

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

REZORBE MAKSİLLA MODELİNE UYGULANAN İMPLANTLARIN
UYGULAMA BÖLGELERİNDEKİ DEĞİŞİKLİKLERİN KEMİK VE İMPLANT
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Ümit ÖZGÜR

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2019

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

REZORBE MAKSİLLA MODELİNE UYGULANAN İMPLANTLARIN
UYGULAMA BÖLGELERİNDEKİ DEĞİŞİKLİKLERİN KEMİK VE İMPLANT
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Ümit ÖZGÜR

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL

ANKARA

2019

ONAY SAYFASI

02/10/2019

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt.Ümit Özgür'ün 02/10/2019 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Rezorbe Maksilla Modeline Uygulanan İmplantların Uygulama Bölgelerindeki Değişikliklerin Kemik Ve İmplant Üzerindeki Etkisinin Sonlu Eleman Analizi İle İncelenmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU

Hacettepe Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU

Gazi Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Alper Aktaş

Hacettepe Üniversitesi



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. A. Rüya Yazıcı

Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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⁾

03/10/2019

Ümit Özgök

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 **danışmanın** 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 imkânı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** 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 **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, tezimin her aşamasında tecrübesini ve katkılarını benden esirgemeyen sevgili hocam Sayın Doç. Dr. Mustafa Yiğit Saysel'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman hoşgörü ile yaklaşan ve desteklerini hep hissettiğim Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Hocalarıma,

Tezimin oluşması ve sürdürülmesindeki katkılarının yanı sıra, uzmanlık eğitimine başladığım ilk günden beri mesleki tecrübe ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen Dr. Dt. Serkan Kiriş ve Dr. Dt. Selen Adiloğlu'na,

Her koşulda birlikte çalışmaktan keyif aldığım ve uzmanlık eğitimim boyunca güzel bir çalışma ortamı oluşmasına katkı sağlayan sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Hayatıma girdiği günden beri, sonsuz sevgisi, desteği ve sabrıyla hayatı daha anlamlı ve güzel hale getiren sevgili eşim Ceren Özgür'e,

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, desteklerini her zaman hissettiğim sevgili annem ve babam Şefika Özgür ve Rıfki Özgür'e, kardeşim Abdullah Özgür'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Özgür Ümit Rezorbe Maksilla Modeline Uygulanan İmplantların Uygulama Bölgelerindeki Değişikliklerin Kemik ve İmplant Üzerindeki Etkisinin Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2019. Dental implantlar, modern diş hekimliğinde diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla en çok kullanılan tedavi yöntemidir. Tek bir diş eksikliğinden, çoklu diş eksikliklerine ve tam dişsizliklere kadar uzanan tüm durumlarda hastaların fonksiyonel, estetik, fonetik ve psikolojik durumlarının iyileştirilmesinde dental implant tedavileri ile doğal dişlere en yakın sonuçlar elde edilmektedir. Tam dişsizlik durumuyla birlikte ileri derecede atrofi görülen çenelerde, çene ilişkilerinin değişmesi, implant yerleştirilecek bölgelerde kemik dokunun yetersiz oluşu ve dental arklar arasındaki mesafelerin artışı; ideal protetik tedavi planlamalarını zorlu hale getirmektedir. Bu problemleri çözebilmek adına kemik ogmentasyon yöntemleri ve farklı implant tedavisi planlamaları geliştirilmiştir. Ogmentasyon yöntemleri sayesinde atrofik bölgelerin rekonstrüksiyonu ile dental implantların yerleşimi için yeterli kemik dokusunu sağlamak mümkün iken; tedavi sürelerinin ve geçirilen cerrahi operasyon sayısının artması, post-operatif dönemde oluşabilecek komplikasyonlar gibi etkenler hastaların ek cerrahi prosedürlere olan toleransını azaltabilmektedir. Bu çalışmanın amacı; premaksillada atrofinin belirgin şekilde görüldüğü kombinasyon sendromu gibi durumlarda, 2 farklı tedavi yaklaşımı (ogmentasyon ve implantların pozisyonel değişimi) uygulandığında, fonksiyonel kuvvetler altında implant ve protetik parçalar üzerinde, implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik dokusunda oluşan streslerin şiddetlerini ve bölgesel dağılımlarını karşılaştırmaktır. Çalışmamızda bu amaç doğrultusunda üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, mandibula ramustan elde edilen blok kemik grefti kullanılarak ogmente edilmiş premaksilla bölgesine yerleştirilen implantlar ve premaksilla ogmentasyonu yapılmaksızın sadece premolar-molar bölgeye yerleştirilen implantlar ile protetik rehabilitasyonu tamamlanan modellerde; implant, implant komponentleri ve çevre dokularda oluşan stres değerleri karşılaştırıldığında benzer sonuçlar elde edildiği gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: implant, maksilla, atrofi, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Özgür Ümit Evaluation of the Effect of Changes in Application Areas of Implants in A Resorbed Maxilla Model on Bone and Implants: Finite Element Analysis

In order to eliminate dental deficiencies, dental implants are the most widely used treatment modalities in modern dentistry. In all cases ranging from a single tooth deficiency to multiple tooth deficits and complete edentulism, dental implant treatment provide the closest results to the natural teeth by improving the functional, aesthetic, phonetic and psychological condition of the patients. In jaws with severe atrophy with complete edentulism; changes in jaw relations on transvers and sagittal plane, insufficient bone volume in the areas where will implants be placed and increasing interarc distances; makes prosthetic treatment challenging. In order to solve these problems, bone augmentation methods and different implant treatment plannings have been developed. It is possible to provide sufficient bone tissue for the placement of dental implants by reconstruction of atrophic regions through augmentation methods; factors such as increased duration of treatment and number of surgical operations, complications that may occur in the post-operative period may decrease the tolerance of patients for multiple surgical procedures. The aim of this study is to analyze and compare the severity and regional distribution of stresses under functional forces, in the cortical and cancellous bone that surrounds the implants, on the implant and prosthetic parts; when two different treatment approaches (augmentation and positional change of implants) are applied in cases such as combination syndrome where atrophy is prominent in the premaxilla. In this study, three dimensional finite element analysis method is used for this purpose. According to the results of this study; it was observed that similar stress values are obtained, when the premaxillary site is augmented with autogenous block graft taken from mandibular ramus, restored with implant therapy in the anterior site, compared with implant placement in premolar-molar site without any further augmentation procedures.

Keywords: implant, maxilla, atrophy, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Alveol Kemik	3
2.2. Alveol Kemiğın Rezorpsiyon Paterni	4
2.3. Genel Değişiklikler	5
2.3.1. Mandibulada Görülen Değişiklikler	6
2.3.2. Maksillada Görülen Değişiklikler	6
2.3.3. İntermaksiller İlişkide Görülen Değişiklikler	7
2.4. Sınıflamalar	7
2.5. Diş Eksikliklerinin Tedavisinde Kullanılan Yöntemler	12
2.6. Dental İmplant	12
2.6.1. Dental İmplant Tarihçesi	13
2.7. İmplant Materyalleri	18
2.8. Osseointegrasyon	22
2.9. Dental İmplantların Biyomekanik Özellikleri	23
2.10. Jenerik İmplant Gövde Terminolojisi	26
2.11. İmplant Gövdesi Bileşenleri	27
2.11.1. İmplant Gövdesi	28
2.10.2. Kret Modülü	29
2.10.3. Apeks Bölgesi	29
2.12. Jenerik Protetik Bileşen Terminolojisi	29
2.13. Kombinasyon Sendromu	30
2.14. Kombinasyon Sendromu Sınıflaması	31

2.15. Kombinasyon Sendromlu Hastalarda Tedavi Prensipleri	32
2.16. Kemik Greftleri ve Biyomateryaller	33
2.15. Biyomekanik Kavramlar	40
2.15.1. Kuvvet	40
2.15.2. Kütle	41
2.15.3. Stres (Gerilim)	41
2.15.4. Gerinim (Strain)	42
2.15.5. Elastisite (Young's) Modülü	43
2.15.6. Hooke Kanunu	43
2.15.8. Lineer Elastik Cisim	44
2.15.9. İzotropik Cisim	44
2.15.10. Homojen Cisim	44
2.16. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	45
2.16.1. Pre-Processing (Ön İşleme)	46
2.16.2. Solution (Çözümleme)	47
2.16.3. Post-Processing (Son İşleme)	47
2.16.4. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları	47
2.16.5. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	48
3.1. Modellerin Oluşturulması	51
3.2. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi	53
3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	55
3.4. Sonuçların Yorumlanması	56
4.BULGULAR	59
4.1. İmplant, Abutment ve Bar Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerleri	60
4.1.1. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi	60
4.1.2. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi	62
4.1.3. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Bar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi	63
4.2. Mukoza, Kortikal Kemik ve Kansellöz Kemikte Oluşan Sıkışma ve Gerinim Streslerinin Değerlendirilmesi	65

4.2.1. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Mukoza Üzerinde Oluşan Sıkışma Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi	65
4.2.2. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma ve Gerilim Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi	66
4.2.3. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Kansellöz Kemikte Oluşan Sıkışma ve Gerilim Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi	69
5.TARTIŞMA	72
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	83
7. KAYNAKÇA	85



SİMGELER VE KISALTMALAR

Al	: Alüminyum
cm	: Santimetre
CP-Ti	: Saf Titanyum
F	: Kuvvet
GPa	: Gigapaskal
kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
SEA	: Sonlu Eleman Analizi
Ti	: Titanyum
V	: Vanadyum
Zr	: Zirkonyum
σ	: Gerilme/sıkışma stresi
σ_1	: Maksimum Principal Stres
σ_3	: Minimum Principal Stres
τ	: Makaslama Stresi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Alveol kemiği	3
Şekil 2.2. Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon paternleri	5
Şekil 2.3. Maksilla ve mandibula rezorpsiyon yönleri	7
Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb sınıflaması	8
Şekil 2.5. Misch'in kemik kalitesi sınıflaması	9
Şekil 2.6. Misch & Judy kemik sınıflaması	10
Şekil 2.7. Cawood & Howell kemik sınıflaması	11
Şekil 2.8. Mısır Uygarlığında kullanılan tel ligatürler	13
Şekil 2.9. Maya Uygarlığında dental uygulanan implantlar	14
Şekil 2.10. Maggiolo ve Greenfield implant tasarımları	14
Şekil 2.11. Alvin ve Moses Strock tarafından geliştirilen endosteal implant	15
Şekil 2.12. Formiggini & Zeponi ve Chercheve tarafından geliştirilen implantlar	15
Şekil 2.13. Gershkoff ve Goldberg'in Subperiosteal implant tasarımı	16
Şekil 2.14. Osseointegrasyon	16
Şekil 2.15. Branemark'ın "fixture" tasarımı	17
Şekil 2.16. Kök Formlu İmplantlar A) Branemark "fixture"; B) Plazma Sprey İmplant; C) IMZ İmplant; D) Core-Vent İmplant; E) Integral İmplant	18
Şekil 2.17. İmplant yiv tasarımları A) "V" şekilli; B) Kare; C) Payanda; D) Ters Payanda	26
Şekil 2.18. İmplant gövde tasarımları	27
Şekil 2.19. İmplant gövde komponentleri	28
Şekil 2.20. Ramus greft potansiyel alanı	37
Şekil 2.21. Ramus grefti için flep ekartasyonu	38
Şekil 2.22. Ramus grefti kemik kesi hatları	39
Şekil 2.23. Stres formülü	41
Şekil 2.24. Stres çeşitleri A) Baskı; B) Çekme C) Makaslama/Kesme tipi	42
Şekil 3.1. 3 Boyutlu tarama cihazı	49
Şekil 3.2. Modellenmiş maksilla	51

Şekil 3.3. İmplant, abutment ve abutment vidası modeli	52
Şekil 3.4. İmplant ve bar modeli	52
Şekil 3.5. İmplant uygulanmış maksilla ve mandibula modelleri	53
Şekil 3.6. Protez modeli	53
Şekil 3.7. Brick modelleme sistemi elemanları	54
Şekil 3.8. Modellerin sınır koşulları görüntüsü	55
Şekil 3.9. Von Mises stres hesaplama formülü	58
Şekil 4.1. Stres değerleri skalaları; A) Von Mises stres değer skalası; B) Mukoza Minimum Principal stres değer skalası; C) Kortikal kemik Maximum Principal stres değer skalası; D) Kortikal kemik Minimum Principal stres değer skalası; E) Kansellöz kemik Maximum Principal stres değer skalası; F) Kansellöz kemik Minimum stres değer skalası	59
Şekil 4.1. Von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması	61
Şekil 4.2. Von Mises stres birikim alanları	61
Şekil 4.3. Von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması	62
Şekil 4.4. Von Mises Stres birikim alanları	63
Şekil 4.5. Von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması	64
Şekil 4.6. Von Mises Streslerin birikim alanları	64
Şekil 4.7. Minimum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması (MPa)	66
Şekil 4.8. Minimum Principal Stres değerlerinin birikim alanları	66
Şekil 4.9. Minimum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması	67
Şekil 4.10. Minimum Principal Stres Değerlerinin birikim alanları	68
Şekil 4.11. Maximum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması	68
Şekil 4.12. Maximum Principal Stres değerlerinin birikim alanları	69
Şekil 4.13. Minimum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması	70
Şekil 4.14. Minimum Principal Stres değerlerinin birikim alanları	70
Şekil 4.15. Maximum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması	71
Şekil 4.16. Maximum Principal Stres değerlerinin birikim alanları	71

