar sağlasa da, ağ (mesh) boyutu kltlp dėđm sayısı artırılarak SEA sonuçlarının doğruluğu artırılabilir (147).

Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları, cismin nereden sabitlendiğini, cismin hareketinin nereden engellendiğini gösterir ve analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (147, 151).

Katı Modelleme

En st düzeyde modelleme tekniğidir ve gerçek anlamda cismin i ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. SEA uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve ağ yapısı oluşturulmaktadır ve teknolojik gelişmeler sayesinde son yıllarda daha doğru anatomik modeller elde edilebilmektedir. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin i ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin i geometrik formu incelenebilmektedir (147, 151).

2.9.7.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları

Sonlu elemanlar analizinin 3 aşaması bulunmaktadır (152);

1. Hazırlık Aşaması (Pre-processing): Manyetik rezonans ve/veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri bilgisayar yazılımına aktarılır veya bilgisayar destekli tasarım ile iki veya üç boyutlu model oluşturulur. Modellenen yapı eleman adı verilen geometrik parçalara bölünerek ağ yapısı oluşturulur. Materyalin young modülü ve poisson oranları, yükleme koşulları ve sınır koşulları belirlenir.

2. zmlleme (Processing): Bilgisayar yazılımı ile yazılım formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve zmlleme gibi hesaplamaların yapıldığı aşamadır.

3. Sonuç Aşaması (Post-processing): Sonuçlar ve doğrulamalar bilgisayar programları yardımıyla alınır. Burada etmen, düğüm noktalarında elde edilen değerlerdir. Ne kadar çok düğüm noktası varsa gerçek değerlere o kadar yaklaşılr. Yapılan analizler sonucunda farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir ve asal gerilimler (principal stresses), aksiyel gerilimler (axial stress), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon veya eşdeğer gerilimler (equivalent stress) bu verileri oluşturmaktadır (147). Kemik gibi kırılğan materyallerde asal stres değerlerinden yararlanılırken; implantlar, abutmentler gibi çekilebilir malzemelerde daha güvenli sonuç veren Von Mises stres değerlerinden faydalanılmaktadır (153).

2.9.7.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip gerçek bir klinik durumu modelleme işlemini kolaylıkla oluşturulabilir (154).
- Üst üste binen yapıların görselleştirilmesini sağlar.
- Anatomik kraniyofasiyal yapıların özellikleri ve malzeme özellikleri değerlendirilebilir.
- Uygulanan bir kuvvetin büyüklüğü ve yönü bulunabilir.
- Teorik olarak ölçülebilen stres noktaları sağlar.
- Uygulanan kuvvetin malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Hem statik hem de dinamik analizler yapılabilir.
- Daha az zaman harcanır.
- Çalışma birçok kez tekrar edilebilir.

- Stres ve strain değerlerini ölçmek için hayvanları sakrifiye etmeye gerek yoktur (154).

2.9.7.4. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları

- Doğru analiz için model sisteminin gerçeğe yakınlığı sağlanmalıdır.
- Yanlış bilgi ve yorum, tamamen yanlış sonuçlar doğuracaktır.
- Mesleki bilgi, bilgisayar bilgisi, tecrübe ve değerlendirme kabiliyeti gerektirir.
- Analiz yazılımı güvenli olmalı, kullanılan bilgisayar donanımlı olmalıdır.
- Hatalı sonuçlara açıktır. SEA tarafından sağlanan gerilme değerleri, gerçek olanlarla mutlaka aynı değildir. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya bağlıdır (137, 154).

2.9.7.5. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dental Alanda Kullanımı

Weinstein ve ark. 1976 yılında SEA'yı dental implantolojide kullanarak bu alanda bir ilke imza atmışlardır. Özellikle son yıllarda SEA, dental alanda sıklıkla kullanılmaktadır. Bu analiz yöntemi implantın üzerine gelen fonksiyonel kuvvetlerin, implant ve çevre dokularda oluşturduğu stresin değerlendirilmesine imkân tanımaktadır. Kısa implantlar, kişiye özel implant tasarımı, zigomatik implantlar, açılı yerleştirilen implantlar gibi dental implantolojinin birçok alanıyla ilgili sayısız SEA ile yapılmış çalışma bulunmaktadır (155).

İn vitro bir araştırma metodu olan SEA'nın güvenilirliği ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Baiamonte ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada maymun mandibulasına implant yerleştirilmiş ve osseointegrasyon tamamlandıktan sonra gerilim değerleri hem in vitro hem de SEA tekniği ile değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçların yüksek oranda birbiriyle örtüşmesi çalışmacıların, SEA'nın dental alanda güvenilir bir teknik olduğu sonucuna varmalarına sebep olmuştur (12).

SEA çalışmalarının dezavantajına baktığımızda, canlı dokuları taklit etmek için kişiden kişiye değişebilen kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğu gibi faktörlerin sabit bir veri olarak düşünülmesi gerekliliğidir. Ne yazık ki günümüz teknolojisi doğal koşulların tüm ayrıntılarını modellere aktarmayı mümkün kılamamaktadır (155).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

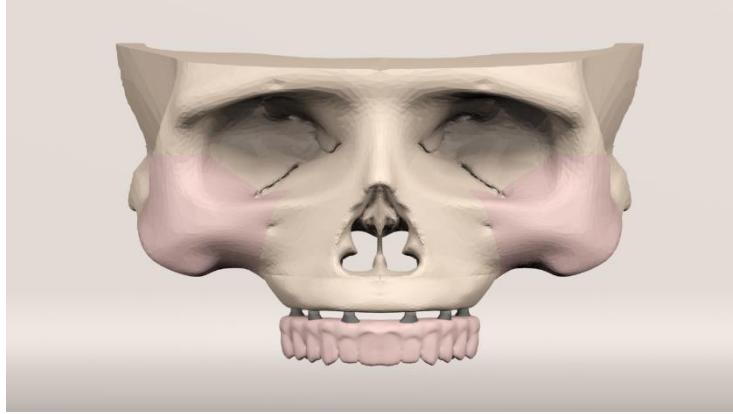
Bu araştırma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiş olup Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2021-19345 proje kodu ile desteklenmiştir.

Bu çalışmada, atrofik total dişsiz maksilla için 4 farklı senaryo tasarlanmış ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak fonksiyonel kuvvetler altında kortikal kemiğin, trabeküler kemiğin, implantların, abutmentların ve protetik alt yapının verdiği cevap incelenmiştir. Çalışmamızda tasarladığımız her bir model, aynı lokalizasyonda ve aynı çapta 6 adet abutment içermektedir.

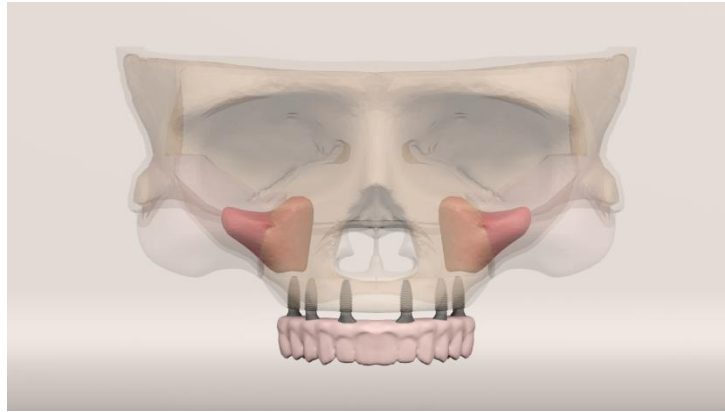
Araştırmamızda kullanılan atrofik total dişsiz maksilla, tüm alveolar kret boyunca kalınlığı 3 mm, nazal taban-kret tepesi mesafesi 11 mm, maksiller sinüs tabanı-kret tepesi mesafesi 5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır.

Model 1- İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla

Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya, anterior iliak krestten alınan otojen blok kemik grefti yerleştirilerek horizontal yönde kemik arttırımı yapılmıştır. Posterior bölgeye açık sinüs yükseltme işlemi uygulanmıştır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasına 3,75 mm çapında 10 mm uzunluğunda 6 adet Brånemark System (Nobel Biocare® AB, Goteborg, Sweden) intraosseöz implant ve her bir implant için 3,5 mm çapında abutment yerleştirilmiştir. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 1 oluşturulmuştur.



Resim 3.1. İliak kemik grefti ile rekonstrükte edilmiş maksilla ve protetik üst yapı

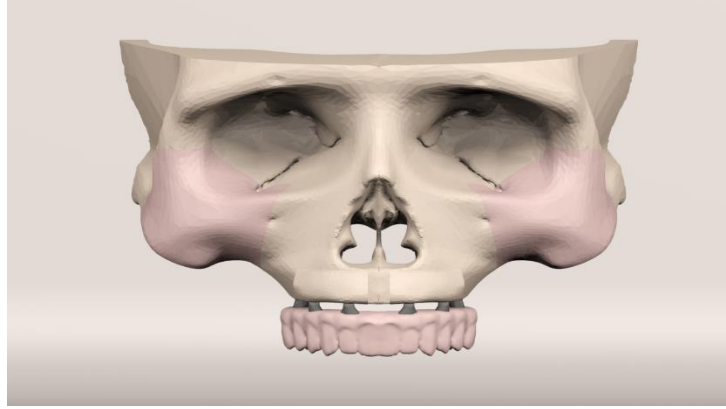


Resim 3.2. İliak kemik grefti ile rekonstrükte edilmiş maksilla, trabeküler kemik, maksiller sinüs ve protetik üst yapı

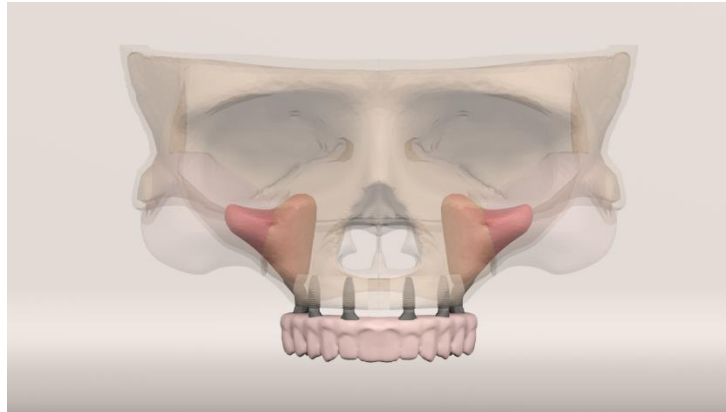
Model 2 – Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla

Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya, ramustan alınan otojen blok kemik grefti 2 ve 4 numaralı dişler arasındaki bölgeye iki parça olacak şekilde uygulanarak horizontal yönde kemik artırımını sağlanmıştır. 6 numaralı diş bölgesinde iki adet 4,1 mm çapında 35 mm uzunluğunda Brånemark System zigomatik implantlar (Nobel Biocare® AB, Goteborg, Sweden) alveoler kemiğin palatinalinden başlayıp, maksiller sinüsün posterior duvarından geçip zigomatik kemiğin tabanında sonlanacak şekilde intrasinüs tekniği ile uygulanmıştır. 2 ve 4 numaralı dişler hizasına 3.75 mm çapında 10 mm uzunluğunda 4 adet Brånemark System (Nobel Biocare®

AB, Goteborg, Sweden) intraosseöz implantlar ve her bir implant için 3.5 mm çapında abutmentler yerleştirilmiştir. Zigoma implantlarda multi-unit abutmentler kullanılmıştır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 2 oluşturulmuştur.



Resim 3.3. Zigomatik implantların kullanıldığı maksilla ve protetik üst yapı

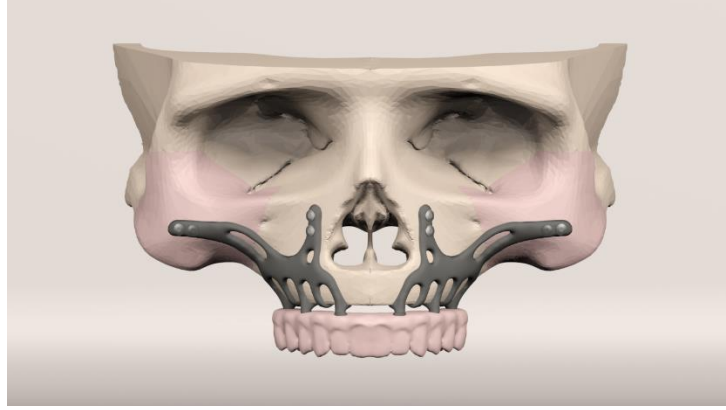


Resim 3.4. Zigomatik implantların kullanıldığı maksilla, trabeküler kemik, maksiller sinüs ve protetik üst yapı

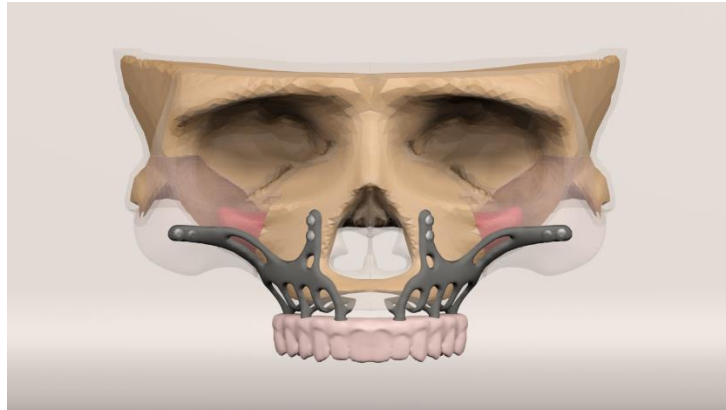
Model 3 - Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya iki parçadan oluşan ve tip 5 titanyum materyalinden üretilen subperiosteal implantlar uygulanmıştır. Her bir subperiosteal implantın kanin ve zigomatik butress bölgelerine uzanan iki adet kanadı ve ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasında toplam 6

adet abutment yer almaktadır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 3 oluşturulmuştur.



Resim 3.5. Titanyum subperiosteal implant kullanılan maksilla ve protetik üst yapı

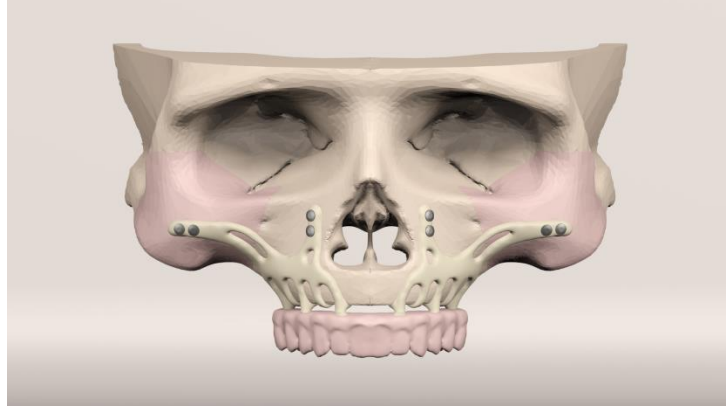


Resim 3.6. Titanyum subperiosteal implant kullanılan maksilla, trabeküler kemik, maksiller sinüs ve protetik üst yapı

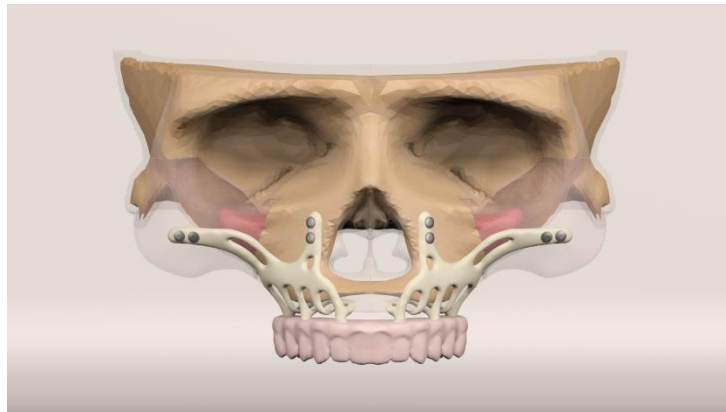
Model 4 - PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya iki parçadan oluşan ve polieter eter keton (PEEK) materyalinden üretilen subperiosteal implantlar uygulanmıştır. Her bir subperiosteal implantın kanin ve zigomatik butress bölgelerine uzanan iki adet kanadı ve ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasında

toplam 6 adet abutment yer almaktadır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 4 oluşturulmuştur.



Resim 3.7. PEEK subperiosteal implant kullanılan maksilla ve protetik üst yapı



Resim 3.8. PEEK subperiosteal implant kullanılan maksilla, trabeküler kemik ve protetik üst yapı

Sonlu elemanlar stres analiz programlarının amacına uygun bir şekilde çalışabilmesi ve sonuçların doğru bir şekilde elde edilebilmesi için, sistemde kullanılan materyallerin analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gereklidir. Bizim çalışmamızda sistem elemanlarını; maksiller kemik, zigomatik kemik, maksiller sinüs, zigomatik ve intraosseöz dental implantlar, subperiosteal implantlar, abutmentlar, titanyum alt yapı ve protetik üst yapı oluşturmaktadır.

Çalışmamızda; implantlar ile destek dokular, implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile metal alt yapı arasındaki bağlantılar kesintisiz bir şekilde yapılmıştır

ve yük aktarımı sağlanmıştır. Modellerde kullanılan implantların, kemik dokularıyla osseointegrasyonu %100 olarak belirlenmiştir.

3.1. Materyal Özellikleri

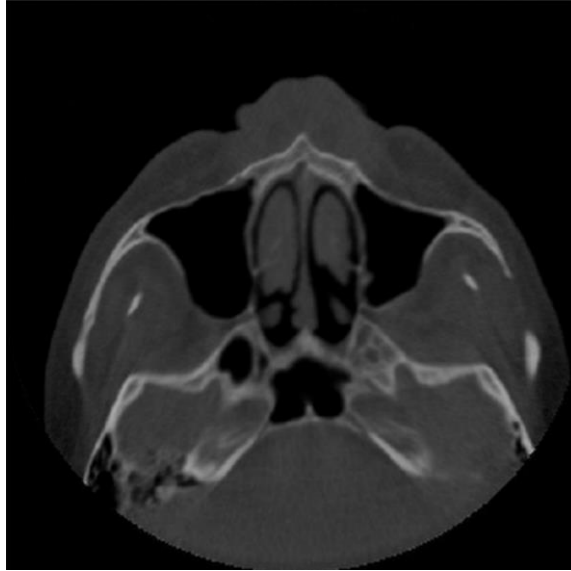
Bu çalışmada kullanılan tüm modeller homojen, izotropik ve lineer materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzerlik olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın tüm yönlerde materyal özelliklerinin bire bir aynı olduğu durumu ifade etmektedir. Lineer elastisite ise yapının gerilim ve deformasyonunun uygulanan kuvvetler karşısında oransal açıdan değişiklik göstermesini tanımlamaktadır. Trabeküler kemiğin modellenmesinde D4 kemiğe ait materyal özelliği kullanılmıştır. Sistem elemanları için kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Kullanılan materyallerin Young modülü ve Poisson oranları (8, 156-159)

	Young Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
İliak kortikal	15000	0.33
İliak kansellöz	1500	0.3
Maksilla kortikal	13700	0.3
Maksilla kansellöz	1370	0.3
Ramus kortikal	148000	0.3
Ramus kansellöz	18500	0.3
Titanyum	110000	0.33
Subperiosteal implant	116000	0.31
PEEK	10000	0.37
Akrilik Rezine	2700	0.35

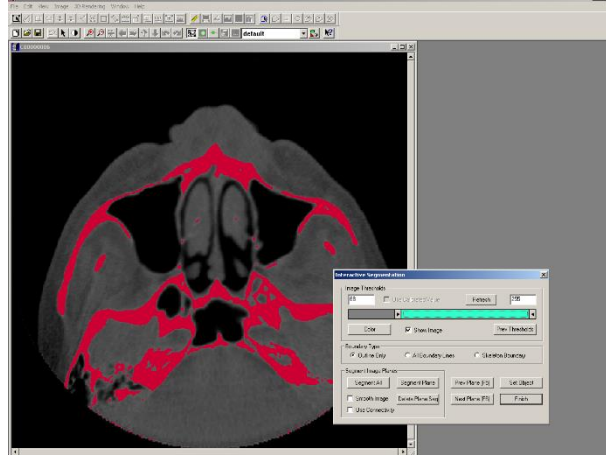
3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Üç boyutlu Modellerin Oluşturulması

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi (Resim 3.9). Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, KIBT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı (Resim 3.10.).



Resim 3.9. Tam dişsiz erişkin hastanın tomografi görüntüsü

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



Resim 3.10. Tomografi görüntülerinin 3D-doctor yazılımına aktarılması

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

3.3. Zigomatik Kemiğin ve Maksillanın Modellenmesi

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

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

Bu şekilde maksillada kortikal kemik, trabeküler kemik, protez, alt yapı parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

3.4. İmplantların, Abutmentların, Metal Alt Yapının ve Protez Üst Yapının Modellenmesi

Çalışmada zigomatik implantlar için multi-unit abutmentlar ve dental implantlar için solid abutmentler kullanıldı (Nobel Biocare® AB, Goteborg, Sweden).

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcı ile tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile kemik dokuları, protez alt ve üst parçaları ve implant vidaları arasında gerekli uyumlandırmalar yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır (Resim 3.11).



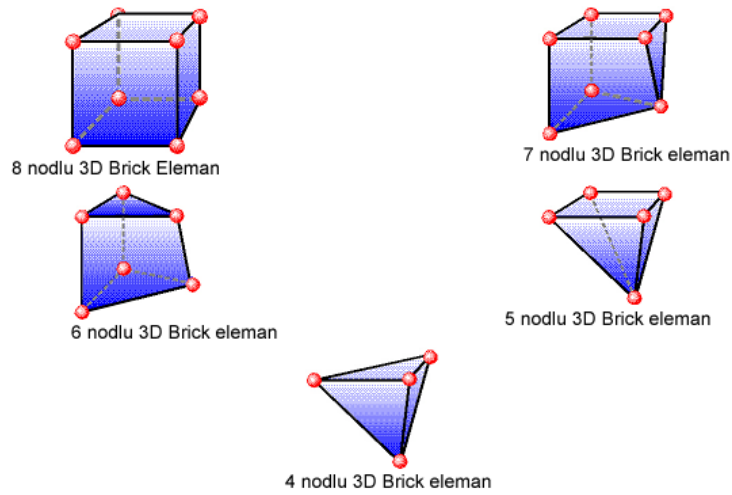
Resim 3.11. Activity 880 optik tarayıcı

VRMesh yazılımında, çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı üç boyutlu modelleme programlarında evrensel değer taşımaktadır. .stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamasını sağlamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, implant yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modeldeki fiziksel özellikleri tanıma amacıyla, materyal değerleri (Poisson oranı ve Young modülü) sistemde bulunan parametrelerin her birine verildi.

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

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

Çalışmanın reel değerler taşınması için programda imkânlar dâhilinde, belirlediğimiz çene kemiği modelinin boyutları göz önünde bulundurularak fazla eleman sayısı seçilmiştir. Meshleme işleminde, modeller 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde, ihtiyaç duyulduğunda daha az sayıda düğüm içeren elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamaların daha rahat bir şekilde yapılabilmesi için, mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar kullanılmış ve yüksek kalitede ağ yapı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan analiz işlemini zorlaştıran dar ve dik alanlar, çizgisel elemanlardan ayrıştırılarak yapı daha düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılabilir (Resim 3.12).



Resim 3.12. Matematiksel modellerin geometrik şekilde görüntüsü

Oluşturulan matematiksel modellerde kullanılan eleman ve nod (düğüm) sayıları aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.2)

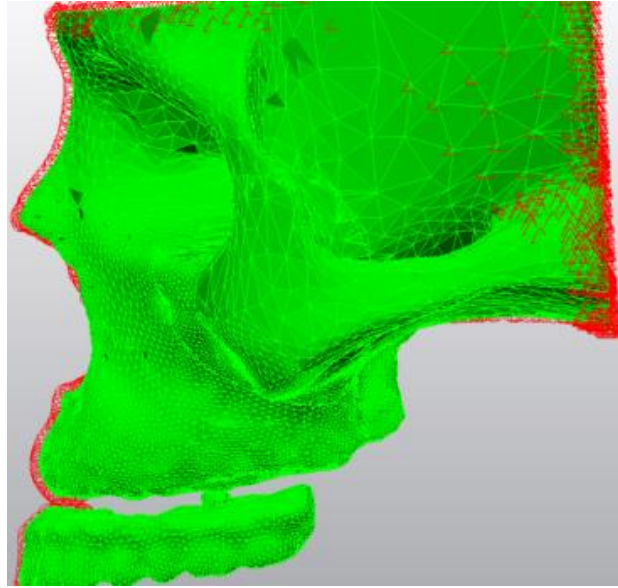
Tablo 3.2. Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları

Modeller	Eleman Sayısı	Nod Sayısı
Model 1 Vertikal	1108214	253355
Model 1 Oblik	1108208	253355
Model 2 Vertikal	779656	180376
Model 2 Oblik	779664	180376
Model 3 Vertikal	852513	174992
Model 3 Oblik	852513	174992
Model 4 Vertikal	847140	174129
Model 4 Oblik	847138	174129

3.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartları

Üç boyutlu modeller uzayda serbest bir şekilde durmaktadır. Sistemde birleştirilen bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için amaca uygun bir şekilde bazı noktalardan sabitlenmesi ve sınır şartlarının konulması gerekmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, belirlenen modellerin desteklenmesi için en az 2 düzlemde sabitlenmesi gereklidir. Analizi yapılacak bölgeler sabitlenen düzlemlerden uzak noktalardan geçmelidir. Bu durum sağlanamazsa, meydana gelen stresler sabitlenen düzlemlere aktarılır ve elde edilen sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Bu sınırlamalar sayesinde, tanımlanan bölgeler içinde problemler çözümlenebilir.

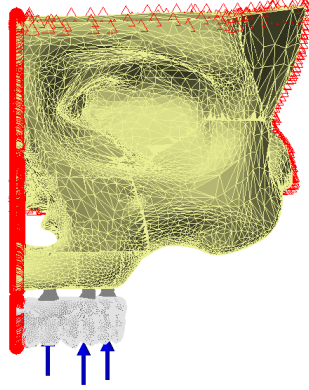
Model çene kemiğinin ön, üst ve arka bölgesinden, her Degree of freedom (DOF)' da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Resim 3.13)



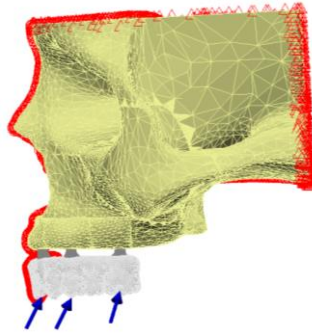
Resim 3.13. Modelde kafatasının ön, üst ve arka bölgesinden sabitlenmiş şekli

3.7. Yükleme Koşulları

Tüm modellerde 2, 4 ve 6 nolu dişlere 90 derecelik açıyla 150 N (Resim 3.14) ve 30 derecelik bukkolingual yönde 50 N 'luk oblik yönde kuvvet uygulandı (Resim 3.15) (12).



Resim 3.14. Vertikal kuvvet



Resim 3.15. Oblik kuvvet

3.8. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

4 farklı planlamada, vertikal ve oblik yükleme koşulunda toplamda 8 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

SEA sonucunda ortaya çıkan değerler, matematiksel hesaplamalar sonucu elde edildiğinden istatistik olarak analizleri yapılamaz. Burada dikkat edilmesi

gereken durum, düğümlerdeki stres miktarlarının ve bunların dağılımlarının daha hassas bir biçimde yorumlanabilmesidir.

SEA sonunda Fempro bilgisayar programı, aynı anda farklı stres değerlerini verebilmektedir. Burada önemli olan hangi stres değerinin yorumlanacağı ve çıkan stres değerlerinin hangi kriterler ile kıyaslanacağını bilmesidir.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılırken kemik gibi kırılabilir özellik gösteren dokular için Principal Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Maksimum Principal Stres (Pmax) gerilme stresini (tensile stress) belirtirken Minimum Principal Stres (Pmin) sıkışma stresini (compressive stress) belirtmektedir. Titanyum gibi metal içerikli dövülebilir ve çekilebilir materyaller için ise Von Mises Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Von Mises stres değerleri kırılabilir materyallerin stres dağılımı hakkında bilgi vermekte ancak oluşan streslerin türü hakkında bilgi vermemektedir.

Çalışmamızda intraosseöz implantlar, zigomatik implantlar ve subperiosteal implantlar kullanılarak oluşturulan 4 ayrı modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlere, vertikal olarak 150 N, oblik olarak 30° açıyla 50 N kuvvet uygulanmıştır. İntraosseöz implantlarda, zigomatik implantlarda, subperiosteal implantlarda, maksiller kortikal ve trabeküler kemikte, implant abutmentlarında ve metal alt yapıda oluşan gerilimler, stres analizi uygulanarak MPa (N/mm²) cinsinden ölçülmüştür. Stres analizinde, toplam stres değeri 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan kuvvet sonrası oluşan stres miktarının iki ile çarpılması sonucu elde edilmiştir ve her bir diş üzerinde oluşan en yüksek ve en düşük stres değerleri arasındaki oran ise standart sapma olarak kaydedilmiştir. Analizde gerilimlerin yoğun olduğu bölgeler kırmızı renkte izlenirken, düşük olduğu bölgeler ise mavi renkte görülmektedir.

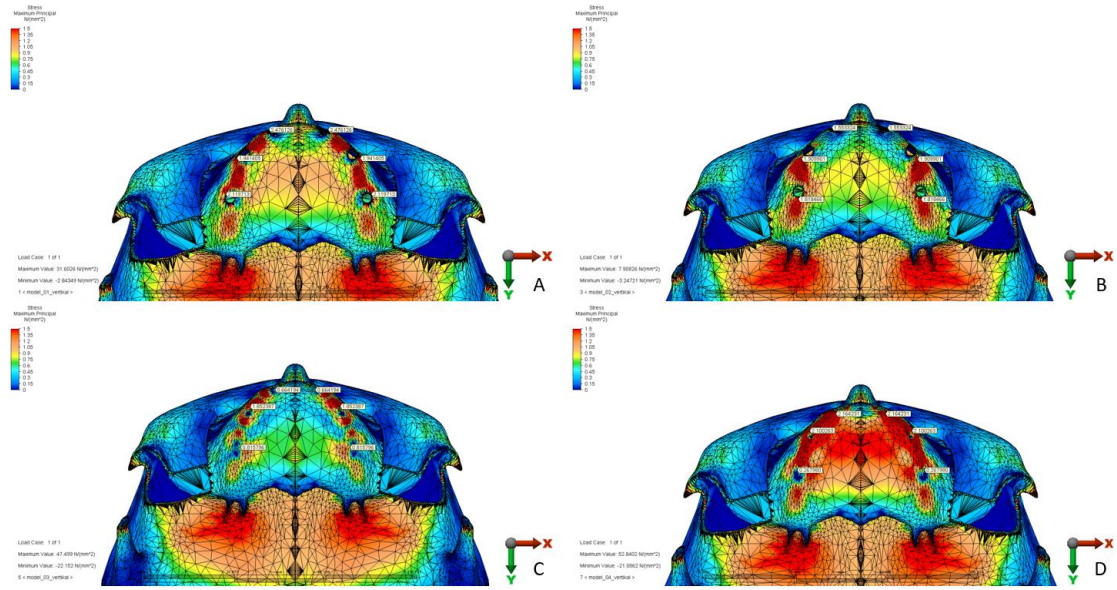
4.1. Kortikal Kemik Bulguları

Her bir modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlerin lokalizasyonunda, kortikal kemik üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızdaki modellere uygulanan 150 N'luk vertikal ve 50 N'luk oblik kuvvetler altındaki Pmax ve Pmin değerleri tablolar halinde sunulmuştur.

4.1.1. Maksimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen Pmax değerleri ve stres dağılımları Resim 4.1'de, toplam stres değerleri ve standart sapma Tablo 4.1'de gösterilmiştir.



Resim 4.1. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla.