TABLolar

Tablo	Sayfa
2.1. Dental implant materyalleri	19
2.2. Donör sahalar ve elde edilebilecek kemik özellikleri	37
3.1. Materyal özellikleri	50
3.2. Düğüm ve eleman sayıları	55
3.3. Çiğneme kas aktivitelerine yüklenen düğüm sayısı, ağırlık ve ölçekleme faktör özellikleri	56
4.1. İmplantlar üzerinde görülen Von Mises Stres değerleri (MPa)	61
4.2. Abutmentlar üzerinde görülen Von Mises Stres değerleri (MPa)	62
4.3. Barlar üzerinde görülen Von Mises Stres değerleri (MPa)	63
4.4. Minimum Principal Stres değerleri (MPa)	65
4.5. Minimum Principal Stres Değerleri (MPa)	67
4.6. Maximum Principal Stres değerleri (MPa)	68
4.7. Minimum Principal Stres değerleri (MPa)	69
4.8. Maximum Principal Stres değerleri (MPa)	70

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliği; hastaların normal fonksiyon, estetik, konfor, kontur ve konuşma problemlerini ortadan kaldırmaya yoğunlaşmıştır. Dental implantlar; diş eksikliklerini gidermek amacıyla, çene kemikleri içerisine, üstüne ya da mukozaya yerleştirilerek diş kökünün görevini yerine getirmesi hedeflenen materyallerdir(1). İmplantlar bu sorunların giderilmesinde en sık başvurulan yöntemlerdendir(2, 3). Gelişen teknoloji ve materyal bilimi sayesinde hızlı bir ilerleme göstermekte ve geniş bir kullanım alanına sahip olmaktadır.

Diş çekimleri sonrasında alveol kemik doğal bir rezorpsiyon sürecine girmektedir. Dental implant yerleşimi için yeterli alveol kemik bulunmadığında, kemik rekonstrüksiyonu gerekli olabilmektedir(4).

Alveol kemik rekonstrüksiyonu için farklı teknikler ve materyaller geliştirilmiştir. Otojen greftler, allojenik veya ksenogreftler bunlara örnektir. Otojen greft materyalleri; osteojenik potansiyelleri ve non-immünolojik olmaları sebebiyle günümüzde altın standart olarak değerlendirilmektedir. Kosta, kalvaryum, anterior ve posterior iliak krest, tibia, maksiller tüber, mandibula ramus ve simfizis, zigomatik ark gibi birçok ekstraoral ve intraoral donör saha tanımlanmıştır(5, 6). Otojen kemik greftleri yalnızca non-immünolojik olmalarıyla değil aynı zamanda mekanik özellikler olarak da ksenogreft, allojenik ve alloplastik materyallerden üstündür(6, 7). Buna rağmen donör sahada görülebilecek komplikasyonlar, rezorpsiyon paterninin tam olarak öngörülememesi ve tedavi süresinin uzaması gibi etkenler, hastalar açısından toleransını zorlaştırabilmektedir(8).

Sonlu Eleman Analizi (SEA) yöntemi; kompleks mekanik problemlerin analitik çözümlenmesinde kullanılmakta olan sayısal bir yöntemdir. Günümüzde mühendislik, tıp ve diş hekimliği gibi birçok alanda karşılaşılan problemlerin çözümü için kullanılmaktadır. Dental implant sistemi parçalarının kompleks geometrisi sebebiyle, SEA bu yapıların değerlendirilmesi için kullanılacak en uygun yöntem olarak kabul

görmektedir(9). SEA ile dental implant yapılarında görülen stresler hassas bir şekilde ölçülebilmektedir. Bu yöntem sayesinde, yapıların gerçeğine uygun şekilde modele aktarılması ve fiziksel özelliklerini yansıtmasıyla, oluşan stres değerleri hesaplanabilmektedir(10).

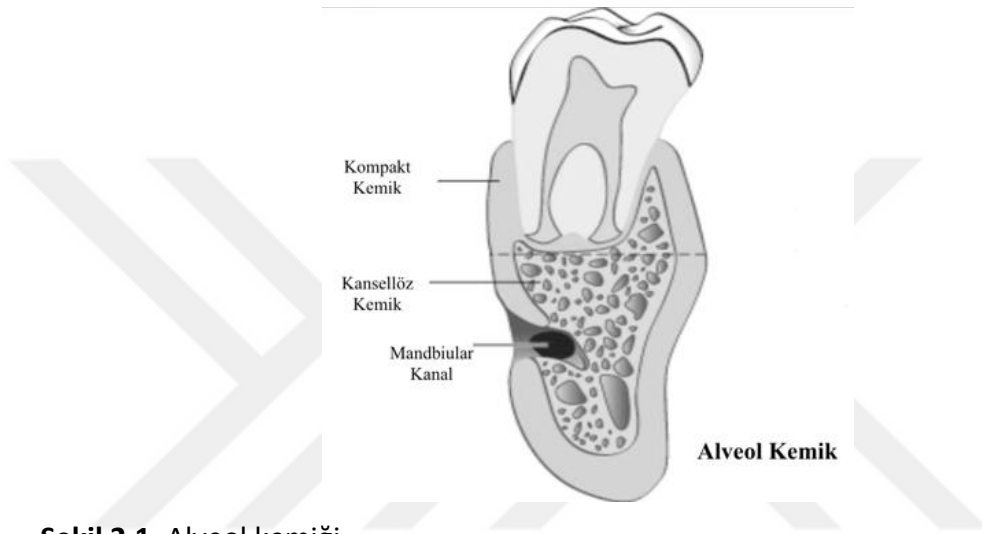
Bu çalışmanın amacı, atrofik maksilla modelinde 2 farklı tedavi yöntemi ile implant uygulanarak, çiğneme kuvvetleri altında implantları çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerlerini sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırmaktır. Aynı şartlarda implant ve komponentleri üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri de gösterilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Alveol Kemik

Alveol kemik çeneler üzerinde dişlerin bağlı olduğu kemik dokusunun özel adıdır. Bulunduğu yere göre bukkal, lingual ve palatal bölgelerde görülen dış kortikal kemik ve içerisinde kansellöz (süngerimsi) kemikten oluşmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Alveol kemiği

Vücuttaki tüm kemikler gibi, yenilenme hızı oldukça yüksek olan maksilla ve mandibuladaki kemik yapım-yıkımı dinamik bir süreçtir. Bu multifaktöriyel süreç kemik dokunun 3 boyutlu yapısında değişiklikler ile sonuçlanır.

Alveol kemiğin yenilenmesi sürecinde; dişler tarafından sağlanan mekanik uyarımın diş çekimleri sonrasında kaybolması, geri dönüşümsüz bir yıkımın başlamasına sebep olmaktadır.

Diş çekimleri sonrasında maksilla ve mandibulanın basal kısmı göreceli olarak sabit kalırken hem vertikal hem de horizontal yönde belirgin değişiklikler görülmektedir(11).

2.2. Alveol Kemiğın Rezorpsiyon Paterni

Diş çekiminden sonra, çekim soketinde kemik depozisyonu, diş yüzünde rezorpsiyon süreci görülür(12).

Maksillaya uygulanan protezler, mandibulaya uygulananlara göre daha geniş yük taşıyıcı yüzeye sahiptir. Maksilladaki protezlerde yük taşıyıcı yüzeyin fazla olması ve gelen oklüzal kuvvetlerin yönü, rezorpsiyon paterninde mekanik faktörlerin etkin olduğu düşüncesini desteklemektedir.

Alveol kemiğın rezorpsiyonunu etkileyen faktörler temel olarak 3 kısımda incelenebilir;

1. Mekanik (uygun olmayan protez kullanımı, protez kullanım süresi, protezlerin çıkarılmaması, diş sıkma/gıcırdatma)
2. Anatomik (çekim işlemi öncesi kemik hacmi)
3. Biyolojik (sistemik durumlar, bölgenin kan desteği, kemik kalitesi)

Mekanik faktörler, içlerinde en önemli olanlardır. Protez kullanım süresi arttıkça, hastalar protezlerini gece çıkarmamaya başlamaktadır. Bu hasta grubuyla birlikte, diş sıkma/gıcırdatma alışkanlığı bulunan ve uygunsuz protez tasarımı olan hastalarda karşılaşılan atrofi çok daha ciddi boyutta olmaktadır.

Genel olarak erkeklerde, kadınlara göre diş kayıpları daha ilerleyen yaşlarda görülmektedir. Bu yüzden protez kullanım süreleri kadınlarda daha uzun olmaktadır(12). Kemik densitesi post-menopozal dönemde azalması, iskeletsel olarak kemik hacminin erkeklere göre daha az olması ve protez kullanım süresinin artmasıyla birlikte kadınlarda ciddi rezorpsiyon görülmektedir(12).

Dişsiz kretlerdeki rezorpsiyon her hastanın anatomik özellikleri ile ilişkili olduğundan, her hastada genel hatlarıyla benzer ancak bazı noktalarda farklılıklar

gösterir. Maksilla ve mandibulanın hem benzer hem de farklı olarak etkilendiği alanlar mevcuttur(12).

2.3. Genel Değişiklikler

Diş çekimi sonrasında yeterli genişlik ve yüksekliğe sahip olan alveol kreti, öncelikle sivri bir form almakta, sonrasında bazal kemiğe kadar düzleşmekte ve son olarak konkav bir şekle bürünmektedir(12).

Cawood ve Howell, 1988 de yayınlanan 300 kafatası üzerinde kemik rezorpsiyon paterni üzerinde yaptıkları çalışmanın sonucunda bu sonuçları elde etmişlerdir.

“Bazal kemikte çok fazla değişiklik görülmez. Görülen değişiklikler, uygun olmayan protezler ve yük dağılımının uyumsuzluğu ile ilişkilidir.

Alveol kemiğinde hem horizontal hem de vertikal rezorpsiyon görülür.



Şekil 2.2. Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon paternleri

Rezorpsiyon paterni bölgeler arasında değişkenlik gösterir (Şekil 2.2)

1. Maksilla anterior: kayıp vertikal ve horizontal yönde,
2. Maksilla posterior: kayıp vertikal ve horizontal yönde,
3. Mandibula anterior: kayıp vertikal ve horizontal yönde,
4. Mandibula posterior: kayıp daha çok vertikal yönde izlenmektedir.

Rezorpsiyonun miktarı, maksilla ya da mandibulada; anterior ya da posteriorda olmasına göre değişkenlik gösterir”(11).

2.3.1. Mandibulada Görülen Değişiklikler

Enlow ve ark. mandibuladaki rezorpsiyon farklılıklarının sebepleriyle ilgili yaptıkları çalışmada;

- Anteriordaki bukkal kortikal kemiğin zayıf yapısı sebebiyle bu bölgede düzleşme ve posterior yönde gerilemenin(rezorptif alan),
- Anterior lingual kortikal kemiğin dayanıklı yapısı (non-rezorptif alan) ve genial tüberkülün (non-rezorptif alan) posterior yönde belirgin hale gelmesi sebebiyle “paralingual shelf” oluşumunun,
- İki “non-rezorptif alan” (mylohyoid sırt ve eksternal oblik sırt) arasındaki dorsumun rezorptif yapısı sebebiyle posterior alveol krette konkavlaşmanın görüldüğü belirtilmiştir(13).

2.3.2. Maksillada Görülen Değişiklikler

Maksillada görülen rezorpsiyonunu şekli mandibuladan farklılık gösterir. Maksillanın kendine özgü damak bölgesi bu farklılıkta önemlidir. Bu bölgede protezlerin temas yüzeyi daha geniş olduğundan çiğneme kuvvetlerinin dağılımı da

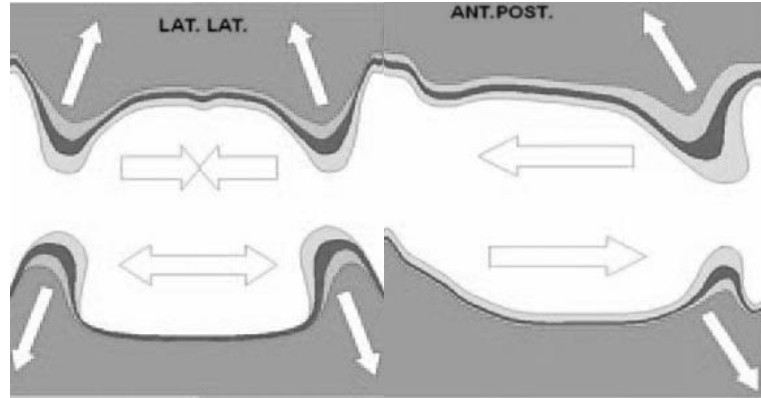
daha orantılıdır. Alveol krette daha dengeli bir rezorpsiyon izlenir. Şiddetli rezorpsiyon durumlarında dahi konkav yapı oluşmamaktadır.

Mandibulaya göre anterior bölgedeki yükseklik daha iyi korunur. Posterior bölgede ise medial yönde rezorpsiyon ve genişlikte azalma görülür.

Genel olarak anterior maksillanın, posteriordan daha hızlı bir şekilde rezorpsiyona uğradığı durum “kombinasyon sendromu” olarak adlandırılır. Karşıt arktaki doğal mandibular dişlerle birlikte uygulanan protezlerin posterior bölgedeki desteğinin yetersiz oluşu, bu durumun oluşmasına sebep olmaktadır(12, 14).

2.3.3. İntermaksiller İlişkide Görülen Değişiklikler

Alveol kretlerde görülen rezorpsiyonun ileri evrelerinde ters maksillomandibular ilişki oluşumu söz konusudur. Maksilla posterior yönde rezorpsiyonu sebebiyle daha küçük, mandibula ise anterior yönde rezorpsiyonu sebebiyle daha geniş görülmektedir(11)(Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Maksilla ve mandibula rezorpsiyon yönleri

2.4. Sınıflamalar

Günümüze kadar maksilla ve mandibuladaki kemik kalite ve şeklini belirten birçok sınıflama yapılmıştır.

1970’te Linkow kemik densitesini 3 kategoride sınıflamıştır(15).

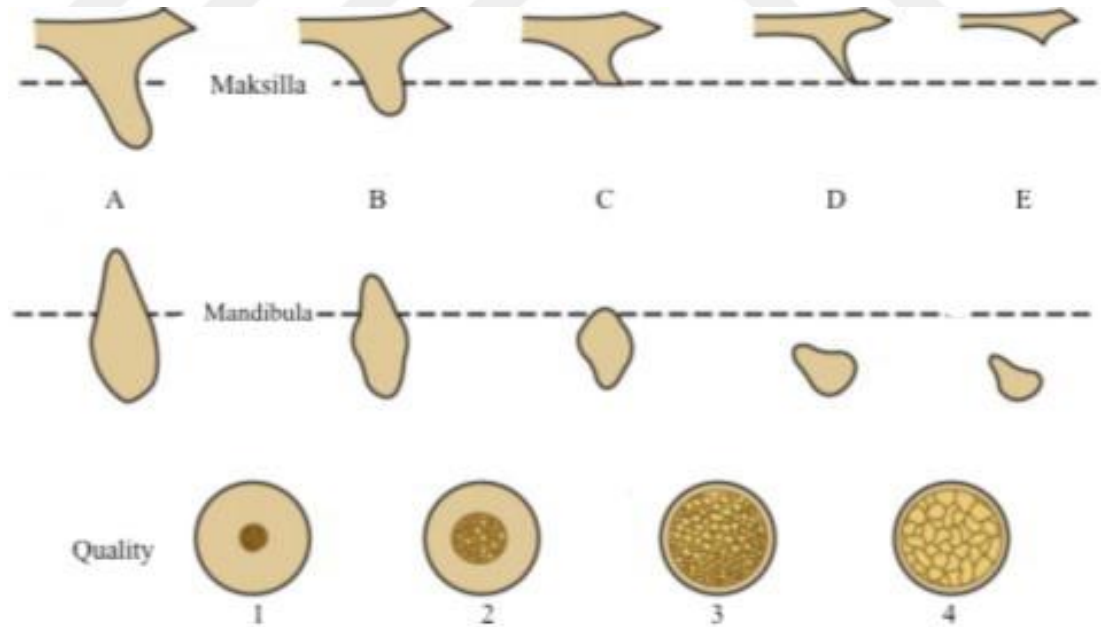
Sınıf I: Küçük kansellöz boşluklara sahip, eşit aralıklı trabeküllerden oluşan ideal kemik

Sınıf II: Nispeten daha büyük kansellöz boşlukları olan, daha az düzenli yapıdaki kemik

Sınıf III: Trabeküller arasında büyük kemik iliği boşlukları bulunan kemik

Bu sınıflama doğrultusunda Sınıf I kemik dental implant için en uygun kemik olarak değerlendirilirken, Sınıf III kemik yapısı gevşek bağlantılı implant yapısı olarak belirtilmiştir.

Lekholm ve Zarb tarafından yapılan sınıflamada alveol kemik kalite ve şekil olarak iki grupta değerlendirilmiştir(16)(Şekil 2.4.).



Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb sınıflaması

Kemik kalitesi

Tip I (Q1): Homojen yapıda kompakt kemik

Tip II (Q2): Yoğun kansellöz kemik çevresinde kalın kortikal kemik

Tip III (Q3): Yoğun kansellöz kemik çevresinde ince kortikal kemik

Tip IV (Q4): Düşük yoğunluklu kansellöz kemik çevresinde ince kortikal kemik

Kemik Şekli

A: Alveol kemiğin çoğu mevcut

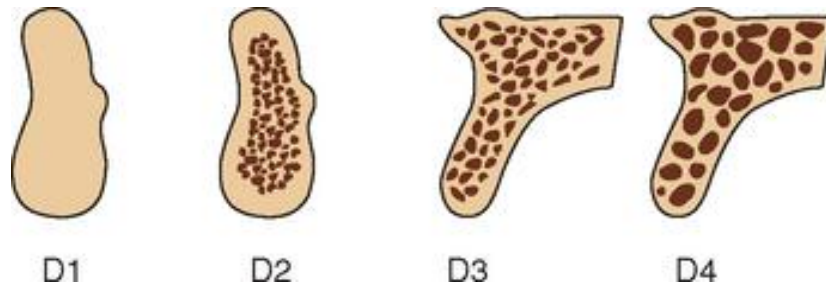
B: Rezidüel krette az miktarda rezorpsiyon var

C: Rezidüel krette rezorpsiyon ileri düzeyde, sadece bazal kemik alanı mevcut

D: Bazal kemikte az miktar rezorpsiyon var

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon var

Misch(17) tarafından yapılan ve yaygın kullanımı olan sınıflamada alveol kemik yapısı değerlendirilmiştir (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Misch'in kemik kalitesi sınıflaması

D1 kemik: Hemen hemen tamamen kortikal içerikli kemik yapısıdır. Genellikle mandibula anterior bölgede gözlenir.

D2 kemik: Kret üzerinde dens ve iç kısımlarda yoğun kansellöz kemik vardır. İmplant cerrahisi için en ideal kemiktir.

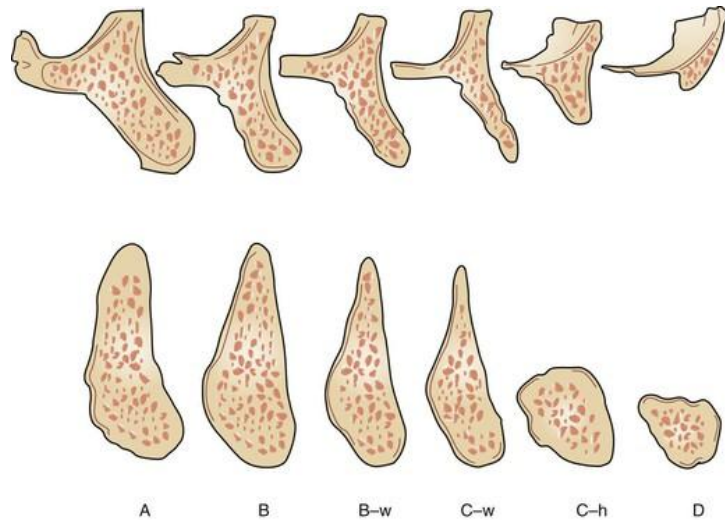
D3 kemik: Yeterli yoğunlukta kansellöz kemik içeren ve daha ince kortikal tabaka ile çevrili kemiktir. İmplant cerrahisi sırasında karşılaşılan dirence göre D2 kemik ile ayrımı yapılır.

D4 kemik: Dış kısmında neredeyse hiç kortikal içermeyen düşük yoğunlukta poröz kemiktir. Genellikle maksilla posterior bölgede gözlenir.

D5 kemik: Mineralizasyonunu tamamlamamış, trabeküller arası geniş boşlukları olan kemiktir.

Misch ve Judy ve Cawood ve Howell(11) tarafından yapılan sınıflamalar alveol kemiğin rezorpsiyon paternine göre yapılmıştır.

Misch ve Judy Sınıflamasında "h" yetersiz yükseklik, "w" yetersiz genişlik olarak belirtilmektedir(18)(Şekil 2.6.).



Şekil 2.6. Misch & Judy kemik sınıflaması

Cawood & Howell Sınıflaması (Şekil 2.7.)

Sınıf I: dişli kret

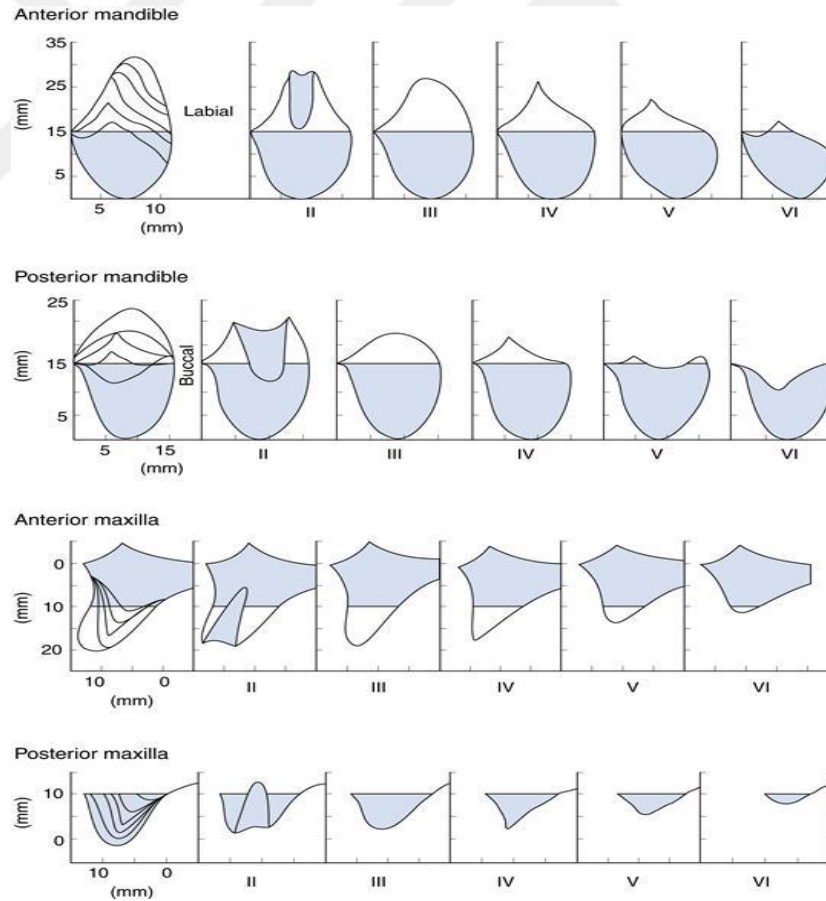
Sınıf II: diş çekiminden hemen sonra

Sınıf III: yeterli yükseklikte ve genişlikte yuvarlak kret formu

Sınıf IV: yeterli yükseklikte ancak yetersiz genişlikte bıçak sırtı kret formu

Sınıf V: yetersiz yükseklik ve genişlikte düz kret formu

Sınıf VI: bazal kemikte kaybın görüldüğü deprese kret formu



Şekil 2.7. Cawood & Howell kemik sınıflaması

2.5. Diş Eksikliklerinin Tedavisinde Kullanılan Yöntemler

Diş kayıpları sonrasında çiğneme, konuşma ve estetik fonksiyonların geri kazanımı için hastalar diş hekimlerine başvurmaktadır. Tedavi için başvuran hasta grupları arasında bir ya da her iki çenedeki dişlerin tamamını kaybetmiş olan hastalar, kompleks tedavileri sebebiyle kendilerine özgü bir gruptur ve özel bir tedavi yaklaşımına ihtiyaç duyarlar (19, 20).

Diş eksikliklerinin tedavisinde eksik olan dişlerin sayısı ve konumu göz önüne alınarak, daha önceleri, diş destekli sabit protezler, diş destekli, diş-doku destekli hareketli protezler kullanılmaktaydı. Ancak günümüzde gelişen oral implantoloji ve artan materyal bilgisiyle birlikte implant destekli sabit ve hareketli protezler diş eksikliklerindeki klinik tedavilerin büyük bir kısmını oluşturmaktadır.