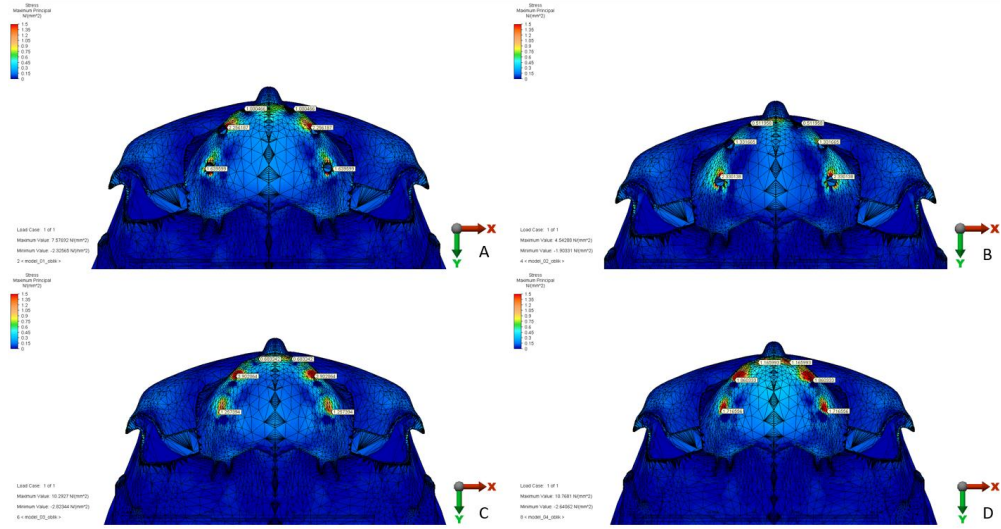
Tablo 4.1. Vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	2,476126	1,941405	2,119713	13,074488	1,275
Model 2	1,553324	1,909901	1,818466	10,563382	1,230
Model 3	0,664194	1,852387	0,815796	6,664754	2,789
Model 4	2,164231	2,100263	0,267980	9,064948	8,076

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan dişler çevresindeki kortikal kemik üzerinde biriken toplam stres, iliak kemik grefti uygulanan maksilla modelinde (Model 1) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 1, Model 2, Model 4 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 4’de iken en düşük olarak Model 2’de görülmektedir. 2 ve 6 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 1’de en yüksek değerde iken 4 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 4’te en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen Pmax bulguları ve stres dağılımları Resim 4.2’de, toplam stres değerleri ve standart sapma Tablo 4.2’de gösterilmiştir.



Resim 4.2. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.2. Oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	1,000466	2,256187	1,639599	9,792504	2,255
Model 2	0,511958	1,331665	2,330138	8,347522	4,551
Model 3	0,683242	3,902064	1,257394	11,685400	5,711
Model 4	1,165993	1,860333	1,716556	9,485764	1,595

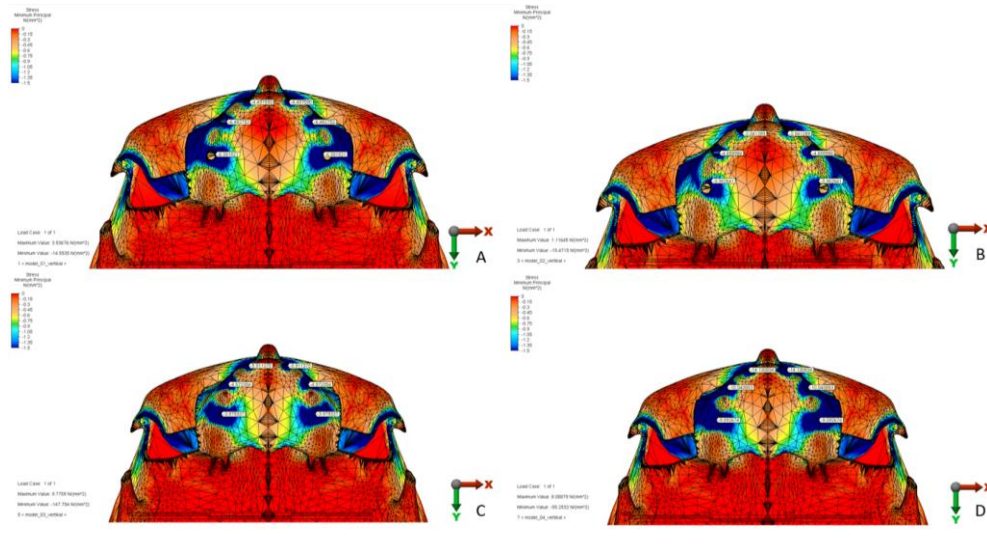
Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan dişler çevresindeki kortikal kemik üzerinde biriken toplam stres, titanyum Si uygulanan maksilla modelinde (Model 3) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 3, Model 1, Model 4 ve Model 2 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 3'te iken en düşük olarak Model 4'te görülmektedir.

2 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 4'te en yüksek değerde, 4 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 3'te en yüksek değerde ve 6 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 2'de en yüksek değerdedir.

4.1.2. Minimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen Pmin bulguları ve stres dağılımları Resim 4.3'te, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.3'te gösterilmiştir.



Resim 4.3. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

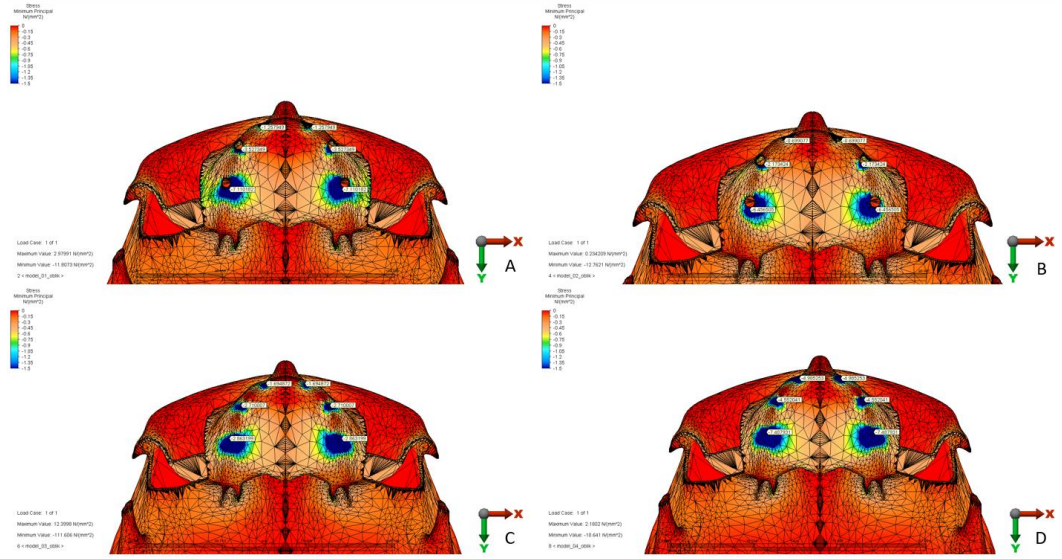
Tablo 4.3. Vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	-4,497590	-6,482752	-6,391521	34,743726	1,441
Model 2	-2,041289	-4,658986	-3,362641	20,125832	2,282
Model 3	-5,911375	-4,572354	-3,979337	28,926132	1,485
Model 4	-14,130834	-10,040853	-9,092674	66,528722	1,554

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan dişler çevresindeki kortikal kemik üzerinde biriken toplam stres, PEEK Sİ uygulanan maksilla modelinde (Model 4) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 4, Model 1, Model 3 ve Model 2 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 2’de iken en düşük olarak Model 1’de görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 4’te en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen Pmin bulguları ve stres dağılımları Resim 4.4’te, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.4’te gösterilmiştir.



Resim 4.4. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.4. Oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	-1,257949	-3,527349	-7,110182	23,790960	5,652
Model 2	-0,699077	-2,173424	-6,456505	18,658012	9,235
Model 3	-1,694872	-2,710007	-2,863199	14,536156	1,689
Model 4	-4,985253	-4,552041	-7,487931	34,050450	1,644

Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan dişler çevresindeki kortikal kemik üzerinde biriken toplam stres, PEEK Sİ uygulanan maksilla modelinde (Model 4) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 4, Model 1, Model 2 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma

miktarı en yüksek Model 2’de iken en düşük olarak Model 4’te görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 4’te en yüksek değerdedir.

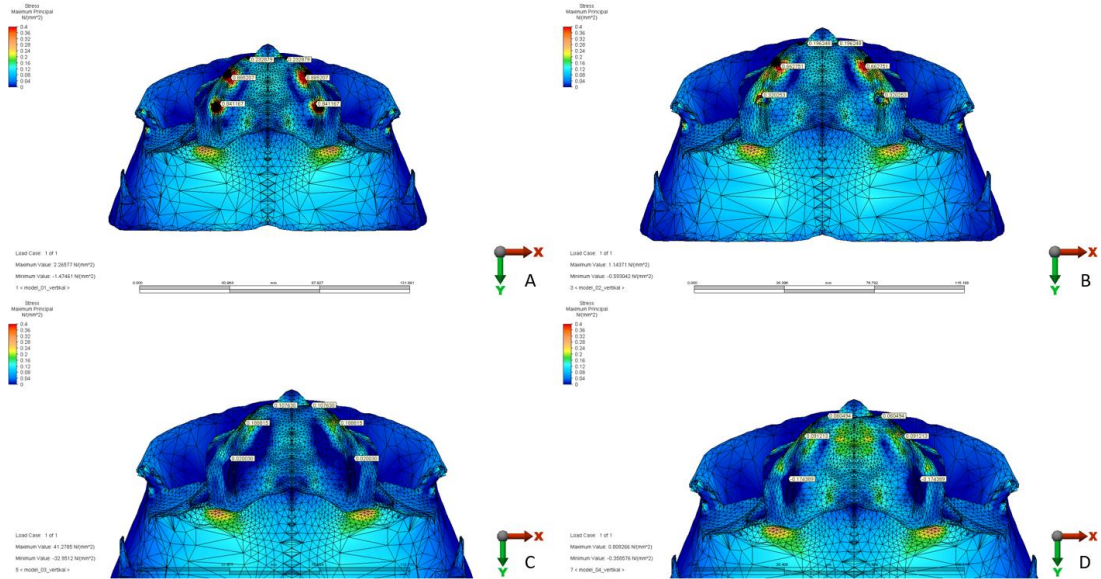
4.2. Trabeküler Kemik Bulguları

Her bir modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlerin lokalizasyonunda, trabeküler kemik üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızdaki modellere uygulanan 150 N’luk vertikal ve 50 N’luk oblik kuvvetler altındaki Pmax ve Pmin değerleri tablolar halinde sunulmuştur.

4.2.1. Maksimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvetlerde trabeküler kemikte meydana gelen Pmax bulguları ve stres dağılımları Resim 4.5’te, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.5’te gösterilmiştir.



Resim 4.5. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanium Subperiosteal

İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant
Kullanılan Maksilla

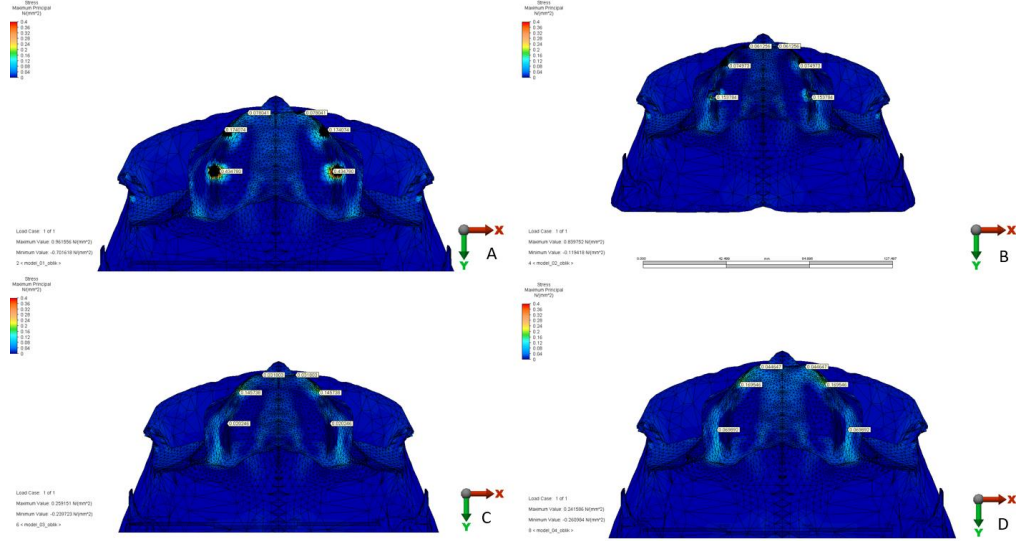
Tablo 4.5. Vertikal kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	0,232879	0,885207	0,841167	3,918506	3,801
Model 2	0,196248	0,662751	0,320253	2,358504	3,377
Model 3	0,107630	0,188815	0,020030	0,632950	9,427
Model 4	0,060494	0,091213	-0,174389	0,652192	2,883

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan dişler çevresindeki trabeküler kemik üzerinde biriken toplam stres, iliak greft uygulanan maksilla modelinde (Model 1) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 1, Model 2, Model 4 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 3'te iken en düşük olarak Model 4'te görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 1'de en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde trabeküler kemikte meydana gelen Pmax bulguları ve stres dağılımları Resim 4.6'da, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.6'da gösterilmiştir.



Resim 4.6. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.6. Oblik kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmax değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	0,078041	0,174074	0,434780	1,373790	5,571
Model 2	0,061256	0,074973	0,153784	0,580026	2,511
Model 3	0,031803	0,145738	0,020246	0,395574	7,198
Model 4	0,044647	0,169546	0,069892	0,568170	3,797

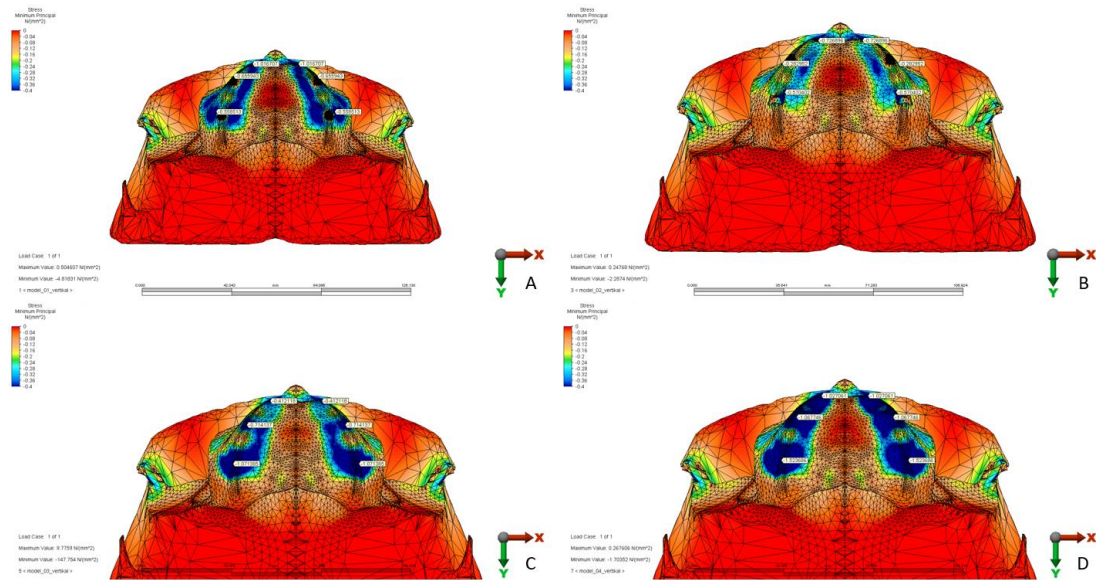
Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan dişler çevresindeki trabeküler kemik üzerinde biriken toplam stres, iliac greft uygulanan maksilla modelinde (Model 1) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 1, Model 2, Model 4 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 3'te iken en düşük olarak Model 2'de

görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 1’de en yüksek değerdedir.

4.2.2. Minimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvetlerde trabeküler kemikte meydana gelen Pmin bulguları ve stres dağılımları Resim 4.7’de, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.7’de gösterilmiştir.



Resim 4.7. İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

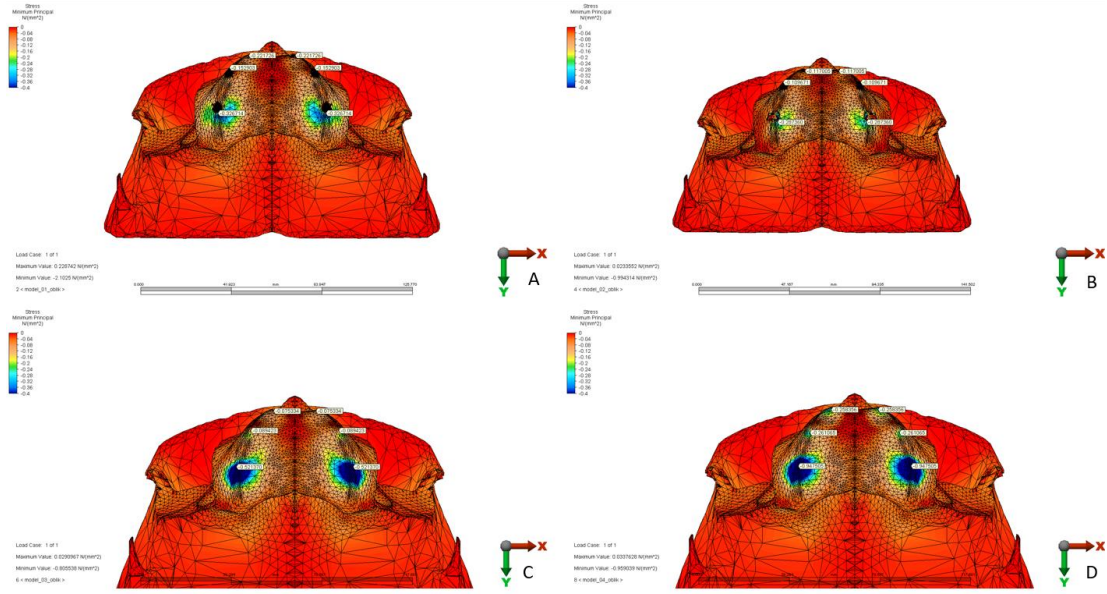
Tablo 4.7. Vertikal kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	-1,016707	-0,655943	-0,558513	4,462326	1,820
Model 2	-0,726896	-0,282952	-0,570402	3,160500	2,568
Model 3	-0,412118	-0,714137	-1,071385	4,395280	2,599
Model 4	-1,027061	-1,067746	-1,523686	7,236986	1,483

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan dişler çevresindeki trabeküler kemik üzerinde biriken toplam stres, PEEK Sİ uygulanan maksilla modelinde (Model 4) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 4, Model 1, Model 3 ve Model 2 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 3'te iken en düşük olarak Model 4'te görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 4'te en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde trabeküler kemikte meydana gelen Pmin bulguları ve stres dağılımları Resim 4.8'de, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.8'de gösterilmiştir.



Resim 4.8. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik implantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal implant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.8. Oblik kuvvetler sonucu trabeküler kemikte 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Pmin değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	-0,221726	-0,152903	-0,326714	1,402686	2,136
Model 2	-0,117005	-0,109671	-0,287360	1,028072	2,620
Model 3	-0,075334	-0,089423	-0,521370	1,372254	6,920
Model 4	-0,258356	-0,261065	-0,947505	2,933852	3,667

Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan dişler çevresindeki trabeküler kemik üzerinde biriken toplam stres, PEEK Si uygulanan maksilla modelinde (Model 4) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 4, Model 1, Model 3 ve Model 2 şeklinde sıralanmaktadır.

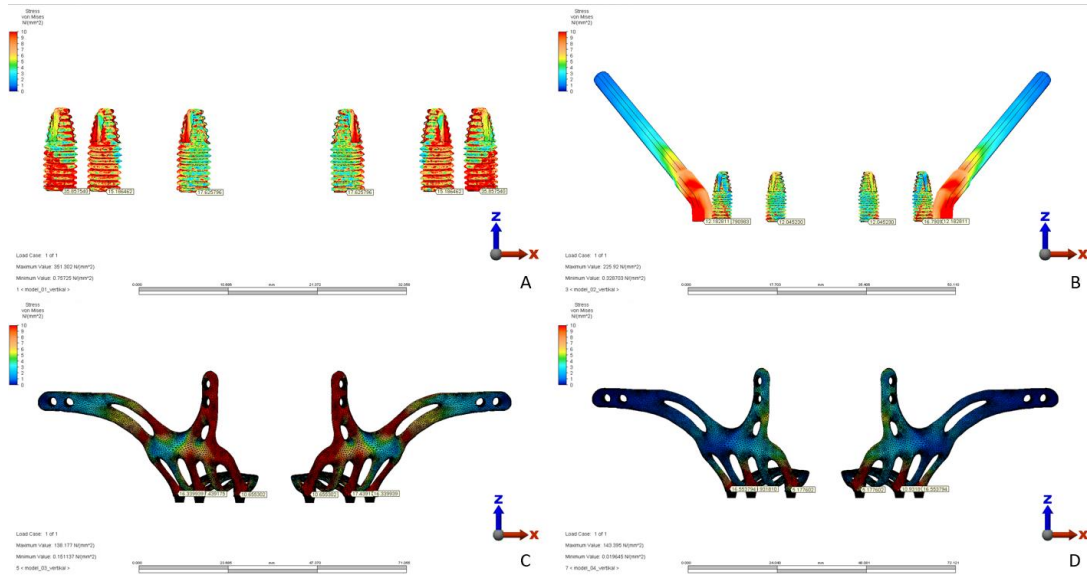
Standart sapma miktarı en yüksek Model 3'te iken en düşük olarak Model 1'de görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 4'te en yüksek değerdedir.

4.3. İmplant Von Mises Stres Bulguları

Her bir modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlerin lokalizasyonunda, implantlar üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızdaki modellere uygulanan 150 N'luk vertikal ve 50 N'luk oblik kuvvetler altındaki Von Mises stres değerleri tablolar halinde sunulmuştur.

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvetlerde implantlardaki Von Mises stres değerleri Resim 4.9'da, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.9'da gösterilmiştir.



Resim 4.9. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik implantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

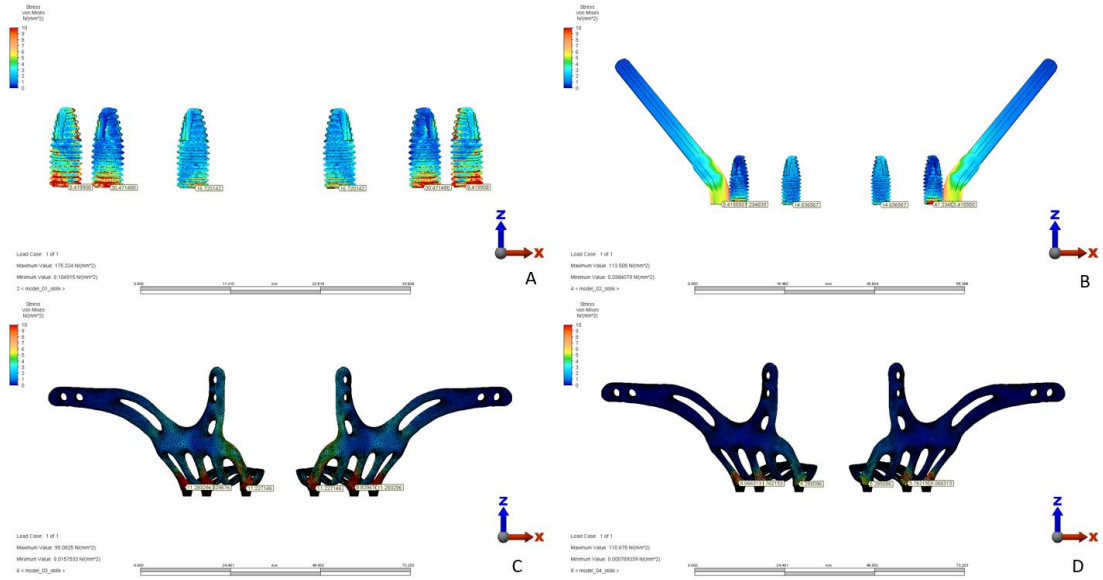
Tablo 4.9. Vertikal kuvvetler sonucu İntraosseöz implantın, zigomatik implantın, titanyum Sİ ve PEEK Sİ etrafındaki Von Mises stres değerleri, toplam stres değeri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	17,625796	15,186462	35,857540	137,339596	2,361
Model 2	12,045230	16,790983	12,182811	82,038048	1,394
Model 3	10,655302	17,439175	16,339939	88,868832	1,637
Model 4	5,177602	10,931810	16,553794	65,326412	3,197

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan modellerde implantlar üzerinde biriken toplam stres, iliak greft uygulanan maksilla modelinde (Model 1) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 1, Model 3, Model 2 ve Model 4 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 4'te iken en düşük olarak Model 2'de görülmektedir. 2 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 1'de en yüksek değerde iken 4 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 3'te en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde implantlardaki Von Mises stres değerleri Resim 4.10'da, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.10'da gösterilmiştir.



Resim 4.10. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.10. Oblik kuvvetler sonucu İntraosseöz implantın, zigomatik implantın, titanyum Si ve PEEK Si etrafındaki Von Mises stres değerleri, toplam stres değeri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	16,720142	30,471480	8,419908	111,223060	3,619
Model 2	14,636567	47,234839	5,415550	134,573912	8,722
Model 3	11,227146	8,829676	11,283296	62,680236	1,278
Model 4	5,285096	5,762153	8,066313	38,227124	1,526

Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan modellerde implantlar üzerinde biriken toplam stres, zigomatik implant uygulanan maksilla modelinde (Model 2) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 2, Model 1, Model 3 ve Model 4 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 2’de iken en düşük olarak Model 3’te görülmektedir.

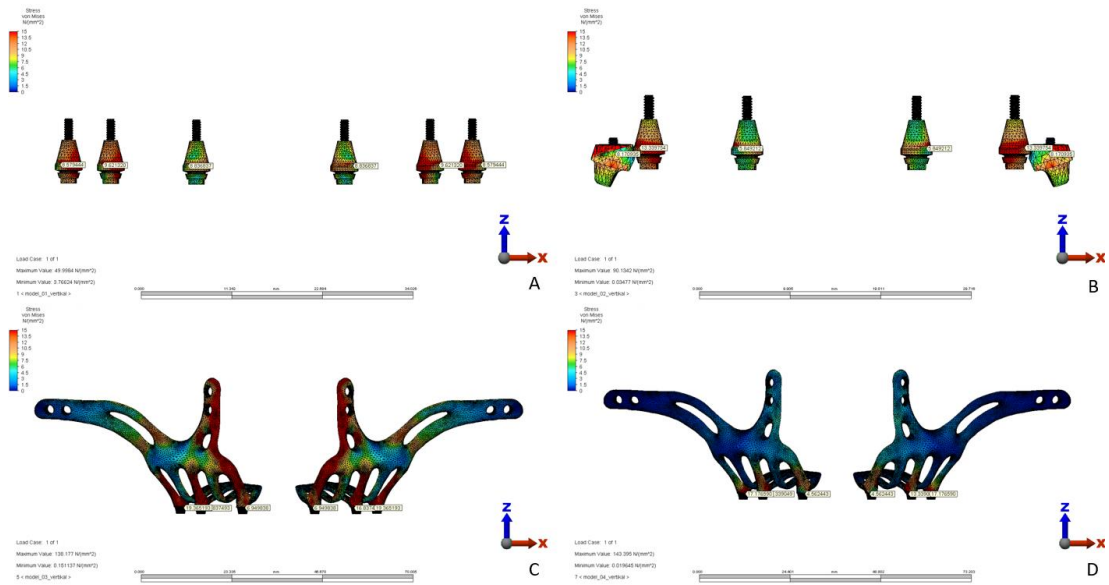
2 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 1’de en yüksek değerde, 4 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 2’de en yüksek değerde ve 6 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 3’te en yüksek değerdedir.

4.4. Abutment Von Mises Stres Bulguları

Her bir modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlerin lokalizasyonunda, abutmentlar üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızdaki modellere uygulanan 150 N’luk vertikal ve 50 N’luk oblik kuvvetler altındaki Von Mises stres değerleri tablolar halinde sunulmuştur.

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvetlerde abutment etrafındaki Von Mises stres değerleri Resim 4.11’de, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.11’de gösterilmiştir.



Resim 4.11. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

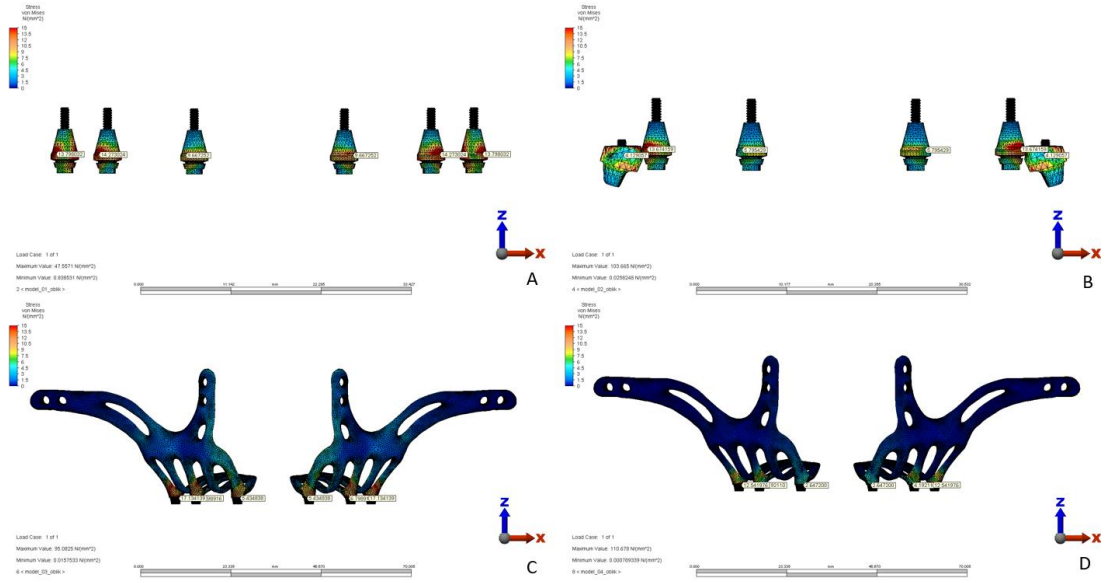
Tablo 4.11. Vertikal kuvvetler sonucu abutment çevresindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	8,579444	9,621320	8,836837	54,075202	1,121
Model 2	5,849212	13,339754	8,170935	54,719802	2,281
Model 3	6,949838	16,837493	19,365193	86,305048	2,786
Model 4	4,562443	13,339049	17,176590	70,156164	3,765

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan modellerde abutmentlar üzerinde biriken toplam stres, titanyum Si uygulanan maksilla modelinde (Model 3) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 3, Model 4, Model 2 ve Model 1 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 4'te iken en düşük olarak Model 1'de görülmektedir. 2 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 1'de en yüksek değerde iken 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 3'te en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde abutment etrafındaki Von Mises stres değerleri Resim 4.12'de, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.12'de gösterilmiştir.



Resim 4.12. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.12. Oblik kuvvetler sonucu abutment çevresindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	9,667252	14,273024	13,798032	75,476616	1,476
Model 2	5,795429	13,674159	4,129057	47,197290	3,312
Model 3	5,434838	6,798916	17,134139	58,735786	3,153
Model 4	2,647200	4,192110	12,541976	38,762572	4,738

Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan modellerde abutment üzerinde biriken toplam stres, iliak greft uygulanan maksilla modelinde (Model 1) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 1, Model 3, Model 2 ve Model 4 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 4'te iken en düşük olarak Model 1'de görülmektedir. 2 ve 4

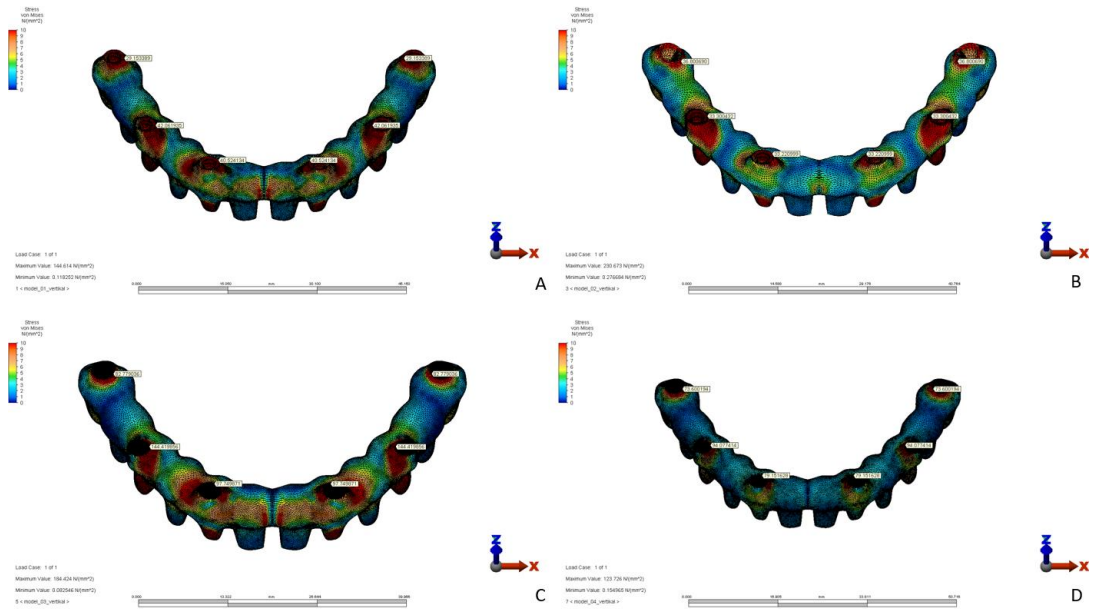
numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 1’de en yüksek değerde iken 6 numaralı diş çevresinde biriken stres Model 3’te en yüksek değerdedir.