Uygulanan tedaviler sonucu hazırlanan protezler hastaların çiğneme etkinliklerini artırmaktadır. Yapılan çalışmalar diş ve implant destekli sabit protezlerin, hareketli protezlere göre çiğneme fonksiyonu açısından daha etkili olduklarını göstermektedir (21, 22).

Uygulanan protetik tedavilerin komşu dokular üzerinde etkileri söz konusudur. Dental implantlar diş destekli sabit restorasyonların, dayanak dişlerin preparasyon ile yapısal bütünlüklerini kaybetmesi dezavantajını ortadan kaldırmışlardır. Bir kök işlevi görürler ve üzerlerine yapılan kron ya da köprü restorasyonları ile estetik ve fonksiyonel olarak hasta ihtiyacını karşılarlar. Ayrıca dental implantlar üzerlerine gelen oklüzal kuvvetleri kemiklere ileterek doğal dişlerde olduğu gibi ilgili bölgelerde yeni kemik oluşmasını uyarırlar (23, 24).

2.6. Dental İmplant

Dental implantlar; alloplastik materyallerden üretilerek oral mukozanın ve/veya periost tabakasının altına kemik doku içerisine yerleştirilen, sabit ve hareketli

protetik restorasyonlara retansiyon ve destek sağlayan yapılar olarak tanımlanmaktadır(1).

2.6.1. Dental İmplant Tarihi

İnsanlık tarihi boyunca diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla dental implantlar farklı formlarda kullanılmıştır. M.Ö. yaklaşık 2500 yılında Antik Mısır'da periodontal harabiyetli dişler altın ligatürler ile stabilize edilmeye çalışılmıştır(Şekil 2.8.). M.Ö. 500'lü yıllarda Etrüskler öküz kemikleriyle diş eksikliklerini gidermeye çalışmışlardır.



Şekil 2.8. Mısır Uygarlığında kullanılan tel ligatürler

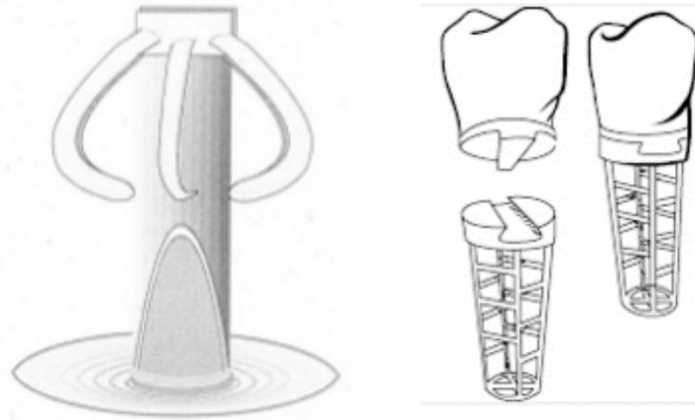
Dental implantlara benzeyen ilk uygulamalar 600'lü yıllarda Maya uygarlığında gözlemlenmiştir (Şekil 2.9). Mandibuler dişler yerine deniz kabukları yerleştirmişlerdir. 1970'lerde bu çenelerden alınan radyograflarda implantlar ile çene kemiği arasında bağlantı olduğu ve bu bağlantının blade implantlar ile kemik arasındakine benzer bağlantıya benzer olduğu görülmüştür. Ayrıca 800'lü yıllarda Honduras kültüründe taş implantlara rastlanmıştır (25).



Şekil 2.9. Maya Uygarlığında dental uygulanan implantlar

1500-1800 aralığında Avrupa'da canlı donör ve kadavralardan elde edilen dişler allotransplantasyon amacıyla kullanılmıştır(26).

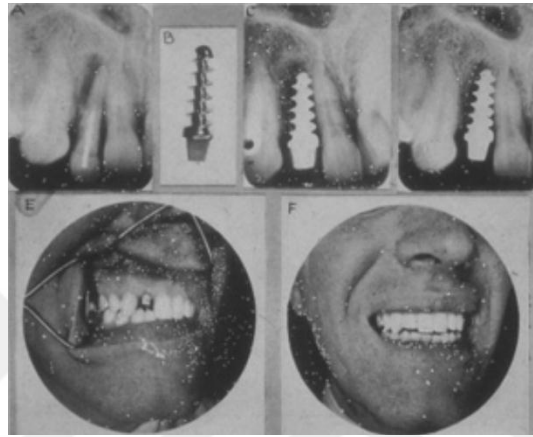
1809 yılında J. Maggiolo diş çekiminin hemen sonrasında, diş etinin altında olacak şekilde altın bir tüp yerleştirmiştir(Şekil 2.10.). İyileşme süreci sorunsuz olarak gerçekleşmiş ve sonrasında kron yapılmıştır. Ancak şiddetli bir inflamasyon ve ağrı gelişmesi sebebiyle implant kaybedilmiştir(26, 27) . O günlerden itibaren iridyum tüpler, oluklu porselenler ve gümüş kapsüller implant olarak kullanılmıştır(25, 27).



Şekil 2.10. Maggiolo ve Greenfield implant tasarımları

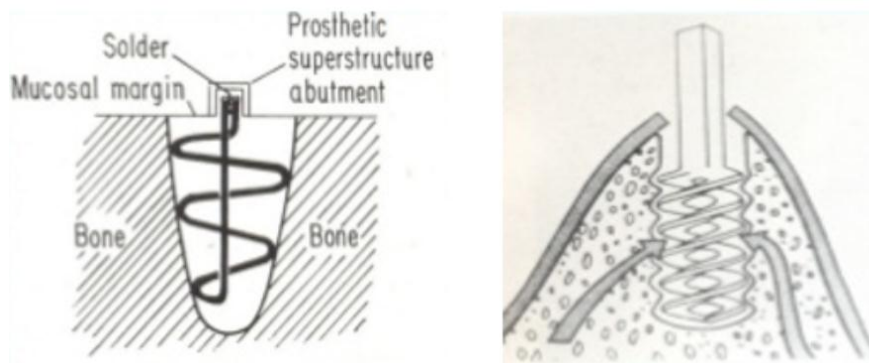
1913 yılında Dr. EJ Greenfield, yapay bir kök olarak tam uyum sağlaması için 24 karat altın ile lehimlenmiş 24-gauge 'luk kafes şeklinde içi boş irido-platinum silindir yerleştirmiştir(28)(Şekil 2.10). Bu şekildeki implantlar günümüzdeki trephine frezlerin öncüsü olarak görülmektedir.

1930'larda Dr. Alvin ve Dr. Moses Strock krom-kobalt alaşımı olan Vitallium'dan hazırlanan ortopedik vidaları incelemiş, insan ve köpek dişlerinde eksikliği gidermek amacıyla kullanmışlardır(29). Vitallium vida eksik dişin restorasyonunda yeterli sabitleme ve destek sağlamıştır. Strock kardeşlerin ilk başarılı kemik içi endosteal implant uygulamasını gerçekleştirdikleri düşünülmektedir(29) (Şekil 2.11).



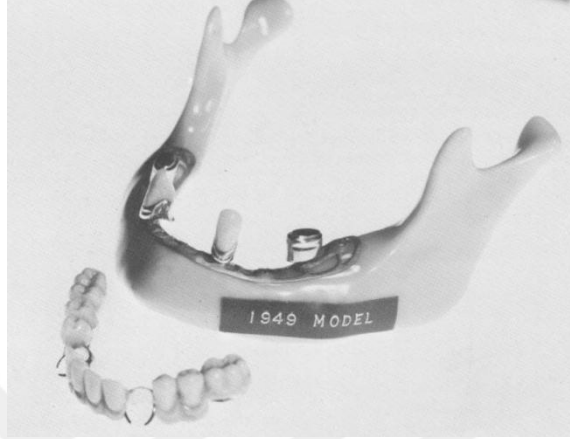
Şekil 2.11. Alvin ve Moses Strock tarafından geliştirilen endosteal implant

1938 yılında P.B. Adams internal ve eksternal yivleri olan silindirik bir implantın patentini almıştır(30). 1947 yılında Formiggini ve Zepponi, kemiğin, içerisinde oluşmasına izin verecek şekilde paslanmaz çelik telden spiral formda implant geliştirmiş ve tasarımı Chercheve tarafından geliştirilmiştir(31). İmplant yerleşiminden önce kavite preparasyonu ilk kez Chercheve tarafından tanımlanmıştır(32)(Şekil 2.12).



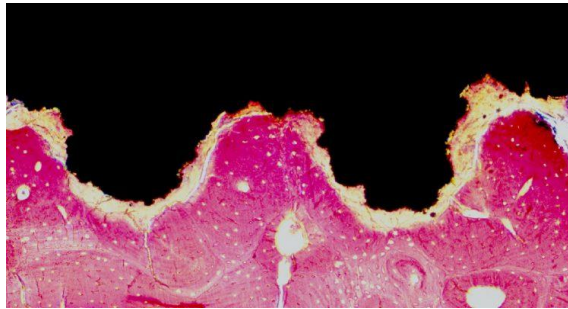
Şekil 2.12. Formiggini & Zepponi ve Chercheve tarafından geliştirilen implantlar

1940'lı yıllarda İsveç'te Dahl subperiosteal implantı tanımlamıştır. Subperiosteal implantların gelişimi 1947-48 yıllarında Gershkoff, Goldberg ve Weinberg (29, 33) ve takip eden yıllarda Lew, Bausch ve Berman ile devam etmiştir(29)(Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Gershkoff ve Goldberg'in Subperiosteal implant tasarımı

Dr.P.I. Branemark 1952 yılında tavşan femurundaki kan akımını gözlemlemek için yerleştirdiği titanyum halkaların kemik ile olan bağlantısını fark etmesiyle, bu keşfini dental implantolojiye uyarlamıştır(34). Kemik ile titanyum halkalar arasındaki kaynaşmayı "osseointegrasyon" olarak tarif etmiştir(Şekil 2.14). Daha sonra bu terim "yük taşıyan implant ile canlı kemik dokusu arasında izlenen; direkt, yapısal ve fonksiyonel bağlantı" olarak nitelendirilmiştir(3, 26).



Şekil 2.14. Osseointegrasyon

1978 yılında, ilk kez 2 aşamalı yivli kök formu implant, Dr. P.I. Branemark tarafından Toronto Konferansı'nda tanımlamıştır(35). Bu implantlar ilk olarak 1965 yılında konjenital diş eksiklikleri ve diş kayıpları sebebiyle ileri seviyede çene

deformitesi olan hastaya, mandibulaya 4 adet olarak uygulanmıştır. 6 aylık bir iyileşme periyodunun ardından implantlar 40 yıl süreyle ağızda kalmışlardır. Dr. P.I. Branemark bu tasarıma “fixture” adını vermiştir(35)(Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Branemark'ın “fixture” tasarımı

Branemark'tan sonra çok sayıda kök formu implant geliştirilmiş ve oldukça geniş klinik uygulama alanı bulmuştur(36). İlerleyen yıllarda geliştirilen ITI'nin plazma spreylü yüzeyli vida tasarımı, IMZ, Core-Vent, Stryker örnek olarak gösterilebilir (37-40)(Şekil 2.16). Bu implantlar genel olarak içi boş silindirik şeklindeyken bazı hidroksiapatit kaplı olanları da geliştirilmiştir(37). Plazma spreylü ve diğer yüzey işlemleri, stres dağılımı için yüzey alanını ve bununla birlikte yüzey pürüzlülüğünü ve kemik depozisyonunu artırmıştır (41)(Şekil 2.15).

Dr. Straumann ve Dr. Schroder ortopedide kullanılan metaller üzerinde çalışmalar yapmış ve günümüz dental implantolojinin gelişimine büyük katkıda bulunmuşlardır(42).



Şekil 2.16. Kök Formlu İmplantlar A) Branemark “fixture”; B) Plazma Sprey İmplant; C) IMZ İmplant; D) Core-Vent İmplant; E) Integral İmplant

İç kısmı boş vida şeklinde implant tasarımının başarısı ve titanyumun biyouyumluluğu sayesinde, dental implantlar günümüzde diş eksikliklerinin tedavisinde sıklıkla tercih sebebi olmuştur. Dünya genelinde yüksek başarı oranları ve protetik tedavi sürecinde sağlanan çeşitlilik sayesinde oldukça fazla sayıda implant markası tercih edilmektedir. Gelişen materyal bilgisi ve artan tecrübe ışığında yapılan çalışmalar; artmış estetik, daha kısa sürede sağlanan osseointegrasyon ve cerrahi uygulamanın kolaylaştırılması üzerine yoğunlaşmaktadır.