4.5. Metal Alt Yapı Von Mises Stres Bulguları

Her bir modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlerin lokalizasyonunda, metal alt yapı üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızdaki modellere uygulanan 150 N’luk vertikal ve 50 N’luk oblik kuvvetler altındaki Von Mises stres değerleri tablolar halinde sunulmuştur.

Vertikal Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvetlerde metal alt yapı etrafındaki Von Mises stres değerleri Resim 4.13’te, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.13’te gösterilmiştir.



Resim 4.13. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

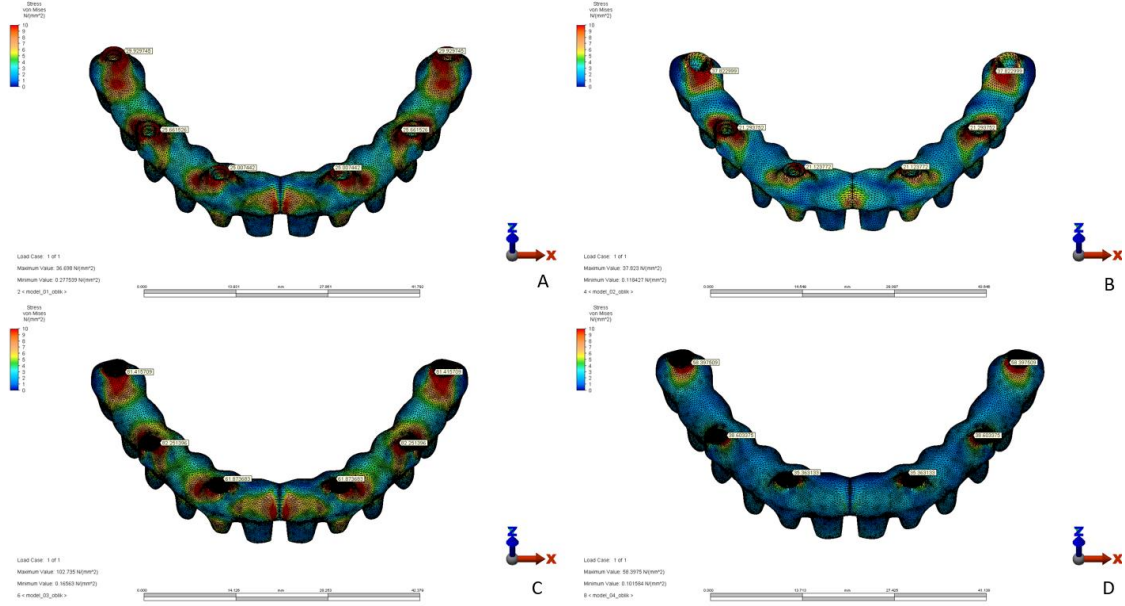
Tablo 4.13. Vertikal kuvvetler sonucu metal alt yapıda 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	40,524134	42,061935	29,153389	223,478916	1,443
Model 2	33,220999	33,300432	36,800690	206,644242	1,108
Model 3	97,749871	144,419856	82,779036	649,897526	1,745
Model 4	79,151628	94,077414	73,600194	493,658472	1,278

Çalışma sonuçlarına göre, vertikal kuvvet uygulanan modellerde metal alt yapı üzerinde biriken toplam stres, titanyum Si uygulanan maksilla modelinde (Model 3) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 3, Model 4, Model 1 ve Model 2 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma miktarı en yüksek Model 3'te iken en düşük olarak Model 2'de görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 3'te en yüksek değerdedir.

Oblik Kuvvet

4 model üzerinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan oblik kuvvetlerde metal alt yapı etrafındaki Von Mises stres değerleri Resim 4.14'te, toplam stres değerleri ve standart sapma miktarı Tablo 4.14'te gösterilmiştir.



Resim 4.14. (A) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (B) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (C) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (D) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

Tablo 4.14. Oblik kuvvetler sonucu metal alt yapıda 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesindeki Von Mises stres değerleri, toplam stres değerleri ve standart sapma

	2 NUMARALI DİŞ	4 NUMARALI DİŞ	6 NUMARALI DİŞ	TOPLAM STRES DEĞERİ	STANDART SAPMA
Model 1	25,007442	25,661526	29,929745	161,197426	1,197
Model 2	21,123772	21,293752	37,822999	160,481046	1,791
Model 3	61,873683	82,251396	81,415709	451,081576	1,329
Model 4	35,363133	38,603375	58,397509	264,728034	1,651

Çalışma sonuçlarına göre, oblik kuvvet uygulanan modellerde metal alt yapı üzerinde biriken toplam stres, titanyum Si uygulanan maksilla modelinde (Model 3) daha fazla bulunmaktadır. Toplam stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 3, Model 4, Model 1 ve Model 2 şeklinde sıralanmaktadır. Standart sapma

miktarı en yüksek Model 2’de iken en düşük olarak Model 1’de görülmektedir. 2, 4 ve 6 numaralı dişler çevresinde biriken stres Model 3’te en yüksek değerdedir.

Çalışmamızda 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasından vertikal ve oblik olarak uygulanan kuvvetler altında kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan toplam gerilme ve sıkışma stres değerleri ve implantta, abutmentta ve metal alt yapıda oluşan Von Mises stres değerlerine baktığımızda en fazla ve en az çıkan modeller Tablo 4.15’de gösterilmiştir.

Tablo 4.15. Kortikal kemik, trabeküler kemik, implant, abutment ve metal alt yapıda görülen en fazla ve en az stresler. (1) İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş Maksilla, (2) Zigomatik İmplantların Kullanıldığı Maksilla, (3) Titanyum Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla, (4) PEEK Subperiosteal İmplant Kullanılan Maksilla

	KORTİKAL KEMİK				TRABEKÜLER KEMİK				İMLANT		ABUTMENT		METAL ALT YAPI	
	VERTİKAL		OBLİK		VERTİKAL		OBLİK		VERTİKAL	OBLİK	VERTİKAL	OBLİK	VERTİKAL	OBLİK
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin						
EN FAZLA STRES	1	4	3	4	1	4	1	4	1	2	3	1	3	3
EN AZ STRES	3	2	2	3	3	2	3	2	4	4	1	4	2	2

5. TARTIŞMA

Yaşam süresinin uzaması ve sosyoekonomik seviyenin gelişmesiyle birlikte estetik ve fonksiyonel beklentilerde artış izlenmektedir. İlerleyen yaş ve total dişsizliğe bağlı atrofi görülen maksillada, konvansiyonel implant yerleştirilecek yeterli kemik genellikle bulunmamaktadır (160). İleri cerrahi işlemler ile maksilla rehabilitasyonu sağlanarak hastaya fonksiyon kazandırmak mümkündür. Ancak ileri cerrahi işlemlerin, cerrahi işlemler sırasındaki ve sonrasındaki morbidite oranları, uzun tedavi süreleri ve yüksek maliyetleri nedeniyle, son yıllarda alternatif yöntemlere yönelme olmaktadır. Zigomatik implantlar ve subperiosteal implantlar ileri cerrahi işlem gerektirmeyen alternatifler olarak öne çıkmaktadırlar (161).

Uygulanan implant ve implant üstü restorasyonların uzun dönem başarısında, materyallerin mekanik özellikleri ve fonksiyonel kuvvetlere karşı implant ve çevresindeki kemikte meydana gelen stres miktarlarının bilinmesi önemlidir (162). Bu yapılardaki stres değerlerinin in-vivo olarak ölçülmesi mümkün olmadığı için in-vitro çalışmalar değer kazanmaktadır. İmplant ve çevresinin biyomekaniğini değerlendirebilmek için, canlı doku ve materyallerin bilgisayar ortamında cansız bir modele transferi gerçekleştirilmektedir. Bu model üzerinde sonlu elemanlar stres analizi (SEA) yöntemleri kullanılarak fonksiyonel kuvvetlerin implant ve çevre dokudaki etkileri incelenmektedir (159, 163).

Bizim çalışmamızda, maksillanın ileri derecede rezorpsiyona uğradığı total dişsiz hastalara, iliak ve ramus grefti ile augmentasyon prosedürleri, dental implantlar, zigomatik implantlar ve subperiosteal implantlar gibi alternatif tedavi seçenekleri uygulanmıştır. İleri derecede atrofi gösteren maksilla modeli üzerinde 4 ayrı senaryo üretilmiştir. İliak kemik grefti ile kemik artırımı yapıp 6 adet dental implant yerleştirilen maksilla birinci modeldir. Ramus kemik grefti ile kemik artırımı yapıp 2 adet zigomatik implant ve 4 adet dental implant yerleştirilen maksilla ikinci modeldir. Titanyum subperiosteal implant uygulanan maksilla 3. model ve PEEK subperiosteal implant uygulanan maksilla 4. modeldir. Bu dört modele 150 N'luk vertikal kuvvet ve 30 derece açıyla 50 N'luk oblik kuvvet 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasından

uygulanmaktadır (12). Bu kuvvetler altında kortikal ve trabeküler kemiğin Maksimum Principle Stres (Pmaks, gerilme stresi) ve Minimum Principle Stres (Pmin, sıkışma stresi) değerleri, implantın, abutmentin ve metal alt yapının üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri SEA yöntemiyle incelenmiştir. Modeller üzerinde oluşan stresleri karşılaştırmak çalışmamızın çıkış noktasını oluşturmaktadır.

Maksillada ileri derecede atrofi görülen dişsiz hastalara uygulanacak tedavi yöntemleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaları incelediğimizde alternatif yöntemler arasında olan subperiosteal implantları, zigomatik implantlarla ve dental implantlarla karşılaştıran bir kuvvet analizi çalışması bulunmamıştır.

Kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorpsiyon-apozisyon mekanizması ile gerçekleştiğini, 1870 yılında Julius Wolf ortaya atmıştır ve günümüzde bu görüş hala kabul edilmektedir (164). İmplantların çevresindeki kemik seviyesinin sabit kalması, uzun dönem başarıyı etkileyen bir parametredir ve mekanik yüklemelerin kemik seviyesi üzerinde kritik bir rolü olduğu bilinmektedir. İmplant sistemlerine gelen kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stres, kemikte reformasyona sebep olmaktadır (146). İmplantların yüksek veya düşük strese yol açacak şekilde planlanması kemikte rezorpsiyona sebep olmaktadır (164-166). Kemik üzerine gelen kuvvetler belirli sınırlar içerisindeyse rezorpsiyon ve apozisyon süreçleri dengededir ve bu denge sonucu kemik seviyesi korunmaktadır. Reiger M.R. ve ark. kemiğin sağlığını koruyabilmesi için maruz kaldığı streslerin çekme dayanımından (tensile strength) az olması gerektiğini ve bu değerler dışındaki stresin kemikte rezorpsiyona yol açtığını belirtmektedirler (164).

Doğal dişler fonksiyonel kuvvetlere periodontal ligament gibi destek dokular yardımıyla direnç göstermektedir. İmplantlarda bu yapı olmadığı için fonksiyonel kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilir. Fonksiyonel kuvvetlerin fazla olması halinde implant çevresinde kemik kaybı oluşmaktadır. Kemik kaybını takiben peri-implant dokuda anaerobik mikroorganizma birikimine elverişli cep oluşumu görülmektedir. Bu tabloya kötü ağız hijyeni eklendiğinde implant ve protez kaybı olabilmektedir. Tüm bunlar göz önüne alındığında fonksiyonel kuvvetlerin optimal düzeyde tutulmasının,

implantların uzun dönem başarısında rol oynayan önemli bir faktör olduğu düşünülmektedir. Chen ve ark. implantlara gelen ve doğrudan kemiğe iletilen okluzal yükleri, fizyolojik sınırlar dâhilinde tutmak için implant koruyuculu okluzyon kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Misch tarafından tanımlanan implant koruyuculu okluzyon, implant ve protezin uzun ömürlü olmasını sağlamak için geliştirilmiş bir yöntem olup implant yüzeyinin artırılması, okluzal tablanın genişliğinin azaltılması, kuvvet yönünün olabildiğince dik gelmesi ve yıkıcı kuvvetlerin azaltılması şeklinde tanımlanmaktadır. Bu şartlar sağlandığında implanta gelen yükler fizyolojik sınırlar içinde kalmış olmakta ve implant ve sabit protezin uzun dönem stabilizasyonu sağlanmış olmaktadır (167). 1960 yılında Frost'un öne sürdüğü hipoteze göre normal çiğneme fonksiyonu sırasında kemikte oluşan gerinim (strain) 1000-1500 mikrogerinim arasında değişmektedir ve bu değer fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir. Ancak bu değer 4000 mikrogerinimi geçtiğinde yapısal bütünlük bozulmakta ve patolojik kuvvet olarak değerlendirilmektedir (168). Kemiğe gelen yük 25.000 mikrogerinim değerine ulaştığında ise kemikte ani kırılmalar oluşabilmektedir. Genç erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 megapaskal (MPa) (yaklaşık 0.1-0.2 kg/mm²) yük 50-100 mikrogerinime, 60 MPa yük 3000 mikrogerinime, 120 MPa'lık yük ise 25.000 mikrogerinime neden olmaktadır (168). Ancak, Baggi ve ark. yaptıkları çalışmada kortikal kemiğin çekme dayanımını (tensile strength) 170-190 MPa, trabeküler kemiğin çekme dayanımını ise 5 MPa olarak belirtmektedir (169).

Melsen ve Lang'in maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmada, implant üzerine gelen okluzal kuvvetler ve implant etrafındaki kemik kaybı arasındaki ilişkiyi açıklamışlardır. Yerleştirdikleri implantların üzerine ortodontik springler kullanarak uyguladıkları kuvvetler sonrası implant ve kemik arasındaki osseointegrasyonu histomorfometrik olarak incelemişler ve aldıkları histolojik kesitlerin dijital görüntüleri ile SEA uygulamışlardır. Kemiğe uyguladıkları kuvvet miktarı 3400- 6600 mikrogerinim olduğunda kemik apozisyonu, 6700 mikrogerinimi aştığında ise kemik rezorpsiyonu tespit etmişlerdir. Histolojik bulguların SEA ile uyumlu olduğunu belirtmişlerdir (170).

Qian ve ark. yaptığı çalışmada okluzal kuvvetlerle implant çevresindeki marjinal kemik kaybı arasında birebir ilişki olduğunu rapor etmişlerdir (171).

Sasada ve arkadaşları implant çevresindeki marjinal kemiğin implantın sağlığının işareti olarak tanımlamaktadırlar. İmplant destekli protezlerde okluzal kuvvetler implant yoluyla kemiğe iletilmektedir ve bu yüzden implant çevresindeki kemik rezorpsiyonun okluzal kuvvetlerle direkt ilişkili olduğunu belirtmektedirler (172).

Literatürdeki bu bilgiler göz önüne alındığında diş eksikliği bulunan hastalara implant tedavisi planlanırken okluzal kuvvetlerin tedavi yöntemi seçiminde önemli bir yeri olduğu anlaşılmaktadır. Ancak bu veriler doğal kemiğe yerleştirilen implantların üzerine uygulanan kuvvetler sonrası oluşan stresi bize göstermektedir. İleri derecede atrofiye uğramış maksillada, implant cerrahisi öncesi yeterli yükseklik ve genişlikte kemik elde edebilmek için kemik ogmentasyon prosedürlerine başvurulmaktadır. Ancak otojen kemik greftinin kullanılacağı durumlarda ağız içi verici sahalardan elde edilen otojen kemik greftlerinin kısıtlılığı nedeniyle ekstraoral kaynak olarak sıklıkla iliak kemik greftleri kullanılmaktadır (173).

Çalışmamızda kullanılan atrofik maksilla modeline iki ayrı otojen blok kemik grefti ile ogmentasyon yapılmıştır. Model 1’de 6 numaralı dişler arası bölgeye iliak kemik grefti uygulanmış ve horizontal olarak kemik artırımı sağlanmıştır. Model 2’de ise sağ ve solda 2 ve 4 numaralı dişler arasına ramus kemik grefti uygulanarak horizontal yönde kemik artırımı yapılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre, vertikal kuvvetler altında kortikal kemik ve trabeküler kemikte gerilme stresinin (tensile stress) en fazla iliak kemik grefti uygulanmış maksilla modeli (Model 1) olduğu görülmüştür (sırasıyla 13,07 MPa ve 3,91 MPa). Oblik kuvvetler altında ise iliak kemik grefti uygulanan modelde oluşan stres miktarı (9,79 MPa) ramus grefti ve zigomatik implant uygulanan modelde oluşan stres miktarından (8,34 MPa) fazla bulunmuştur.

Chiapasco ve ark. iliak kemik greftinde 1-5 yıl arasında %12-%60 oranında rezorpsiyon görüldüğünü bildirmişlerdir (174). Alerico ve ark. ramus grefti ile

rekonstrükte edilen atrofik maksilla üzerinde yaptıkları çalışmada tomografi üzerinden greft hacmini incelemişler ve % 7.46 ve % 12 oranında rezorpsiyon görüldüğünü rapor etmişlerdir (175). Ramus ve iliak greftin stres dağılımındaki ve rezorpsiyon görülme sıklığı arasındaki farkın nedeni histolojik olarak kemikleşme mekanizması ile açıklanabilir. Embriyolojik olarak intramembranöz gelişim gösteren mandibula veya kalvaryaya gibi verici sahalardan alınan greftlerde minimal rezorpsiyon görülürken, endokondral kemikleşme gösteren iliak kemik gibi verici sahalardan alınan greftlerde önemli ölçüde rezorpsiyon izlenmektedir (176). Bizim çalışmamızda, iliak greft ve ramus greft ile rekonstrükte edilmiş maksilla modellerinde fonksiyonel kuvvetler altında oluşan sıkışma stresi ve gerilme stresi karşılaştırılmıştır. Hem kortikal kemikte hem de trabeküler kemikte oluşan gerilme ve sıkışma stresinin iliak modelinde daha fazla olduğu görülmüştür. Oluşan stres miktarları her ne kadar çekme dayanımından az da olsa, iliak greft modelinde ramus greft modeline göre daha fazla stresin oluşması iliak greftin uzun dönemde rezorpsiyon oranının fazla olduğunu bildiren literatür ile uyumlu bir veri olarak görülebilmektedir (177).

Bhering ve ark. yaptıkları 3 boyutlu SEA çalışmasında, total dişsiz maksilla modelinde 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesine toplam 6 adet implant yerleştirmiş ve titanyum, krom-kobalt ve zirkonyum alt yapıdan oluşan sabit protetik restorasyonlar üzerine uyguladıkları fonksiyonel kuvvet karşısında kemikte oluşan stresi incelemişlerdir. Çalışma sonucunda titanyum alt yapıdan oluşan protezde kemikte meydana gelen gerilme stresini (tensile stress) $P_{maks} = 27,4$ MPa bulmuşlardır (159). Bizim çalışmamızda atrofik total dişsiz maksillaya uygulanan iliak greftleme sonrası 2, 4 ve 6 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen standart çaptaki implantlar üzerine yapılan titanyum alt yapıya sahip protezde, kemikte oluşan gerilme stresi $P_{maks} = 13,07$ MPa bulunmuştur.

Atrofik posterior maksillada, horizontal veya vertikal yönde kemik artırımı yapılmadan uygulanabilen zigomatik implantlar son yıllarda sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadırlar (178). Literatürde zigomatik implantların kullanımıyla ilgili çok fazla uzun dönem çalışma olmamasına rağmen,

maksiller defekt ve atrofisi bulunan hastalarda zigomatik implant kullanıldığında yüksek oranda başarı tespit edilmiştir. Munoz ve ark. atrofik total dişsiz maksillanın zigomatik implantlar ile tedavisinde, implantın sağ kalım oranının zigomatik implantlarda dental implantlara göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (179).

Bedrossian ve ark. total dişsiz atrofik maksillanın tedavisinde posterior bölgeye 2 adet zigomatik implantın ve premaksiller alana yerleştirilen 4 adet dental implantın ideal planlama olduğunu vurgulamaktadırlar (179).

Korkmaz ve ark. dental implantlar ile zigomatik implantlar etrafındaki kemikte oluşan stres dağılımını SEA ile karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada unilateral defektli maksilla modeli kullanmışlardır. Zigomatik implant uygulanan ve uygulanmayan modellerde kemik üzerinde biriken stres miktarı karşılaştırıldığında zigomatik implant uygulanan modelde stresin azaldığını bildirmişlerdir (156). Çalışmamızda iliak grefte yerleştirilen 6 numaralı dental implant ve zigomatik implant kıyaslandığında hem kortikal kemik hem de trabeküler kemikte biriken stres miktarı zigomatik implantta daha az bulunmuştur. Ancak kortikal kemiğe oblik olarak kuvvet uygulandığında, zigomatik implant çevresindeki kemikte oluşan stres miktarı ($P_{maks}=2,33$ MPa) 6 numaralı dental implant çevresindeki kemikte oluşan stres miktarından ($P_{maks}=1,63$ MPa) fazla çıkmıştır. Dental implantlar üzerine gelen oblik kuvvetlerin kemik üzerinde yarattığı stresin daha yıkıcı olduğu kabul edilmektedir. Bu nedenle dental implant ve abutment arasındaki bağlantının mümkün olduğunca açılı abutment kullanmadan sağlanması gerektiği düşünülmektedir. Lopez ve ark. total dişsiz atrofik maksillaya sahip hastalara ekstrasinüs tekniği ile zigomatik implant, dental implant ve sabit protetik restorasyon uygulamışlardır ve zigomatik implantlarda 45 ve 60 derecelik abutmentlar kullanmışlardır. Toplamda 77 hastaya 46 adet 60 derece, 31 adet 45 derece zigomatik implant ve 115 adet dental implant yerleştirilmiştir. 2 yıllık takip sonucunda 45 derece ve 60 derece abutmenta sahip zigomatik implantların birbirine karşı bir üstünlüğü olmadığı ve zigomatik implantların başarı oranının % 98,7 olduğunu bildirmişlerdir (180).

Ujigawa ve ark. total dişsiz atrofik maksilla modelinde zigomatik ve dental implantlar üzerine sabit protetik restorasyon uygulamışlar ve okluzal stresler altında gösterdikleri stres dağılımını SEA yöntemiyle incelemişlerdir. 2 zigomatik implant ve 4 dental implant yerleştirilen model ile 2 adet zigomatik implant yapılan modeli karşılaştıran çalışmada, dental implantlar ile desteklenen zigomatik implant modelinin okluzal kuvvetler karşısında stresi daha iyi dağıttığı gösterilmiştir (181).

Moraes ve ark. yaptıkları çalışmada total dişsiz atrofik maksillaya zigomatik implantlarla uygulanan iki ayrı all-on-4 konseptindeki stres dağılımını SEA ile araştırmışlardır. 2 zigomatik implant ve 2 dental implant uyguladıkları model ile 4 zigomatik implant uyguladıkları model üzerine fonksiyonel kuvvetler uygulamışlardır ve stres dağılımını incelemişlerdir. 4 zigomatik implant uygulanan modelde stresler daha homojen dağılmakta ve sistem daha iyi mekanik özellikler göstermektedir (182).

Ishak ve ark.'nın intrasinüs ve ekstrasinüs tekniğinin kemik üzerinde oluşturduğu stresi SEA ile karşılaştıran çalışmalarında posterior bölgeye iki adet zigomatik implant, anterior bölgeye iki adet dental implant üzerine sabit protez uygulamışlardır. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan stres en fazla intrasinüs uygulanan modelde görülmekteyken oblik kuvvetler altında ekstrasinüs tekniğinde daha fazla stres birikimi olduğu bulunmuştur (183). Wen ve ark. intrasinüs, ekstrasinüs ve ektramaksiller tekniği karşılaştırdıkları çalışmada 6 numaralı diş bölgesine zigomatik implant, 2 ve 4 numaralı diş bölgesine dental implant yerleştirmişlerdir. Fonksiyonel kuvvetler altında kemikte oluşan stresler incelendiğinde ektramaksiller grupta oluşan stresin en fazla olduğu görülmüştür. İntrasinüs tekniğinde vertikal kuvvetler altında kemikte oluşan stresi 10 MPa, oblik kuvvetler altında oluşan stresi 5 MPa olarak bildirmişlerdir (12). Bu literatür bulgusu, premaksiller bölgede ramus greftine yerleştirdiğimiz 4 dental implant ve intrasinüs tekniğiyle 2 zigomatik implant uyguladığımız modelde vertikal ve oblik kuvvetler altında oluşan stres ile korelasyon göstermektedir (sırasıyla 10,56 MPa ve 8,34 MPa).

Zigomatik implantların dental implantlarla kıyaslanabilir stres değerleri vermesi, greftleme ihtiyacını ortadan kaldırmakla birlikte bir takım dezavantajları da

içermektedir. Cerrahi işlemlere bağlı komplikasyonlar göz önüne alındığında atrofik maksillanın tedavi seçenekleri için daha konservatif yöntemler bulmak amacıyla çeşitli araştırmalar yapılmış ve geçmişte sık kullanılan subperiosteal implantlar (Sİ) gündeme gelmiştir. Barrero ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptığı çalışma Sİ'lerin, intraosseöz implantlara ve ogmentasyon tedavisine alternatif bir yöntem olabileceğini söylemektedir (184).

Teknolojinin gelişmesiyle bilgisayar destekli yazılım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/ CAM) tekniği ve bilgisayarlı tomografi ile elde edilen modeller kullanılarak Sİ'nin daha iyi mekanik özelliklere sahip olması amaçlanmıştır. Sİ ile ilgili yapılan son çalışmalar, CAD/CAM ile kişiye özel üretilen Sİ'lerin, kemik üzerine adaptasyonunun daha iyi olacağı ve vitalyum kullanılarak mukoza üzerinden ölçü yöntemiyle üretilen ilk örneklerine göre başarısının daha iyi olacağını belirtmektedir (104, 105).

Momaerts ve ark. total dişsiz atrofik maksillaya sahip 9 hastaya titanyumdan üretilen Sİ uygulamışlar ve biyolojik, mekanik ve estetik olarak değerlendirmişlerdir. İki yıllık takip sonucu Sİ'lerin başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür. Greftleme ihtiyacını ortadan kaldırması, aynı seans protez yüklemeye izin vermesi, genel anestezi gerektirmemesi gibi avantajları bulunan Sİ'lerin, ogmentasyon teknikleri ve zigomatik implantlara alternatif bir yöntem olacağını vurgulamışlardır. Ancak bu konu ile ilgili uzun takip yapılan çalışmalara literatürde rastlanmamıştır. Titanyum Sİ'nin üretiminde kullanılan titanyumun çekme dayanımı 920 MPa'dır (8) ve çalışmamızda vertikal ve oblik kuvvetler altında implantta biriken toplam stres miktarı (88,86 MPa ve 62,68 MPa) titanyum Sİ'nin çekme dayanımından az olarak bulunmuştur. Çalışmamızdaki Sİ'ler kanatlara yerleştirilen ikişer adet vida ile stabilize edilmiştir. Momaerts ve ark. ilk jenerik Sİ'lerin her bir kanada 3 vida yerleştirilerek stabilize edildiğini ancak kişiye özel Sİ'lerin geliştirilmesiyle vida sayısının 3'ten 2'ye düşürülmesinin yeterli olacağını bildirmişlerdir. Hatta yaptıkları SEA çalışmasında tek bir vida ile yeterli stabilizasyonun sağlanabileceği ancak vida gevşemesi gibi bir mekanik komplikasyon sonrası protez kaybının yaşanmaması için ikinci vidanın

yerleştirilmesinin yararlı olacağını savunmuşlardır. Titanyum Sİ'lardaki bir diğer dezavantaj, polisajlı yüzeye sahip titanyum abutment çevresinde gelişebilecek peri-abutment mukositisidir. Protetik restorasyonu değiştirmeden peri-implantitis görülen abutmentin elmas frez ile ortadan kaldırılmasını öneren çalışmada yeni bir materyal arayışına gidilebileceği de önerilmiştir (8).

Son yıllarda diş hekimliği alanında titanyuma alternatif olacak polieter eter keton (PEEK) içerikli materyallere ilgi artmaktadır. Alveolar kemiğin young modülü 13.700 MPa, titanyumun young modülü 110.000 MPa ve PEEK'in young modülü 10.000 MPa'dır. PEEK ile üretilen dental implantların mekanik özelliklerinin kemiğe daha yakın olması nedeniyle titanyuma kıyasla kemik üzerinde daha az stres birikimine sebep olacağı belirtilmektedir (73). Ancak çalışmamızda PEEK ile üretilen Sİ'larda vertikal ve oblik kuvvet uygulandığında kortikal ve trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresi diğer modellere göre en fazla bulunmuştur. PEEK uygulanan modelde kortikal kemikte oluşan sıkışma stresi kemiğin çekme dayanımından az olmasına rağmen vertikal kuvvet uygulanan trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresi (7,23 MPa) trabeküler kemiğin çekme dayanımından (169) (5 MPa) fazla bulunmuştur. Kemik üzerinde sıkışma ve gerilim streslerinin artması kemiğin rezorptif sürecini artırmaktadır (164).

3 boyutlu (3D) PEEK materyalinin mekaniksel özellikleri ısı, kalınlık ve yazdırma açısı gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Li ve Lou'nun yaptıkları çalışmada mekaniksel dayanıklılığın PEEK materyali 0,1 mm kalınlıkta olduğunda ve paralel yazdırma açısı kullanıldığında en ideal seviyeye ulaştığı gösterilmiştir. Bu şartlar altında 3D-PEEK materyalinin çekme dayanımının 87,34 MPa'a kadar çıkabileceği gösterilmiştir (185). Ancak çok sayıdaki çalışmada 3D-PEEK materyalinin çekme dayanımı yaklaşık olarak 50 MPa olarak bildirilmektedir (186). Çalışmamızda 3D-PEEK materyali ile yapılan Sİ'a vertikal kuvvet uygulandığında implant üzerindeki stres 65,32 MPa, oblik kuvvet uygulandığında 38,22 MPa olarak bulunmuştur. PEEK materyali üzerindeki stres miktarının literatürde belirtilen çekme dayanımına yakın

bir değerde ya da fazla olması okluzal kuvvetler altında implantta mekanik komplikasyonların oluşma riskini artıran bir faktör olarak görülmektedir.

Maksiller kemik, trabeküler içeriğinin daha fazla olması nedeniyle biyomekanik olarak dezavantajlıdır. Hem sabit hem de hareketli protezler için bakıldığında maksillaya uygulanan protezlerin sağ kalım oranları mandibulaya göre daha düşüktür. Bu yüzden maksillaya implant destekli sabit protez ile restorasyon yapılırken implant sayısını artırmak önemlidir (39).

Balaguer ve ark. implant destekli sabit protezlerin uzun dönem sağ kalımını araştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada total dişsiz maksillaya sahip hastalar iki gruba ayrılmışlardır ve her hasta en az 3 yıl takip edilmiştir. Gruplardan birine 4 implant uygulanırken diğerine 6 implant uygulanmıştır. 4 implant planlanan hasta grubunda implant sağ kalım oranı %85,7 iken 6 implant planlanan hasta grubunda implant sağ kalım oranı %100 olarak bulunmuştur. Çalışma 6 implant üzerine uygulanan sabit protezi en iyi tedavi seçeneği olarak değerlendirmiştir (187).

Lambert ve ark. total dişsiz maksillanın sabit implant destekli protez ile rehabilitasyonunda implant sayısının önemini araştırdıkları çalışmalarında 6 implant üzerine yapılan protezlerin sağ kalım oranlarının 6'dan az olanlara göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. 6 implant ve üzeri implant yapılan protezlerin 1 yıllık takipte başarı oranı %100 olarak bulunmuşken 10 yıllık takipte başarı oranı %98.3 olarak görülmüştür. 6'dan az implant üzerine yapılan protezlere baktığımızda ise 1 yıllık takipte başarı oranı % 96.8 iken 10 yıllık takipte bu oran % 96.1 olarak karşımıza çıkmaktadır (188). Gallucci ve ark. total dişsiz maksillada 6'dan az implant üzerine sabit protez, 6 ve üzeri implant üzerine sabit protez yaptıkları çalışmada, 6'dan az implant uygulanan grupta %80,3, 6 ve üzeri implant uygulanan grupta %95 sağ kalım oranı bildirmişlerdir (189). Bu nedenle çalışmamızda horizontal yetersizliği bulunan maksilla modellerimize kemik artırımını yaptıktan sonra 6 adet implant üzeri sabit protetik restorasyonlar uygulanmıştır.