2.7. İmplant Materyalleri

İmplant materyallerinin tercihinde biyouyumluluk ile birlikte materyalin mekanik özellikleri ve estetik de mutlaka değerlendirilmelidir.

İmplant üretiminde kullanılan materyaller; metaller, seramikler ve polimerler olarak 3 başlık altında değerlendirilebilir. Aynı zamanda yerleştirildikleri dokuda meydana getirdikleri biyolojik yanıt tipine göre biyotolere, biyoinert ve biyoaktif olarak da sınıflandırılabilir.

Biyotolere materyaller, canlı dokuya implante edildiklerinde doku ret cevabı oluşturmazlar ancak etraflarında fibröz bir kapsül meydana gelir. Biyoinert

materyaller, yüzeylerinde apozisyon ve bunun sonucunda osseointegrasyona izin verirler. Biyoaktif materyallerin ise, yüzeylerinde yeni kemik formasyonu görülmesiyle birlikte, çevre dokuyla iyon değişimi yaparak kimyasal bağlantı gösterdiği bilinmektedir. Biyo inert ve biyoaktif materyaller bu özellikleriyle osteokondüktif olarak değerlendirilirler(43-45).

Dental implant üretiminde kullanılacak materyallerin biyolojik ve biyodinamik özellikleri Tablo 2.1’de belirtilmiştir(45).

Tablo 2.1. Dental implant materyalleri

		Kimyasal İçerik		
		Metaller	Seramikler	Polimerler
Biyolojik Aktivite	Biyotolere	<ul style="list-style-type: none"> • Altın • Krom-Kobalt alaşımlar • Zirkonyum • Paslanmaz çelik • Tantalyum 		<ul style="list-style-type: none"> • Polietilen • Poliamid • Polimetilmetakrilat • Politetrafloroetilen • Poliüretan
	Biyo inert	<ul style="list-style-type: none"> • Saf titanyum • Saf titanyum alaşımları • (Ti-6Al-4V) 	<ul style="list-style-type: none"> • Alüminyum oksit • Zirkonyum oksit 	
	Biyoaktif		<ul style="list-style-type: none"> • Hidroksiapatit • Trikalsiyum fosfat • Tetrakalsiyum fosfat • Floroapatit • Biyocamlar 	

Metaller

Dental implant üretiminde çok sayıda farklı metal ve metal alaşımları kullanılmış ancak kısa ve uzun vadede istenmeyen doku cevabı oluşturmaları ve başarı oranlarının düşük olmaları sebebiyle klinik kullanımları sınırlı kalmıştır. Daha önceleri tercih edilen altın, krom-kobalt, paslanmaz çelik gibi birçok metal ve bunların alaşımları günümüzde kullanılmamaktadır. Dental implantların sahip olması istenen

özelliklerin karşılayabilmesi sebebiyle en çok tercih edilen metal, titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. İmplant sonrası protetik tedavi süreci için ise altın, nikel-krom, krom-kobalt gibi alaşımlar kullanılmaya devam etmektedir(46).

Titanyum

Titanyum, 1950'li yıllardan itibaren tıpta kullanılan, toksik olmayan bir metaldir. Saf titanyum (CP-Ti) değişken oranlarda karbon, hidrojen, demir, nitrojen ve oksijen molekülleri içerir. Bazı alaşımlarının az miktarda palladyum ve nikel-molibden içerdiği bilinmektedir. Havayla temas ettiğinde, yüzeyinde hızlı bir şekilde 2-10 nm kalınlığında oksit tabakası oluşur(47). Bu tabaka biyoinerttir(47) ve korozyona direncini artırmaktadır. Komşu dokular tarafından toleransı iyidir.

Saf titanyumun mekanik ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için farklı alaşımlar üretilmiştir. Korozyonu önlemek için vanadyum, materyal direncini artırmak için alüminyum eklenmiştir. Günümüzde implant üretiminde en çok kullanılan titanyum alaşımı alüminyum ve vanadyum içeren titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V'dir(48-50).

Zirkonyum

Zirkonyumla ilgili çalışmalar Cranin ve ark. tarafından 1975 yılında başlamış(51), 1990'lı yıllardan dental implantolojide yaygınlaşmaya başlanmıştır. İlk geliştirilen zirkonyum dental implant sistemi Sigma 1987'de İsviçre'de üretilmiştir (52).

Zirkonyum kullanılarak üretilen implantlar mekanik direnç, biyouyumluluk ve artmış estetik özelliklere sahiptir.

Zirkonyum; monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere 3 farklı kristal formunda bulunur. Oda sıcaklığında itriyum eklenerek stabil hale getirilmiş tetragonal

zirkonyum polikristalleri, yüksek densite , yüksek sıkışma ve eğilme dayanımı ve düşük poröziteye sahiptir(53).

Titanyum-Zirkonyum Alaşımı

Ti-Zr alaşımları (%83-87 Ti- %13-17 Zr), saf titanyumla karşılaştırıldığında daha olumlu mekanik özelliklere sahiptir. Kumlama ve asitle pürüzlendirme ile saf titanyum ile aynı yüzey özelliklerini sağlayabilmektedir. Daha ince çaplı Ti-Zr implantlar kullandığında bile, mekanik özelliklerinin güçlü olması sebebiyle, saf titanyum implantlarla benzer sonuçlar göstermişlerdir(54, 55).

Seramikler

Seramikler, biyoinert ve biyoaktif olabilirler. Hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat ve biyocamlar, biyoaktif seramiklerdir. ve kemik ile kimyasal bağlantı kurarlar(56, 57).

Seramik implantlar estetik üstünlükleri(52), daha az plak birikimi ve yumuşak dokunun iyileşmesinin daha iyi olması sebebiyle titanyum implantlara alternatif olarak piyasaya çıksa da zayıf mekanik özellikleri, kırılma olmaları, mono blok olmaları sebebiyle açılı abutment kullanılmasına izin vermemeleri dezavantajları olarak gösterilebilir.

İmplant materyali olarak kullanılmalarının yanı sıra metal kor üzerinde kaplama olarak da materyali olarak da kullanılabilirler. Sıklıkla; hidroksiapatit, zirkonyum ve titanyum dioksit kullanılmaktadır. Bu şekilde üretilen implantların üzerine gelen yükler karşısında bir bütün halinde kalabilmesi için kaplama ve implant yüzeyi arasındaki bağlantının güçlü olması gerekmektedir. Fakat yüzey kaplamalarında, kemik ya da kor yapısından ayrılma ve mikrobiyal adezyon sorunları olduğu belirtilmiştir(45, 58).

Polimerler

Poliüretan, poliamid fiber, polimetilmetakrilat rezin, politetrafloroetilen dental implant materyali olarak kullanılan polimerlerdendir(59). Polimer dental implantlar, dişler çevresindeki periodontal ligamenti esnekliğini taklit ederek mikro hareketler görüleceği düşüncesiyle üretilmiştir(60, 61).

Mekanik olarak zayıf olmaları, canlı dokulara adezyonlarının yetersiz oluşu ve yabancı cisim reaksiyonuna sebep olmaları, implant ve kaplama materyali olarak kullanılmalarını engellemektedir(59). Günümüzde protetik yapıda kuvvet dağıtıcı olarak kullanılmaktadırlar(62).

2.8. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon terimi, farklı araştırmacılar tarafından tanımlanmıştır. Tüm tanımlamaların ortak noktası protetik olarak yüklenmiş olan implant yüzeyi ile canlı kemik doku arasında yapı olarak bütünlük olması ve üzerine gelen yükleri kemiğe arada başka bir doku olmaksızın iletebilir olmasıdır(3, 63).

Dental implantların kemiğe yerleştirilmesinden sonra gerçekleşen iyileşme primer(direkt) iyileşme şeklindedir. Bu iyileşmenin gerçekleştiği 3 temel faz; inflamatuvar faz, proliferatif faz ve maturasyon fazıdır.

İlk olarak fixture ve canlı kemik dokusu arasındaki kan, pıhtı formasyonu oluşturur. Pıhtı formasyonu içerisinde fagositoz yapan hücreler yerleşir. Fagositik aktivite 1. ve 3. gün arasında pik yapar. Bu dönemde precallus oluşur. Ardından sıkı bir bağ dokuya dönüşür ve mezenşim kökenli hücreler osteoblastlar ve fibroblastlar meydana gelir. Bu yapı callus olarak isimlendirilir. Callus olgunlaşır ve daha sert hale gelir. Haversian kemik kalsifikasyonu devam eder ve daha yoğunlaşır. Bu süreçte protez yapılıp, oklüzal kuvvetlerin stimülasyonu ile kemik dokuda remodelling devam

eder ve osseointegre hale gelmiş implantı çiğneme kuvvetleri karşısında fonksiyonel kısıtlar(64, 65).

Osseointegrasyon, biyouyumlu implant yüzeyi ile alıcının yara iyileşme kapasitesi ve canlı kemik dokusu arasındaki etkileşimin bir sonucudur. Bu etkileşimde karşılaşılan sorunlar osseointegrasyon aşamasını etkiler. Bu sürecin başarılı olabilmesi, steril ve uygun bir cerrahi işlem ve iyileşme aşamasında aşırı kuvvetlerden kaçınılması ile mümkündür(66).

2.9. Dental İmplantların Biyomekanik Özellikleri

Aynı dişlerde olduğu gibi bir kök analogu olarak değerlendirilebilecek olan dental implantlar fonksiyon esnasında farklı yönlerdeki kuvvetlere maruz kalırlar. Bu kuvvetlerin iletimi protetik parçalar aracılığıyla dental implantlara ve implantlar aracılığıyla da kemik dokusuna direkt olarak gerçekleşmektedir.

Dişlerden farklı olarak; dental implant ile kemik arasındaki sıkı bağlantıdan dolayı implantlar üzerinde gözlenen hareket daha az olup, yalnızca kemikte gözlenen elastik deformasyon ile izlenmektedir(67). Bu rijit bağlantı implant üzerine iletilen kuvvetin dental implantın boyun bölgesini çevreleyen kemik üzerinde yoğunlaşmasına sebep olmaktadır(68). Parafonksiyonel alışkanlıklar ve oklüzal travmaların dental implantların boyun bölgesi çevrelerinde lokal rezorpsiyonlara ve implant boynunda kırıklara neden olabildikleri bildirilmektedir(69). Bu yüzden dental implant-kemik bütünlüğünün ve protetik restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için biyomekanik planlamalar büyük önem arz etmektedir(70-72).

Kuvvetlerin vektörü ve magnitüdü, implant sayısı ve dağılımları, protetik rehabilitasyonun tasarımı ve üretim materyali, kemik-implant bağlantısı ve alıcı bölgedeki kemik yoğunluğu implantların biyomekanik özelliklerini etkilemektedir(73).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonu olan bireylerin sahip olduğu çiğneme kuvvetleri, doğal dişlerle fonksiyon sırasında elde edilen kuvvet değerlerine oldukça yakın olmaktadır(3, 72).

Dental implantlar üzerine gelen kuvvetler, peri-implant bölgedeki kemik dokusunda stres birikimlerine neden olmaktadır(74). Kemik dokusu belli sınırlardaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyon mekanizması ile cevap vermektedir(75). Fizyolojik limitleri üzerinde patolojik yük birikimlerinde dental implant ile kemik bağlantısında mikro-çatlaklar izlendiği bildirilmiştir(76).

Dental implantların yüzey özellikleri kemik ile implant bağlantısını, bu da kemiğe aktarılan kuvvetlerin yapısını etkilemektedir(77). İmplantların yüzey pürüzlülüğü arttıkça kemik ile daha geniş bir alanda kontakt oluşturacağından, implant üzerinden kemiğe aktarılan kuvvetler daha geniş bir alandan iletilmiş ve karşılanmış olacaktır(77).

Dental implantlar etrafındaki kemiğe iletilen kuvvet büyüklüklerini etkilemekte olan birçok faktör bulunmaktadır. İmplantlar üzerine kuvvetin uygulanmasıyla birlikte gerilim ve gerinim bölgeleri oluşmakta ve bu remodelingi yönlendirmektedir. Kemik dokusunun fizyolojik kuvvetlere karşı tolerans limitleri bilinmediğinden uzun dönemde görülen kemik kayıplarının bir kısmı uygunsuz stres birikim alanlarıyla ilişkilendirilmektedir(71).

Dental İmplant Geometrisinin Biyomekanik Üzerindeki Etkileri

Dental implant geometrisi, implant aracılığıyla kemik dokusuna iletilmekte olan kuvvette rol oynamaktadır(78). Günümüzde genellikle kök formundaki dental implant tercih edilmektedir. Kök formundaki dental implantlar firmalara göre, implantın uç kısmına doğru düz, genişleyen, oval ya da konik biçimli olabilmektedir. Bu tasarımların temel farkı yiv dizaynlarıdır. Yiv yapısı içerenler vida tipi implant

olarak adlandırılırken, yivleri olmayan ve kemiğe dikey yönde kuvvet uygulanması ile yerleştirilen implantlar press-fit implant olarak adlandırılmaktadır(79). Press-fit implantlarda kemiğe daha çok makaslama tipi kuvvet iletildiği ve vidalı implantların kemik dokusuna daha tolere edilebilir kuvvet iletimine sahip olduğu düşünülmektedir (80).

İmplant geometrisini, implant çapı, boyu ve yiv dizaynı etkilemektedir.

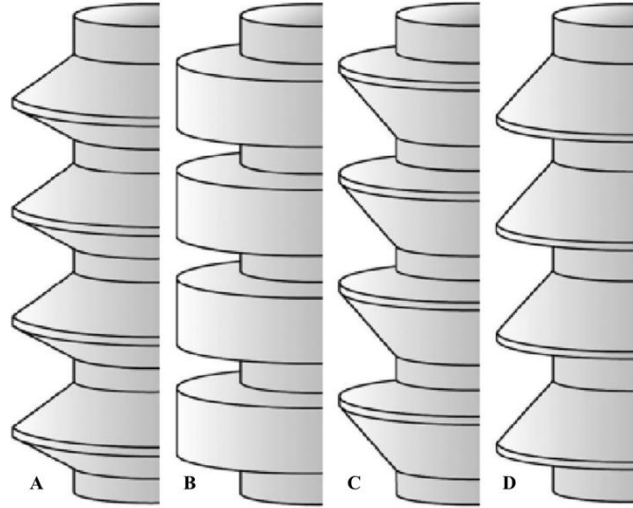
Dental implantların en geniş olduğu noktada yivlerin dış sınırları arasındaki mesafe implant çapı olarak adlandırılmaktadır(81).

Posterior bölgede doğal dişlerin çapı 10-11mm olabilmektedir(82). Klinik olarak bu bölgelere yerleştirilecek implantlarının çapının artması daha doğal bir çıkış profili sağlanmasını olanaklı kılmakta ve mekanik direnci artırmaktadır(83).

Bone level implantlarda, implant platformu ile apikali arasındaki mesafe implant boyu olarak adlandırılmaktadır. Hekimler kemik anatomisi izin verdiği sürece uzun implantlar kullanmayı tercih etmektedirler. Anatomik kısıtlamalar ve enstrumantasyon sırasında kemiğin yeterince soğutulamaması gibi durumlar, araştırmacıları kısa implant kullanımına yöneltmiştir(3).

Yiv dizaynları, implant biyomekaniğine önemli etki yapmaktadır(84). Yivlerin ana işlevi primer stabilizasyonu artırmak ve implant ile kemik bağlantısında stres dağılımını sağlamaktır(85, 86). Yiv adımı, şekli ve derinliği yiv dizaynını etkileyen faktörlerdir.

Yiv şekilleri genellikle; “v” şekilli, payanda(buttruss), ters payanda(reverse-buttruss) ve kare şeklinde olmaktadır(87) (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. İmplant yiv tasarımları A) “V” şekilli; B) Kare; C) Payanda; D) Ters Payanda

Kare şeklinde yiv tasarımı olan implantlar kullanıldığında, aksiyal yönde gelen oklüzal yükler kemik ara yüzünde sıkışma tipi kuvvet uygulamaktadır. Ancak V şekilli yiv tasarımı ile bu yükler kemik ara yüzünde daha yüksek kesme tipi kuvvetlere dönüştürülebilir(88). Ters payanda ve v şekilli yiv tasarımında kesme kuvveti kare şeklindeki yivlere göre 10 kat daha fazladır(89). Zayıf kemik densitesi, kısa implant kullanımı ve artmış oklüzal yük durumlarında; implant kemik ara yüzünde kesme tipi kuvvetlerin azaltılması, daha çok sıkıştırma tipi kuvvet transferini sağlamaktadır(87).

İmplant yüzeylerine uygulanan modifikasyonların ana hedefi, hücrel aktivitenin temas yüzeyiyle birlikte kemik apozisyonunu artırmaktır. Temas alanını artırmak için implant yüzeyleri pürüzlendirilmekte ve/veya uygun materyallerle kaplanmaktadır. Bu modifikasyonlar mekanik, kimyasal, elektrokimyasal, polisaj, vakum, lazer ve termal kullanılarak elde edilmektedir(90).

2.10. Jenerik İmplant Gövde Terminolojisi

Protetik amaçla rezidüel kemik içerisine yerleştirilen alloplastik materyaller endosteal implant olarak adlandırılır(63).

Endosteal implantlar tasarım olarak 3 başlıkta toplanır(Şekil 2.18).

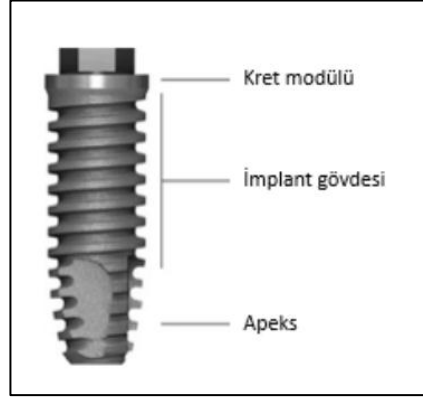
- Silindirik tip: Yüzeylerinde kaplama olup olmamasına göre mikroskobik tutunma ya da kimyasal bağlanma gösteren bu implantlar hazırlanan yuvaya itilerek ya da hafifçe vurularak yerleştirilir.
- Yivli tip: Hazırlanan yuvaya vidalanan implantların makroskopik retansiyon alanları mevcuttur. 3 ana yiv tasarımı mevcuttur. Bunlar V-yiv, butress ve kare yiv tasarımıdır.
- Kombine(Hibrit) tip: Silindir ve yivli implantlardaki makro özelliklerin her ikisini taşır. Yüzey kaplaması ile mikroskobik retansiyon artışı da sağlanabilir.



Şekil 2.18. İmplant gövde tasarımları

2.11. İmplant Gövdesi Bileşenleri

- İmplant gövdesi
- Kret modülü
- Apeks bölgesi olarak üç bölümde değerlendirilir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. İmplant gövde komponentleri

2.11.1. İmplant Gövdesi

Literatürde en yaygın tanımlanan implant tasarımı; apeksi künt, solid vida tipi olanlardır(79). Bu tasarım gövde üzerinde boşluk ya da delik bulundurmeyen dairesel forma sahiptir. Vida formu yerleştirilme anında gerek görüldüğünde implantın hazırlanan yuvasından rahatlıkla çıkarılabilmesine olanak sağlamaktadır.

Apikalinin künt olması sebebiyle ise çenede inferior alveolar kanal ve üst çenede maksiller sinüs bölgelerinde olası iatrojenik komplikasyonların önlenmesine olanak sağlamaktadır.

Trabeküler kemikte olduğu gibi dens kemik yapısına sahip alanlarda da kemikle uyumlu bir yüzey bağlantısı sağlanır. İmplant yüzey modifikasyonları fonksiyonel yüzey alanını artırmak için kullanılabilir. Artan yüzey alanı sayesinde implant-kemik bileşkesinde mikro kilitlemeler sağlanarak kaplamaların biyokimyasal üstünlüklerinden yararlanılabilir.

Silindirik tip implantlara göre vida tipi olanlarda yüzey alanı %30'dan daha fazla artmıştır ve bu da protetik üst yapı için daha sağlam bir dayanağı ifade etmektedir(21).

2.10.2. Kret Modülü

1 ya da 2 parçalı implant sistemlerinde protetik dayanağı tutmak için tasarlanmış parça kret modülü olarak ifade edilmektedir. Ayrıca implant gövdesinden alveolar krete doğru transosteal geçiş alanını temsil eder. İmplant gövdesinde stresleri kemiğe iletmesi için yüzey alanını artırılmış şekilde tasarlanırken, boyun bölgesi bakteriyel invazyonu azaltmak tasarlanmaktadır. Kret modülü parlak pürüzsüz metal ile kaplı ise servikal boyun olarak adlandırılır(21).

2.10.3. Apeks Bölgesi

İmplantların anti-rotasyonel özelliğine katkı yapan bir diğer yapı gövde ve kök çevresindeki düz kenarlar ve oluklardır. Bu bölgelere entegre olan hücreler aracılığıyla oluşan kemik yapısı, rotasyonel kuvvetlere karşı direnç oluşturmaktadır. Bu yapılar implant gövdesi boyunca iletilen kuvvetlerin istenen şekillerde olmasına olanak sağlamaktadır. Ayrıca, mandibula inferior sınırı gibi kortikal yapılarda oluşabilecek perforasyonlarla birlikte V-şekilli apeks yapısına sahip implant tasarımının alttaki yumuşak dokuların irritasyon ve inflamasyonuna sebep olabileceğinden; noktasal apikal dizaynlardan daha çok düz tasarımlar tercih edilmektedir(3).

2.12. Jenerik Protetik Bileşen Terminolojisi

Endosteal implant parçaları ve işlevleri;

- **Kapatma vidası;** implantın kemik içerisine yerleştirilmesi esnasında implantın iç kısmına yerleştirilen, iyileşme sürecinde bu bölgenin kemik ya da yumuşak doku ile dolmasını engelleyen parçadır.

- **İyileşme (healing) abutment;** iyileşme süreci sonrasında, kapatma vidasının yerine yerleştirilerek uygun diş eti çıkış profilinin sağlamak amacıyla yerleştirilen parçadır.

- **Abutment;** protetik üst yapıyı destekleyen parçadır. Vidalı, simante ya da ataçman tutuculu olabilir.

- **Hijyenik kapatma vidası;** vidalı abutmentların üstüne kapatılarak, protetik tedavi sürecinde bölgenin temizliğini sağlayan parçadır.

- **İmplant analog;** ölçü transferinde alçı model içerisinde olan ve implantın abutmenta bağlanan kısmını taklit eden parçadır.

2.13. Kombinasyon Sendromu

1972 yılında Kelly yaptığı çalışmada belirli bir hasta grubuna ait özellikleri tanımlamıştır. Bu hastalarda 5 adet özellik belirtilmiştir.

- Anterior Maksillada kemik kaybı
- Maksiller tüberositelerde büyüme
- Sert damak mukozasında papiller hiperplazi
- Mandibula anterior dişlerde ekstrüzyon
- Parsiyel protez altında kalan bölgelerde kemik kaybı

Güncel değerlendirmede alt çenede anterior dişlerin mevcut posterior dişlerin olduğu/olmadığı, üst çene tam dişsizlik olgularında zaman içerisinde görülen bu klinik durum(1, 63), Kelly tarafından Kombinasyon Sendromu olarak adlandırmıştır(91). Maksillada belirgin anterior rezorpsiyon ile birlikte, maksilla ve mandibulanın farklı bölgelerinde hipertrofik ve atrofik değişiklikler görülür. Aynı zamanda posterior okluzyonun azalması ve uzamış mandibular anterior dişler sonucunda oluşan anterior aşırı kuvvet varlığı nedeniyle “Anterior Hiperfonksiyon Sendromu” olarak da adlandırılmaktadır(14, 63, 92).

Hastaların durum oluşmadan önceki tedavisinde uygun protez tasarımı yapılmadığında posterior mandibuladaki rezorpsiyon devam etmekte ve maksilladaki protetik yapı ile teması ortadan kalkmaktadır(91). Çiğneme fonksiyonu böylelikle biyomekanik olarak yüksek kuvvetleri karşılaması için uygun yapıya sahip olmayan anterior bölgeye kaymaktadır. Anterior bölgedeki aşırı kuvvet birikimine zaman içerisinde premaksillada görülen atrofi eşlik etmekte ve kombinasyon sendromu oluşmaktadır. Bu birbiri ardına gelişen durumlar sonrası çenelerde görülen patolojik kemik remodelingi Wolff Kanunu ile açıklanmaktadır. Bu tanım üzerine gelen kuvvetler doğrultusunda kemikte rezorpsiyon ve depozisyon oluşumunu ifade etmektedir(93). Tüm bu durum ile birlikte vertikal boyut kaybı, oklüzal düzlemde uyumsuzluklar, mandibulanın anterior boşluğa doğru adaptasyonu ve protez uyumunda bozulmalar görülebilmektedir(94, 95).

2.14. Kombinasyon Sendromu Sınıflaması

Terim olarak "kombinasyon sendromu" ilk kez Kelly tarafından ifade edilmiştir(91, 95). Kombinasyon sendromunda görülen en önemli değişikliğin erken dönemde maksilla anterior bölgedeki kemik kaybı olduğunu belirtmiştir(91). Ayrıca maksiller tüberositelerde artış ve mandibula posterior bölgedeki kemik kayıpları da her vakada olmasa da görülebilmektedir.