Skalak ve ark. implant kayıplarında en önemli sebebin biyomekanik kavramların tam olarak değerlendirilmeden implant uygulanması olduğunu söylemişlerdir (190). Michailidis ve ark. implanta gelen yüklerin, peri-implant kemik kaybı ve implant kayıpları üzerine etkisini incelemek için SEA yöntemini kullanarak bir çalışma yapmışlardır. 75, 150 ve 225 N'luk kuvveti vertikal, horizontal ve oblik olarak implant üzerine uygulamışlardır. Çalışmanın sonucuna göre horizontal olarak gelen 225 N'luk kuvvetin implantlar üzerinde en yıkıcı etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. İmplant modellerinin etrafında 1 mm kemik rezorpsiyonu olan implant modelinde horizontal yönde gelen 225 N'luk kuvvet titanyum implantın çekme dayanımı olan 950 MPa'nın üzerinde bir stres oluşturmaktadır (191). Çalışmamızda vertikal yönde uygulanan 150 N ve oblik yönde uygulanan 50 N'luk okluzal kuvvetler altında dental implantların, zigomatik implantların ve abutmentlerin üzerinde biriken stres miktarı üretici firmanın (Nobel Biocare) bu materyalin çekme dayanımı olarak sunduğu 860 MPa (192) değerinin altında bulunmaktadır.

Çalışmamızda metal alt yapı olarak titanyum alaşımı kullanılmıştır. Sertgöz ve ark.'nın total dişsiz mandibuler kemikte 6 implant üzerine sabit protezlerde kullanılan değişik altyapı materyallerinin stres dağılımıyla ilgili SEA yaptıkları çalışmada altın, gümüş-paladyum, krom-kobalt ve titanyumdan üretilen metal altyapının, okluzal kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu stres incelenmiştir. Çalışma sonuçlarına göre alt yapı materyali olarak kullanılan 4 metal de benzer stres dağılımı göstermiştir. Tüm arkin sabit protez ile restorasyonunda kullanılan alt yapı materyalinin dayanıklılığının biyolojik prognoz üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (193). Çalışmamızda tüm modellerde metal alt yapı olarak grade 5 titanyum kullanılmıştır. İliak greftleme yapılarak 6 implant üzerine tek parça metal alt yapı ile rehabilite edilen Model 1'de kemikte oluşan gerilme stresi maksimum bulunurken PEEK'ten üretilen S1 ile rehabilite edilen Model 4'te kemikte oluşan sıkışma stresi maksimum bulunmuştur. Öte taraftan hem vertikal hem de oblik kuvvetler altında metal alt yapıda biriken stres en fazla titanyum S1 uygulanan modelde bulunmuştur. Buna rağmen titanyum S1'in metal altyapısında biriken toplam stres miktarı (vertikal=649,89 MPa, oblik=451,08 MPa) titanyum alaşımının çekme dayanımı olan

972 MPa'ın altında çıkmıştır (194). Bu nedenle implantların takip döneminde biyolojik komplikasyon görülme riski iliak greftleme yapılan maksilla modelinde, mekanik komplikasyon görülme riski ise titanyum Sİ kullanılan maksilla modelinde beklenebilir.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre;

1. Atrofik total dişsiz maksillanın sabit protetik rehabilitasyonu için oluşturulan 4 senaryoda fonksiyonel kuvvetler altında kemik, implantlar, abutment ve metal alt yapıda oluşan stres değerlerine bakıldığında tedavi seçeneği olarak ideal bir seçenek olmadığı görülmektedir.
2. Vertikal kuvvetler altında kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme stresi en fazla iliak kemik grefti uygulanan modelde görülmüştür ancak bu değer kortikal kemiğin çekme dayanımının oldukça altında bulunmaktadır. Aynı zamanda iliak greftleme uygulanan modelde, implantlar üzerine gelen stres diğer tüm modellerden fazla bulunmuştur. Bu nedenle iliak greftleme ile rekonstrükte edilen maksillalarda kemik üzerinde ve implant üzerinde biriken stresi ve buna bağlı oluşabilecek mekanik ve biyolojik komplikasyon riskini azaltmak için implant sayısı artırılabilir.
3. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi en fazla titanyum S1 uygulanan modelde görülmüştür ancak bu değer kortikal kemiğin çekme dayanımının oldukça altında bulunmaktadır. Total dişsiz maksillada S1'lerin stabilizasyonu, zigomatik butress ve nazal kavitenin laterallerine doğru uzanan kanatlara mini vidalar yerleştirilerek sağlanır. S1'lerin önemli komplikasyonlarından biri olan vida gevşemesi implantın stabilizasyon kaybına ve başarısızlığına yol açabilmektedir. Çalışmamızın sonucunda gerilme stresinin titanyum S1'ta fazla çıkması uzun dönemde vida gevşemesi gibi mekanik bir komplikasyonun oluşma riskini göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda tercih ettiğimiz iki adet vida ile kanatların stabilizasyonu yerine vida sayısı arttırılması mekanik komplikasyon riskini azaltmak için önerilebilir.
4. Vertikal ve oblik kuvvetler altında metal alt yapıda biriken stres en fazla titanyum S1 uygulanan modelde görülmüştür ancak bu değer titanyum alaşımının çekme dayanımının altında bulunmaktadır. Bu sonuç bize titanyum S1 kullanılarak yapılan tek parça sabit protetik restorasyonlarda uzun

dönemde mekanik komplikasyon görülme riskinin oluşabileceğini düşündürmektedir.

5. PEEK S1 uygulanan modelde hem kortikal hem de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresi maksimum bulunmuştur. Hatta vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresi kemiğin çekme dayanımından fazla bulunmuştur. Buna rağmen PEEK materyalinden oluşan subperiosteal implantta ve abutmentında minimum düzeyde stres oluşmuştur. Bu veriler bize young modülü kemik ile uyumlu olan PEEK materyalinin okluzal kuvvetleri kendi içinde barındırmayıp direkt kemiğe yansıttığını düşündürmektedir.
6. Oblik kuvvetler altında implantlar üzerinde oluşan toplam stres en fazla zigomatik implant uygulanan modelde izlenmiştir. Ancak kemikte biriken stresi ele aldığımızda İliak greft uygulanan modeldeki 6 numaralı diş etrafında oluşan stresin açılı yerleştirilen zigomatik implanta göre fazla olduğu görülmüştür. Bu bulgular bize zigomatik implant uygulanarak rehabilite edilen üst çenelerde implantlarda mekanik komplikasyonların, iliak greftleme ile rehabilite edilen üst çeneler de ise kemiğe bağlı biyolojik komplikasyonların oluşma riskinin fazla olabileceğini düşündürmektedir.
7. İliak greft uygulanan Model 1'de 2 ve 4 numaralı implantlar çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme ve sıkışma stres miktarları, Model 2'de ramus greftine yerleştirilen 2 ve 4 numaralı implantlar çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve sıkışma stres miktarlarından fazla bulunmuştur. Bu bulgu bize intraoral kaynaklı ve kortikal içeriği fazla ramus greftinin iliak grefte göre yük taşıma kapasitesinin fazla olduğunu düşündürmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Plischka G. Implantology in dentistry. *Zahnarztliche Praxis*. 1960;21(16):181-3.
2. van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(5).
3. Parel SM, Triplett RG. Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2004;62:41-7.
4. Gongloff RK, Cole M, Whitlow W, Boyne P. Titanium mesh and particulate cancellous bone and marrow grafts to augment the maxillary alveolar ridge. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1986;15(3):263-8.
5. Isaksson S, Ekfeldt A, Alberius P, Blomqvist J-E. Early results from reconstruction of severely atrophic (Class VI) maxillas by immediate endosseous implants in conjunction with bone grafting and Le Fort I osteotomy. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1993;22(3):144-8.
6. Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(2).
7. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;67(4):872-81.
8. Mommaerts M. Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant 'AMSJI' for the maxilla. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2019;48(1):108-14.
9. Mounir M, Atef M, Abou-Elfetouh A, Hakam M. Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: Two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2018;47(5):658-64.
10. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*. 2012;28(12):1280-3.
11. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*. 2008;36(7):463-71.
12. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, et al. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(3):203-15.
13. Yang J, Xiang H-J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of biomechanics*. 2007;40(11):2377-85.
14. Block MS. Dental implants: the last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018;76(1):11-26.
15. Guillaume B. Dental implants: A review. *Morphologie*. 2016;100(331):189-98.
16. Clark D, Levin L. Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success. *Quintessence Int*. 2016;47(5):417-23.
17. Pasqualini U, Pasqualini M. *Treatise of Implant Dentistry*. Carimate Como: AriesDue. 2009.
18. Garg AK. *Implant Dentistry-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2009.

19. Breinemark P, Adell R, Breine U, Hansson B, Lindstrom I, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. part 1: experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
20. Nimigean V, SĂLĂVĂSTRU DI, Nimigean VR, Poll A, Sirbu VD, Moraru SA, et al. Experimental model for optimizing dental implant therapy in the posterior maxilla. *ROMANIAN BIOTECHNOLOGICAL LETTERS.* 2020;25(1):1170-7.
21. Branemark P-I. Introduction to osseointegration. *Tissue-integrated prostheses.* 1985:11-76.
22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine.* 2004;15(4):240-8.
23. Pourdanesh F, Ejlali M, Sayyedi A. Does subperiosteal implants still work as an option for management of severe atrophic ridge? *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2015;44:e125.
24. Carlson S, Rostlunt T, Abrektsson B, Abrektsson T, Branemark P. Osseointegration of titanium implant. *Acta Orthop Scand.* 1986;57:285-9.
25. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
26. Bajoghli F, Sabouhi M, Davoudi A, Badrian H, Molazem M. A Brief Review on Contemporary Methods and Equipment Used for Implant Stability Assessments. *Journal of International Oral Health.* 2015;7(10):10.
27. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of maxillofacial surgery.* 1981;9:15-25.
28. Davies J. Mechanisms of endosseous integration. *International Journal of Prosthodontics.* 1998;11(5).
29. Peleg M, Sawatari Y, Marx RN, Santoro J, Cohen J, Bejarano P, et al. Use of corticocancellous allogeneic bone blocks for augmentation of alveolar bone defects. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2010;25(1).
30. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials.* 2004;25(10):1959-67.
31. Mavrogenis A, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2009;9(2):61-71.
32. Franchi M, Fini M, Martini D, Orsini E, Leonardi L, Ruggeri A, et al. Biological fixation of endosseous implants. *Micron.* 2005;36(7-8):665-71.
33. Şimşek M. Sistemik olarak verilen pignogenol (çam kabuğu ekstresinin) ve çörek otu yağının tavşan tibiasında implant stabilitesine etkisinin mekanik testlerle incelenmesi. 2019.
34. Junqueira LC CJ, Kelly RO. . *Basic Histology.* . 7th ed. ed. USA: Appleton and Lange. 1992. 170-5, p.
35. Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaranjani P, Sharmila MR. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society.* 2013;13(4):555-9.
36. Linkow LI, Cherchève R. *Theories and techniques of oral implantology:* CV Mosby Company; 1970.
37. Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. *Journal of oral biology and craniofacial research.* 2013;3(2):92-7.

38. Pi B, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence. 1985;11(12):253.
39. Misch CE, Abbas H. Contemporary implant dentistry. 3rd. St Louis: Mosby. 2008;1061.
40. Miloro M, Ghali G, Larsen PE, Waite PD. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery: Springer; 2004.
41. Brånemark P, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindström J, Rockler B. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1984;42(8):497-505.
42. Parr GR. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry: Per-Ingvar Branemark, MD, Ph. D., George A. Zarb, DSS, MS, FRCD (C), and Thomas Albrektsson, MD, Ph. D. Chicago, 1985, Quintessence Publishing Company, Inc. 350 pages, illustrated, indexed. Price \$88.00. Mosby; 1985.
43. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1971;26(3):266-79.
44. Garg AK. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants: rationale and clinical applications: Quintessence Publishing Company; 2004.
45. El-Ghareeb M, Pi-Anfruns J, Khosousi M, Aghaloo T, Moy P. Nasal floor augmentation for the reconstruction of the atrophic maxilla: a case series. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012;70(3):e235-e41.
46. Mertens C, Freier K, Engel M, Krisam J, Hoffmann J, Freudlsperger C. Reconstruction of the severely atrophic edentulous maxillae with calvarial bone grafts. *Clinical oral implants research*. 2017;28(6):749-56.
47. Cawood J, Howell R. A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1988;17(4):232-6.
48. Sorni M, Guarinos J, García O, Peñarrocha M. Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2005;10:E45-56.
49. Felice P, Karaban M, Pistilli R, Bellini P, Bonifazi L, Barausse C. Minimally invasive rehabilitation of a severely atrophic and fully edentulous maxilla using 4-mm-ultrashort implants: A case report with 1-year follow-up. *Oral and Maxillofacial Surgery Cases*. 2020;6(3):100176.
50. Torres Y, Raoul G, Lauwers L, Ferri J. The use of onlay bone grafting for implant restoration in the extremely atrophic anterior maxilla. A case series. *Swiss dental journal*. 2019;129(4):274-85.
51. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*. 1999;8(1):90.
52. Burchardt H, Enneking W. Transplantation of bone. *Surgical Clinics of North America*. 1978;58(2):403-27.
53. Pikos MA. Block autografts for localized ridge augmentation: Part II. The posterior mandible. *Implant dentistry*. 2000;9(1):67-75.
54. Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A. Bone augmentation techniques for horizontal and vertical alveolar ridge deficiency in oral implantology. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2019;31(2):163-91.
55. Kökden A, Türker M. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan kemik greftleri ve biyomateryaller. *CÜ DisHek Fak Derg* 1999, 2 (2): 134. 1999;140.
56. Sakkas A WF, Heufelder M, Winter K, Schramm A. . Autogenous bone grafts in oral implantology-is it still a "gold standard"? A consecutive review of 279 patients with 456 clinical procedures. *Int J Implant Dent*. 2017;3((1)):23.

57. Keller E, Van Roekel N, Desjardins R, Tolman D. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1987;2(3).
58. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: a preliminary procedural report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(3).
59. Haggerty CJ, Vogel CT, Fisher GR. Simple bone augmentation for alveolar ridge defects. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2015;27(2):203-26.
60. Marx RE SM. Atlas of oral and extraoral bone harvesting. Chicago: Quintessence; 2010. 39-60 p.
61. Güngörmüş M, Yilmaz A, Ertaş Ü, Akgül H, Yavuz M, Harorli A. Evaluation of the mandible as an alternative autogenous bone source for oral and maxillofacial reconstruction. *Journal of international medical research*. 2002;30(3):260-4.
62. Andersson L. Patient self-evaluation of intra-oral bone grafting treatment to the maxillary frontal region. *Dental Traumatology*. 2008;24(2):164-9.
63. Kademani D, Keller E. Iliac crest grafting for mandibular reconstruction. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2006;14(2):161-70.
64. Joshi A, Kostakis G. An investigation of post-operative morbidity following iliac crest graft harvesting. *British dental journal*. 2004;196(3):167-71.
65. Abramowicz S, Katsnelson A, Forbes PW, Padwa BL. Anterior versus posterior approach to iliac crest for alveolar cleft bone grafting. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;70(1):211-5.
66. Dimitriou R, Mataliotakis GI, Angoules AG, Kanakaris NK, Giannoudis PV. Complications following autologous bone graft harvesting from the iliac crest and using the RIA: a systematic review. *Injury*. 2011;42:S3-S15.
67. Watts S. FACIAL PLASTIC AND RECONSTRUCTIVE SURGERY 3RD EDNI D Papel, JL Frodel, GR Holt, WF Larrabee, NE Nachlas, SS Park Theime2009 ISBN 978 1 588 90515 4 pp 1200 Price€ 209.95. *The Journal of Laryngology & Otology*. 2009;123(12):1407-.
68. Tetè S, Vinci R, Zara S, Zizzari V, Cataldi A, Mastrangelo F, et al. Atrophic jaw reconstruction by means of calvarial bone graft: long-term results. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010;21(4):1147-52.
69. Movahed R, Pinto LP, Morales-Ryan C, Allen WR, Wolford LM, editors. Application of cranial bone grafts for reconstruction of maxillofacial deformities. *Baylor University Medical Center Proceedings*; 2013: Taylor & Francis.
70. Sertan E. Genel Bilgiler. Her Yönüyle Maksiller Sinüs Lifting Teknikleri. İstanbul: Dentsem Eğitim ve Yayıncılık Kitapları,; 2019. 48-64 p.
71. Davarpanah M, Caraman M, Szmukler-Moncler S, Jakubowicz-Kohen B, Alcolforado G. Preliminary data of a prospective clinical study on the Osseotite NT implant: 18-month follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(3).
72. Boyne PJ. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Oral Surg*. 1980;38:613-6.
73. Tatum Jr H. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*. 1986;30(2):207-29.
74. Frost H, Jensen O. Vital biomechanics of bone and bone grafts. *The Sinus Bone Graft*, 2nd ed Chicago, IL: Quintessence Publishing Co, Ltd. 2006:27-39.
75. Summers R. Conservative osteotomy technique with simultaneous implant insertion. *Dental implantology update*. 1996;7(7):49-53.
76. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium (Newtown, Pa)*. 1994;15(2):152, 4-6, 8 passim; quiz 62.