Literatür incelemeleri ve kombinasyon sendromlu hastalarda yapılan çalışmalar sonucunda klinik ile ilişkili bir sınıflama gereksinimi doğmuştur(14). Kombinasyon sendromu 3 sınıf ve 10 modifikasyonda incelenmiştir. Bu sınıflamada maksiller dişsizlik sınıfı, mandibular dişsizlik durumu da modifikasyonu ifade etmektedir. Her bir kategorideki olgu için tedavi prosedürü tanımlanmıştır.

- Sınıf 1: Tam dişsiz maksilla mevcuttur.
 - Mod 1: Yalnızca mandibular anterior diş varlığı
 - Mod 2: Doğal diş ya da implant destekli kron ve/veya köprülerin var olduğu sabit dentisyon
 - Mod 3: Mandibular anterior dişler ile birlikte tek taraflı posterior diş varlığı
- Sınıf 2: Yalnızca maksilla anteriorda diş mevcuttur.
 - Modifikasyonlar Sınıf 1 ile aynı.
- Sınıf 3: Maksilla anterior ile birlikte tek taraflı posterior dişler mevcuttur.
 - Modifikasyonlar Sınıf 1 ile aynı.

2.15. Kombinasyon Sendromlu Hastalarda Tedavi Prensipleri

Kombinasyon sendromlu hastalarda uygulanacak tedavi prosedürlerine, mevcut kombinasyon sendromunun sınıflamasına göre karar verilmektedir. Sınıflamaya göre karşıt arkin dişsizlik durumu ve maksilladaki rezorpsiyon sonrası mevcut kemik yapısı değerlendirilerek konvansiyonel ve cerrahi tedaviler olarak 2 farklı planlama düşünülmektedir.

Konvansiyonel tedaviler tam ve parsiyel hareketli protezler ile yapılmaktadır. Cerrahi tedaviler implant destekli sabit ve hareketli protezler ile hasta fonksiyonunu çok daha iyi hale getirebilmektedir. Cerrahi tedaviler sert dokulara yönelik sinüs lift, blok greft gibi kret ogmentasyonlarıyla birlikte vestibüloplasti, mesnetsiz kret operasyonu ve maksiller tüber redüksiyonu gibi yumuşak dokuya yönelik cerrahileri içermektedir(14).

Kombinasyon sendromunun sözlük tanım haliyle maksillada total, mandibulada bilateral posterior dişsizlik durumları sonucu oluşan durum Sınıf 1 Mod 1 olarak ifade edilmektedir. Konvansiyonel tedavi yaklaşımı; üst çeneye tam ve alt çeneye bilateral distal uzantılı parsiyel ya da mevcut dişlerin prognozunun kötü olması halinde tam protez olacak şekildedir. Cerrahi tedavi yaklaşımında ise maksillaya yönelik olarak, bilateral posterior maksilla bölgelerine, her bölgeye 2 ile 4 arasında implant yerleştirilerek implant destekli sabit veya hareketli protezler ile rehabilitasyon önerilmektedir. Bölgedeki anatomik limitasyonlara göre sinüs lift ve/veya alveol plastiği gereksinimi olabilmektedir(14).

2.16. Kemik Greftleri ve Biyomateryaller

Greft materyalleri; alveoler kemik hacminin implant uygulaması için yeterli olmadığı durumlarda yapı ve fonksiyon desteği sağlamaları için kullanılmaktadır. Bu materyaller travma, rezorpsiyon, patoloji, önceki cerrahi işlemler sonucu oluşan defektlerde ve çekim bölgesindeki alveolar kretin hacminin korunması amacıyla kullanılır ve çatı görevi görürler(96).

Kemik Rejenerasyonu ve Ogmentasyon Mekanizması

Greftleme işlemleri sonrası kemik oluşması, 3 farklı mekanizma ile olmaktadır. Bunlar osteogenezis, osteoindüksiyon ve osteokondüksiyondur(97-99).

- Osteogenezis: Greft materyalleri içindeki canlı hücrelerin aktivasyonlarını devam ettirerek yeni kemik doku oluşumunu ifade eder. Osteojenik potansiyelli hücreler kemik formasyonu sağlayabilir ve daha hızlı kemik oluşumunu aktifleştirebilirler.

- Osteoindüksiyon: Greft materyallerine komşu mezenşimal kökenli hücrelerin osteoblastlara dönüşmesi ile yeni kemik yapımı sağlanmasını ifade

etmektedir. Kemik rejenerasyonunun artırılmasında veya kemik dokusu bulunmayan bölgelerde kemik oluşumunu sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.

- Osteokondüksiyon: Greft materyalleri yeni kemik doku oluşumunda bir çatı görevi görür. Bu materyaller var olan kemik dokunun apozisyonuna ve gelişmesine katkı sağlamakta ancak yumuşak dokuya yerleştirildiklerinde kemik oluşturamamaktadır.

Greft materyallerinin tamamı bu 3 mekanizmadan en az birine sahiptir.

2.17. Greft Materyalleri

1. Kemik Kaynaklı Biyomateryaller

a. Otojen Greftler

i. İntraoral Otojen Greftler

ii. Ekstraoral Otojen Greftler

b. Allogreftler

c. Ksenogreftler

i. Sığır Kaynaklı Hidroksi Apatit

ii. Mercan Kaynaklı Hidroksi Apatit

2. Sentetik Biyomateryaller

a. Alloplastik Materyaller

i. Biyoseramikler

ii. Biyoaktif Camlar

iii. Polimerler

Otojen Greftler

Otojen greftler, hastanın kendi vücudundaki donör sahalardan elde edilen osteojenik potansiyelli greft materyalleridir.

Dental implantların yerleştirilmesi için gerekli kemik hacminin yetersiz olduğu durumlarda rekonstrüksiyon yapılması gereği doğmaktadır(7, 100). Kemik greftinin yapısı, tercih edilecek yöntemi belirlemektedir. Defekt büyüklüğü arttıkça, kemik stimulan tekniklerin gereksinimi artmaktadır(4).

Günümüzde alveol defektlerinin rekonstrüksiyonu amacıyla farklı teknikler, otojen, allojen ve alloplastik biyomateryaller sıkça kullanılmaktadır. Otojen greftler diğer materyallere göre osteojenik ve non-immünolojik özellikleriyle avantajlı olmalarından ötürü altın standart olarak değerlendirilmektedir. Kortikal ve kansellöz özellikleri sayesinde allogreft, ksenogreft ve alloplastik materyallere göre üstündürler(6, 7).

Greftlenen alanda iyileşme süreci, kemik kırıklarındaki iyileşmeye benzer şekilde olmaktadır. Non-vaskülarize kemik greftleri, vaskülarize kemik gibi bir remodelling sürecinden geçmektedirler. Greft ve altındaki kemik arasındaki boşluk kan pıhtısı ile dolar. Daha sonra bu pıhtıya osteoblastlara dönüşmek üzere farklılaşarak örgü kemik kallus yapısı oluşturan perivasküler osteoprojenitör hücreler hücum eder(101). Aynı zamanda blok greft yapısında yaşayan osteoblastlar bulunmaktadır. Mevcut osteoblastlardan kemik oluşumu devam etmesi kemik indüksiyonu sürecinin başlangıçta önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Daha sonrasında kemik indüksiyonu, greftin kendisi ve sahip olduğu canlı osteoblastlar ile

pluripotent hücrelerden ya da alıcı bölgenin kemik iliğindeki vasküler yataktan sağlanmaktadır(101, 102).

Yerleştirilen blok greftin alıcı yatak tarafından absorpsiyonu yerleştirildikten birkaç hafta sonra başlamaktadır. Tamamen rezorpsiyon ve alıcı bölgeye tamamıyla uyum yıllar boyunca sürebilmektedir. Kemik yapının remodelasyonu ile maksilla kaynaklı greftlerde 4 ay, mandibular greftlerde 6 ay içerisinde fonksiyonel yüklerle uygun hale gelmektedir. Bu sebeple iyileşme süreci için 4 ile 6 aylık periyotlar önerilmektedir ve mandibulada daha uzun süre iyileşme periyodu geçmesi, alıcı bölgenin dens korteksi ile greftin yeterli adaptasyona ulaşması için önemlidir(103).

Literatürde pek çok intraoral ve ekstraoral donör saha tarif edilmiştir. Kranyum(104, 105), tibia(4, 106, 107), kosta, maksilla tüber bölgesi, palatal kemik, zigomatik ark(108-110), iliak krest(6, 111), mandibular simfisis(112-114) ve ramus(115-117) bölgeleri tanımlanan bölgelerdir. Bu bölgeler içerisinde rekonstrüksiyon sonrası en az rezorpsiyon mandibular greftlerde görülmektedir(5). Donör sahalar; embriyolojik kökene, kemik tipine ve yapısına, elde edilebilecek kemik hacmine göre farklılık göstermektedir(118). İntraoral sahaların ekstraorallerle karşılaştırıldığında daha kolay ulaşılır olması, düşük morbidite ve maliyete sahip olması avantajları olarak değerlendirilmektedir.

İdeal donör saha ihtiyaç duyulan kemik hacmi ve çeşidine bağlı olarak değişmektedir. Donör sahalardan elde edilebilecek kemik hacimleri ve greft tipleri Tablo 2.2' de belirtilmiştir(99).

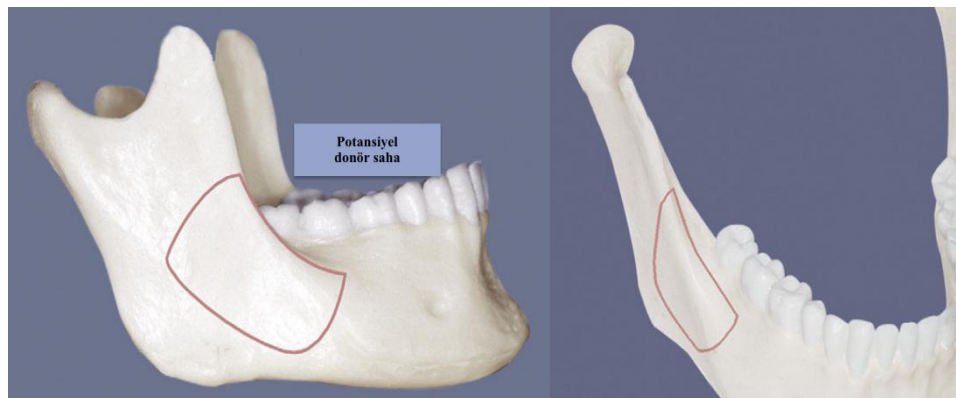
Tablo 2.2. Donör sahalara ve elde edilebilecek kemik özellikleri

	Donör Saha	Greft Tipi	Maksimum Hacim (mL)
İntraoral	Mandibular Ramus	Blok	5-10
	Mandibular Simfizis	Blok ve/veya Partiküler	5
	Maksiller Tüber	Partiküler	2
	Diğer(Kemik kazıyıcılar vs.)	Partiküler	Farklı miktarlarda
Ekstraoral	Kalvaryum	Yoğun Kortikal Blok	40
	Tibia	Partiküler	20-40
	Anterior İliak Krest	Blok ve/veya Partiküler	70
	Posterior İliak Krest	Blok ve/veya Partiküler	140

Mandibuler Ramus

Mandibula Ramus ve simfizis bölgeleri yüksek miktarlarda kemik grefti alınabilmesi mümkün olan donör sahalardır. Buralardan alınan otojen greftler implant cerrahisi öncesinde mevcut olan defektlerin onarımında yüksek başarıya sahiptir. Mandibula kortikal greftleri, kısa süreli iyileşme süreciyle birlikte, yüksek yoğunlukta kemik kazancı sağlamaktadır(119).

Ramus grefti ile atrofik alt ve üst çenelerde, tamamen kortikal yapıda 3-4mm kalınlığında horizontal ve vertikal kret ogmentasyonu yapılabilir. Simfizis grefti ile karşılaştırıldığında neredeyse 2 katı kadar fazla yüzey alanı ve hacim elde edilebilmektedir (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Ramus greft potansiyel alanı

Donör sahanın mandibula posteriorda yapılan greftlemelerde alıcı sahaya yakın olması cerrahi süresini kısaltmakta ve greft alımı sonrası meydana gelebilecek morbiditeleri azaltmaktadır(108, 120).

Alveolar inferior ve lingual sinir hasar riski, hematom, enfeksiyon ve bölgede gömülü 3. molar bulunmasıyla birlikte istenmeyen kırık oluşumu gibi dezavantajları mevcuttur. Artmış greft ihtiyacı durumlarında iki taraflı olarak ramus grefti alınabilmektedir(108).