77. Zitzmann NU, Schärer P. Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla: Comparison of the crestal and lateral approaches. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1998;85(1):8-17.
78. Rosen PS, Summers R, Mellado JR, Salkin LM, Shanaman RH, Marks MH, et al. The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(6):853-8.
79. Testori T, Weinstein R, Wallace S. Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment: Quintessence Publ.; 2009.
80. Ozyuvaci H, Aktas I, Yerit K, Aydin K, Firatli E. Radiological evaluation of sinus lift operation: what the general radiologist needs to know. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2005;34(4):199-204.
81. Chen S, D. Buser, and D. Wismeijer ITI Treatment Guide 5: Sinus Floor Elevation Procedures: Quintessence Publishing Co.; 2011.
82. GÜVEN O. Importance of Maxillary Sinüs in Implantology and Sinüs Lifting Procedures. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*. 2010; 1((1)).
83. Tulasne JF. Osseointegrated fixtures in the pterygoid region. *Advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region* Chicago: Quintessence. 1992;182.
84. Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Peñarrocha M. Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(4).
85. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(4).
86. Valeron JF, Velazquez JF. Placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region: surgical procedure and preliminary results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1997;12:814-9.
87. Candel E, Peñarrocha D, Peñarrocha M. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38(S1):461-6.
88. Brånemark P. Surgery and fixture installation. *Zygomaticus Fixture Clinical Procedures* Göteborg, Sweden: Nobel Biocare. 1998;1.
89. Aparicio C, Brånemark P-I, Keller EE, Olivé J. Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(1).
90. Bowden J, Flood T, Downie I. Zygomaticus implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2006;44(1):54-6.
91. Aparicio C, Aparicio DC. *Zygomatic Implants: the anatomy-guided approach*: Quintessence; 2012.
92. Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontology 2000*. 2008;47(1):162-71.
93. Atalay B. İLERİ DERECEDE REZORBE MAKSİLLALARIN ZİGOMATİK İMPLANTLARLA REHABİLİTASYONU. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2010;44(2):133-40.
94. RJ F. *Oral and Maxillofacial Surgery; Volume 2 Orthognatic Surgery*: Elsevier Science; (2000).
95. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(6).

96. Brånemark P-I GK, Worthington P. . Osseointegration and Autogenous Onlay Bone Grafts : Reconstruction of the Edentulous Atrophic Maxilla: Quintessence Pub. Co; 2001.
97. Ishak M, Kadir MA, Sulaiman E, Kasim NA. Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;41(9):1077-89.
98. KOÇYİĞİT ID TK, ATIL F, TEKİN U, SUER BT, PEKPERDAHCI T, COŞKUNSES FM, ÖZGÜL Ö . . zigoma implantlarına genel ve güncel bakış.: Quintessence; 2015. 25–34 p.
99. Aparicio C, Ouazzani W, Aparicio A, Fortes V, Muela R, Pascual A, et al. Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(1):55-61.
100. Maló P, de Araujo Nobre M, Lopes I. A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(5):354-66.
101. Schüpbach P, Glauser R, Rocci A, Martignoni M, Sennerby L, Lundgren A, et al. The human bone–oxidized titanium implant interface: a light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2005;7:s36-s43.
102. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and complications of zygomatic implants: an updated systematic review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016;74(10):1949-64.
103. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*. 2003;29(3):111-6.
104. Kusek ER. The use of laser technology (Er; Cr: YSGG) and stereolithography to aid in the placement of a subperiosteal implant: case study. *Journal of Oral Implantology*. 2009;35(1):5-11.
105. Weiss CM. Ridge-lapping restorative crowns over endosteal and subperiosteal implant abutments. *Journal of Oral Implantology*. 2001;27(2):89-97.
106. Flynn HE, Natiella JR, Meenaghan MA, Carter JM. The unilateral subperiosteal implant: A clinical technique evolving from experimental studies. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1982;48(1):82-5.
107. Moore DJ, Hansen PA. A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(2):145-50.
108. Young Jr L, Michel JD, Moore DJ. A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(5):690-4.
109. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):33-44.
110. Wagner J, Wagner S. Reviews from Current Literature. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(1):49-55.
111. Camilli JA, da Cunha MR, Bertran CA, Kawachi EY. Subperiosteal hydroxyapatite implants in rats submitted to ethanol ingestion. *Archives of oral biology*. 2004;49(9):747-53.
112. Fettig R, Kay J. A seven-year clinical evaluation of soft-tissue effects of hydroxylapatite-coated vs. uncoated subperiosteal implants. *The Journal of oral implantology*. 1994;20(1):42-8.

113. Mansueto RF. Replacement of a mandibular subperiosteal implant. *Journal of Oral Implantology*. 1999;25(3):199-202.
114. Lozada J. Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT Scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *The Journal of oral implantology*. 1996;22(1):34-6.
115. Sirbu D, Ioan. Subperiosteal implant technology: report from Rumania. *Journal of Oral Implantology*. 2003;29(4):189-94.
116. Stoler A. Helical CT scanning for CAD/CAM subperiosteal implant construction. *The Journal of oral implantology*. 1996;22(3-4):247-57.
117. Cranin AN, Klein M, Ley JP, Andrews J, DiGregorio R. An in vitro comparison of the computerized tomography/CAD-CAM and direct bone impression techniques for subperiosteal implant model generation. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):74-9.
118. Mommaerts M. Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2017;46(7):938-40.
119. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
120. Muddugangadhar B, Amarnath G, Tripathi S, Dikshit S, Divya M. Biomaterials for dental implants: An overview. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*. 2011;2(1):13-24.
121. Elias C, Lima J, Valiev R, Meyers M. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*. 2008;60(3):46-9.
122. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *Journal of oral implantology*. 2011;37(3):367-76.
123. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(3).
124. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*. 2000;31:D22-D7.
125. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(1):12-9.
126. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(4):325-31.
127. Martin R, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *Journal of biomechanics*. 1989;22(5):419-26.
128. Wenz L, Merritt K, Brown S, Moet A, Steffee A. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *Journal of biomedical materials research*. 1990;24(2):207-15.
129. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*. 2006.
130. Jingade R, Rudraprasad I, Sangur R. Biomechanics of dental implants: A FEM study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2005;5(1):18.
131. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of oral implantology*. 1992;18(3):264-74.
132. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of biomechanics*. 1975;8(6):393-405.
133. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*; 2012.

134. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European journal of dentistry*. 2010;4(04):374-82.
135. DOMANIÇ KY, Kahramanoğlu E, ÖZKAN YK. Bruksizm ve İmplant Başarısı: Literatür Derleme. *Cumhuriyet Dental Journal*.19(2):172-80.
136. Herekar MG, Patil VN, Mulani SS, Sethi M, Padhye O. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs. *Dental research journal*. 2014;11(4):489.
137. KÜÇÜKKURT S. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(4):701-10.
138. Daskalaki A. *Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry: Advanced Techniques for Clinical Dentistry*: IGI Global; 2009.
139. M. İ. Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı; 1988.
140. Gere J GB. *Mechanics of Materials*: Cengage Learning; 2009.
141. Doblaré M, Garcia J, Gómez M. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*. 2004;71(13-14):1809-40.
142. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(4):229-35.
143. A.K. UMvA. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2010).
144. ÖNDÜRÜCÜ A, KILINÇ M. Bruksizm Tedavisinde Kullanılan Oklüzal Splintlerdeki Gerilme Dağılımının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. 2018;22(2):861-6.
145. Güngör M, DüNDAR M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;26:107-16.
146. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
147. SOYKAN E, ESKİTAŞÇIOĞLU G, ÜNSAL E, BAĞIŞ N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları.
148. S. R. *The Finite Element Method in Engineering*: Elsevier Science and Technology Books; 2004.
149. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysisd New Trends and Developments Rijeka, Croatia*: Intech. 2012:21-54.
150. Gümrükçü Z, Bayrakdar SK. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. 2019.
151. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(3):425.
152. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*. 2002;30(1):41-6.
153. Zienkiewicz OC, Taylor RL. *The finite element method for solid and structural mechanics*: Elsevier; 2005.
154. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*. 2019;11(Suppl 2):S85.

155. Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of oral implantology*. 1996;22(2):104-10.
156. Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yaluğ S, Korkmaz T. Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38(5):557-67.
157. Tie Y WD, Ji T, Wang CT, Zhang CP. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. *J Craniomaxillofac Surg*. 2006(34):5.
158. Möhlhenrich SC, Kniha K, Szalma J, Ayoub N, Hölzle F, Wolf M, et al. Stress distribution in mandibular donor site after harvesting bone grafts of various sizes from the ascending ramus of a dentate mandible by finite element analysis. *Clinical oral investigations*. 2019;23(5):2265-71.
159. 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;69:715-25.
160. Davo R, Pons O, Rojas J, Carpio E. Immediate function of four zygomatic implants: a one-year report of a prospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2010;3(4):1-11.
161. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(3).
162. DeHoff P, Anusavice K. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *Journal of dental research*. 1984;63(11):1327-31.
163. TAŞKINSEL E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(Supplement 8):131-5.
164. CE M. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Ankara: Atlas Kitapçılık; 2011. 839-905 p.
165. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of oral biology*. 1993;38(6):491-6.
166. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci*. 2008;3(2):65-74.
167. Wolff J, Narra N, Antalainen A-K, Valášek J, Kaiser J, Sándor GK, et al. Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials & design*. 2014;61:177-84.
168. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(1):3-15.
169. 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(6):422-31.
170. Melsen B, Lang N. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(2):144-52.
171. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):792-807.
172. Sasada Y, Cochran DL. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(6).
173. Thorwarth M, Srour S, Felszeghy E, Kessler P, Schultze-Mosgau S, Schlegel KA. Stability of autogenous bone grafts after sinus lift procedures: a comparative study between

- anterior and posterior aspects of the iliac crest and an intraoral donor site. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005;100(3):278-84.
174. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24.
 175. Alérico FA BS, Fontão FN, Diez GF, Alérico JH, Claudino M. Prospective tomographic evaluation of autogenous bone resorption harvested from mandibular ramus in atrophic maxilla. *J Craniofac Surg*. 2014;25(6):e543-e6.
 176. Lu M, Rabie A. Quantitative assessment of early healing of intramembranous and endochondral autogenous bone grafts using micro-computed tomography and Q-win image analyzer. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2004;33(4):369-76.
 177. Fretwurst T, Gad LM, Nelson K, Schmelzeisen R. Dentoalveolar reconstruction: modern approaches. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*. 2015;23(4):316-22.
 178. Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Ouazzani W, Claros P, Potau JM, et al. The Long-term use of zygomatic implants: A 10-year clinical and radiographic report. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(3):447-59.
 179. Gutiérrez Muñoz D, Obrador Aldover C, Zubizarreta-Macho Á, González Menéndez H, Lorrio Castro J, Peñarrocha-Oltra D, et al. Survival Rate and Prosthetic and Sinus Complications of Zygomatic Dental Implants for the Rehabilitation of the Atrophic Edentulous Maxilla: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biology*. 2021;10(7):601.
 180. Lopes A, de Araújo Nobre M, Ferro A, Moura Guedes C, Almeida R, Nunes M. Zygomatic Implants Placed in Immediate Function through Extra-Maxillary Surgical Technique and 45 to 60 Degrees Angulated Abutments for Full-Arch Rehabilitation of Extremely Atrophic Maxillae: Short-Term Outcome of a Retrospective Cohort. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(16):3600.
 181. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(7):620-5.
 182. De Moraes P, Olate S, de Arruda Nobilo M, Asprino L, De Moraes M, de Albergaria Barbosa J. Maxillary "All-On-Four" treatment using zygomatic implants. A mechanical analysis. *Revue de stomatologie, de chirurgie maxillo-faciale et de chirurgie orale*. 2016;117(2):67-71.
 183. Ishak MI, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Finite element analysis of zygomatic implants in intrasinus and extramaxillary approaches for prosthetic rehabilitation in severely atrophic maxillae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(3).
 184. Barrero C, Border MB, Bencharit S. Fabrication of a maxillary implant retained overdenture using an existing subperiosteal implant: A clinical report. *The open dentistry journal*. 2011;5:122.
 185. Li Y, Lou Y. Tensile and bending strength improvements in PEEK parts using fused deposition modelling 3D printing considering multi-factor coupling. *Polymers*. 2020;12(11):2497.
 186. Wu W, Geng P, Li G, Zhao D, Zhang H, Zhao J. Influence of layer thickness and raster angle on the mechanical properties of 3D-printed PEEK and a comparative mechanical study between PEEK and ABS. *Materials*. 2015;8(9):5834-46.
 187. Balaguer J, Ata-Ali J, Peñarrocha-Oltra D, García B, Peñarrocha-Diago M. Long-term survival rates of implants supporting overdentures. *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(2):173-7.

188. Lambert FE, Weber HP, Susarla SM, Belser UC, Gallucci GO. Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla. *Journal of periodontology*. 2009;80(8):1220-30.
189. Gallucci GO AM, Taylor JC, Elpers J, Thalji G, Cooper LF. Maxillary Implant-Supported Fixed Prosthesis: A Survey of Reviews and Key Variables for Treatment Planning. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016(31):s192-s7.
190. YAŞAR MT, KILIÇ E, ALKAN A. FARKLI UZUNLUKTAKİ SİLİNDİRİK İMPLANTLARDAN OLUŞAN STRES MİKTARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ. *Sağlık Bilimleri Dergisi*.26(1):64-70.
191. Michailidis N, Karabinas G, Tsouknidas A, Maliaris G, Tsipas D, Koidis P. A FEM based endosteal implant simulation to determine the effect of peri-implant bone resorption on stress induced implant failure. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2013;23(5):317-27.
192. Biocare N. product catalog. 2015/2016.
193. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *international Journal of prosthodontics*. 1997;10(1).
194. Rafi HK, Karthik, N.V., Gong, H. et al. . Microstructures and Mechanical Properties of Ti6Al4V Parts Fabricated by Selective Laser Melting and Electron Beam Melting. *J of Materi Eng and Perform*. 2013;22.

8. EKLER

EK-1: Orijinallik Raporu



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Hatice Gözde Keleş
 Ödev başlığı: ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLANIN DENTAL İMPLANT DEST...
 Gönderi Başlığı: ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLANIN DENTAL İMPLANT DEST...
 Dosya adı: TEZ_en_SON_turnitin.docx
 Dosya boyutu: 18.12M
 Sayfa sayısı: 107
 Kelime sayısı: 22,134
 Karakter sayısı: 152,877
 Gönderim Tarihi: 10-Oca-2022 10:48ÖÖ (UTC+0300)
 Gönderim Numarası: 1739460191

T.C. HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ BİLGİ HİZMETLERİ FAKÜLTESİ AĞIL, DEĞER VE ÇİNE
 CEBERİTİ ANABİLİM DALI

ATROFİK TOTAL DİŞSİZ İMAGİLLERİN DENTAL İMPLANT DESTEĞİ PROTETİK
 BİRLEŞTİRİLMİŞ İYİLEŞİM UYGULAMASI ÜZERİNDEKİ İMPLANTLARIN VE ZİDDANETİK
 İMPLANTLARIN BİYOMİYOMİK İNTRASESİDE DENTAL İMPLANTLAR İLE İBRETİLE
 SORU İLEMLERİN STRES ANALİZİ KULLANILARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Hatice Gözde KELEŞ

Ağil, Değer ve Çine CEBERİTİ Anabilim Dalı

LEMANER TİZ

ANKARA

2022

ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLANIN DENTAL İMPLANT DESTEKLİ PROTETİK REHABİLİTASYONUNDA UYGULANAN SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARIN VE ZİGOMATİK İMPLANTLARIN KONVANSİYONEL İNTRAOSSEUZ DENTAL İMPLANTLAR İLE 3-BO

ORJİNALLİK RAPORU

%5	%6	%1	%4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	dspace.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
2	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	%1
3	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	%1
4	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
5	Submitted to Istanbul Aydin University Öğrenci Ödevi	%1
6	Submitted to Gazi University Öğrenci Ödevi	%1