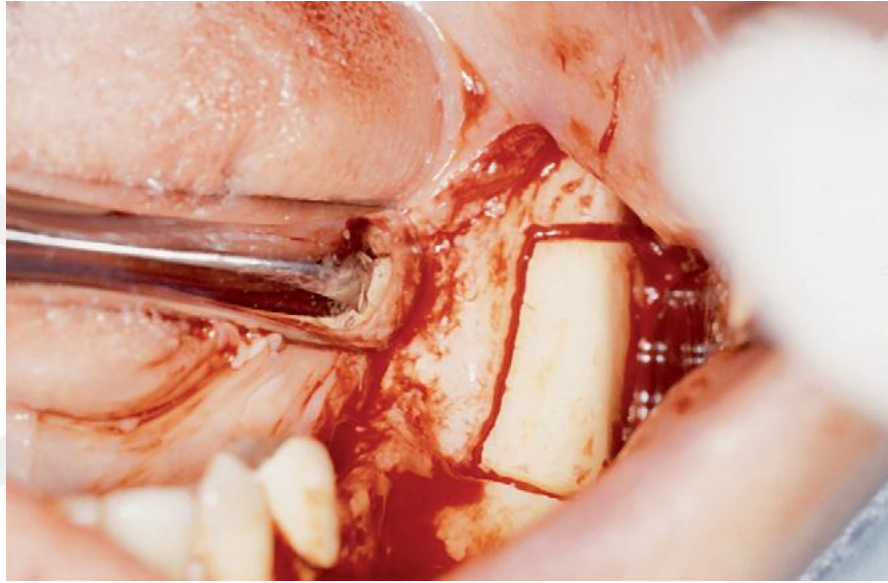
Cerrahi Teknik

Lokal anestezi uygulandıktan sonra, dişsiz krette kret tepesinden başlayıp oklüzal planda yükselen ramus üzerinde retromolar ped laterale dek uzanır. Dişli hastalarda insizyon öncelikle bukkalde sirküler olarak 1-2. premolardan başlar. Tam kalınlık mukoperiosteal flep kaldırılarak ramusun lateral yüzü açığa çıkarılır. Bu bölgede genellikle ilk olarak buccinator kasın ataçmanı ile karşılaşılır. Flep medialden periost elevatörü ile retrakte edilerek eksternal oblik sırt üzerinden yükselen ramusa kadar flep kaldırılmaya devam edilir. Flep üst sınırından anterior sınırına kadar 10-15mm periost elevatörü ile rahatlatılır ve blok greft alımı için hazırlanmış olur(21)(Şekil 2.21).



Şekil 2.21. Ramus grefti için flep ekartasyonu

Kemik kesisi için rond frezler, testereler ve ultrasonik cihazlar kullanılabilir. Anterior kesi 1. molar dişin ortasından başlar, alveolar inferior sinire 5mm kalana dek trabeküler kemiğe ulaşana dek tam kalınlık olarak devam eder. Sonrasında inferior alveolar sinirin hasarını önlemek amacıyla inferior sınırın 2mm üzerine dek kesiler yalnızca kortikal kemikte yapılarak güvenlik sınırı bırakılır. İnferior kesi hattını anterior ve posterior ile birleştiren alanlar kemik testeresi ya da büyük rond frez kullanılarak yapılabilir(Şekil 2.22).



Şekil 2.22. Ramus grefti kemik kesi hatları

İnce keski eksternal oblik sırt boyunca ramusun lateral yüzeyine paralel yönde tutularak osteotomi yapılır. Kalın keski ile greft ramustan ayrılır. Bölgedeki kemik sivrilikleri düzeltilir ve kanama kontrolü için hemostatik ajanlar kullanılabilir. Alıcı bölgede yerleştirilecek blok greftin beslenmesi için kortikal kemik üzerinde ince rond frezler ile dekortikasyon yapılarak kanama odakları oluşturulur. Alınan blok alıcı yatağa uyumlanır ve baskı altında greftin stabilizasyonu sağlanır. 2 ya da daha fazla sayıda vida ile her bir blok sabitlenir. 4 ile 6 aylık iyileşme süreci sonrasında implant cerrahisi uygulanması yapılır(21).

Allogreftler

Kadavralardan veya hastanın akrabalarından elde edilen greftlerdir. Daha az komplikasyon görülmesi, hastada ikinci bir donör saha ihtiyacı olmaması ve operasyon süresini azaltması gibi avantajları mevcuttur(97). Konakta immünolojik reaksiyon ve doku reddi reaksiyonu oluşturabilirler(98).

Sıklıkla kullanılan allogreftler; dondurulmuş-kurutulmuş, demineralize edilmiş donduulmuş-kurutulmuş formdadır. Taze allogreftlere oranla dondurulmuş allogreftlerde bu antijen özellik ciddi oranda azalmıştır(121).

Osteojenik potansiyelleri olmadığından otojen greftlere göre daha uzun kemik formasyon süresine sahiptirler. Bu sebeple otojen kemiklere göre daha az hacimde kemik kazanımı sağlanmaktadır(97).

Ksenogreft, Alloplast ve Sentetik Biyomateryaller

Ksenogreftler sığır ve mercan gibi insan dışındaki canlılardan elde edilen greft materyalleridir. Kalsifiye matriks ve çatı görevi görerek kemik formasyonu sağlarlar. Farklı büyüklük ve porözitelere olabilirler. Alloplastlar ve ksenogreftler partikül ya da blok şeklinde olabilmektedir(122).

2.15. Biyomekanik Kavramlar

2.15.1. Kuvvet

Bir cismin, hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanmaktadır. Büyüklüğü, yönü, süresi, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir.

Formülü, $F(\text{kuvvet}) = m(\text{kütle}) \times a(\text{ivme})$ şeklindedir.

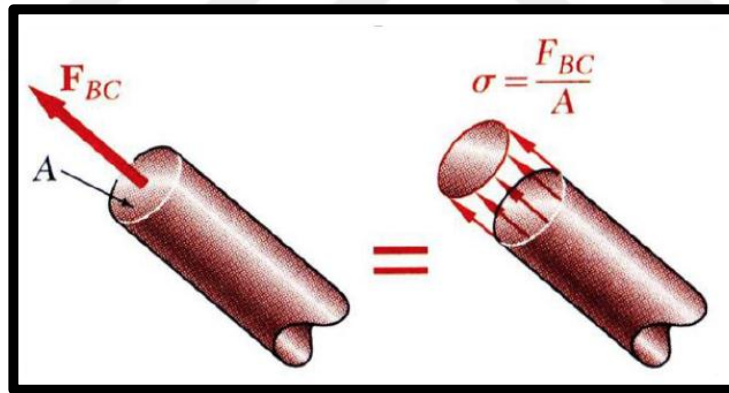
2.15.2. Kütle

Nesnenin değişmeyen madde miktarıdır. İvme kazanmaya karşı uygulanan direnç olarak da nitelendirilebilir.

2.15.3. Stres (Gerilim)

Dışarıdan uygulanan yüklere cevap olarak yapı içerisinde gelişen birim alandaki kuvvet miktarıdır(123). Cisme kuvvet uygulandığında, cisim içerisinde kuvvetle aynı büyüklükte fakat ters yönde oluşan tepki geriliminin sonucudur. Stres miktarı, uygulanan kuvvetin büyüklük ve etkilediği alana bağlıdır(124).

Formülü “Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A)” şeklindedir. Birimi Pascal($P=N/m^2$) dır. Genel olarak çalışmalarda birimi Megapaskal ($1MPa =1 N/mm^2$) olarak kullanılmaktadır(125) (Şekil 2.23).



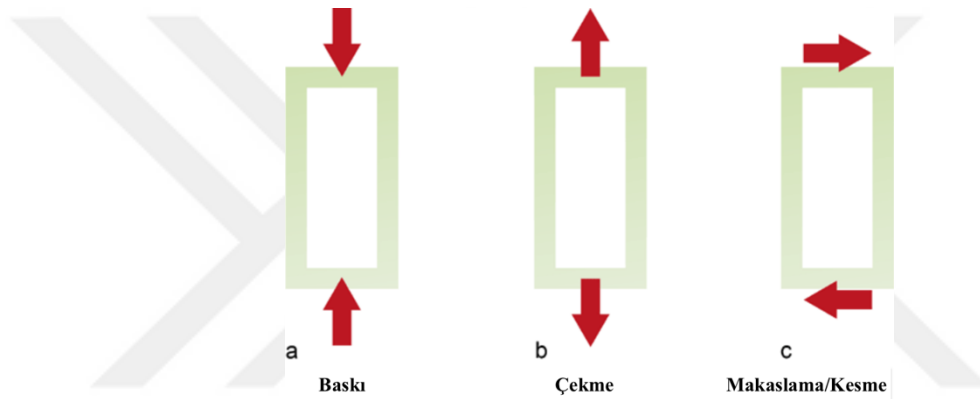
Şekil 2.23. Stres formülü

Dental implant üzerine ve çevre dokulara etkileyen stresler implantların uzun dönem başarısını etkilemektedir(126).

Cisimler üzerine uygulanan kuvvetlerin etkisi uygulanan alanla ters orantılı olarak değişmektedir. Farklı yönde ve açılarda uygulanan kuvvetlerin bileşkesi sonucu farklı stres türü ortaya çıkar. Cisimlere dik yönde uygulanan kuvvetler, cisimlerde dik

(normal) stresleri yaratırlar. Yatay veya teğet olarak etki eden kuvvetler makaslama tipi streslere sebep olurlar.

Dikey yönde gelen stresler doğrultularına göre sıkışma veya uzama etkisini yaratırlar. Doğrultuları aynı, birbirlerinden uzaklaşacak şekilde yönleri farklı olan kuvvetler cisim üzerinde uzamaya sebep olurlar. Bu kuvvetin sebep olduğu deformasyona karşı olan direnç, uzama (tensile) stresidir. Cisme uygulanan kuvvetlerin doğrultuları aynı ve yönleri birbirilerine doğru ise baskı (sıkışma) stresi oluşmaktadır(127)(Şekil 2.24).



Şekil 2.24. Stres çeşitleri A) Baskı; B) Çekme C) Makaslama/Kesme tipi

Normal stresler ' σ ' sembolü ile gösterilirken, kayma stresleri ise ' τ ' ile ifade edilirler. Cisimler üzerinde oluşan stresler genellikle tek başlarına oluşmaz, bir kuvvet daha baskındır fakat 3 kuvvet de aynı anda görülmektedir. Bu stres tipleri birleşik (kompleks) stresler olarak adlandırılmaktadır(74).

2.15.4. Gerinim (Strain)

Uygulanan kuvvetler sonucunda, cisimlerin birim boyutunda görülen değişimdir(123). Uzunluktaki değişimin, toplam uzunluğa oranı olup yüzdesel olarak ifade edilir. Uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra cismin eski haline dönebildiği durum elastik gerinimdir. Kuvvet ortadan kalkmasına rağmen cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmanın görüldüğü durum ise plastik gerinimi ifade eder(128).

Gerinim ve stres birbirinden farklı tanımlardır. Gerilimde kuvvetin büyüklük ve yön değerleri vardır ancak gerinim sadece bir büyüklüktür(19).

2.15.5. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimler üzerine uygulanan kuvvetler kaldırıldıktan sonra, ilk durumlarına dönme yeteneğine elastisite denir. Bu yeteneğe sahip olan cisimlere elastik cisimler denir(129).

Young's modülü, oransal limit ya da altındaki stres değerlerinin neden olduğu gerinim değerlerine bölünmesiyle elde edilir ve sabit bir orandır. Cisimlerin sertliğini belirtir(123). Kg/cm² cinsinden ölçülmektedir ve her maddenin kendine ait bir değeri vardır. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır(123).

2.15.6. Hooke Kanunu

Belli sınırlar içerisinde; cisimlerde meydana gelen uzama miktarının, çekme kuvvetiyle orantısını ifade eden kanundur. Uygulanan kuvvet ile meydana gelen uzama arasındaki lineer bağlantı ilk kez 1678 yılında Hooke tarafından formül haline getirilmiştir(129).

Hooke kanunu;

$\gamma = Pl/AE$ şeklinde ifade edilir.

γ : cisimdeki toplam uzama miktarı

P: cismin uzamasına sebep olan kuvvet

l: cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin young's modülü

2.15.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Elastik sınırlar içerisinde lateral ve aksiyel gerinim değerleri arasındaki oranı ifade etmektedir(130, 131). Cismin eninde izlenen birim deformasyonun, boyunda izlenen birim deformasyona oranıdır. ν ile sembolize edilmektedir.

Formülü $\nu = - \epsilon_2 / \epsilon_1$ şeklindedir.

ϵ_1 : boyuna birim deformasyon

ϵ_2 : enine birim deformasyon

Bu oran, tüm materyaller için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve ayırt edicidir. Gerilen bir lastik materyalin boydaki uzamasına karşılık olarak enindeki daralma örnek olarak gösterilebilir(124).

2.15.8. Lineer Elastik Cisim

Cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucunda izlenen deformasyon ve gerininin doğru orantılı olarak değiştiği cisimler lineer elastik cisim olarak adlandırılır.

2.15.9. İzotropik Cisim

Üzerlerine uygulanan kuvvetin doğrultusundan bağımsız olarak, her bir bölgesinde aynı fiziksel özelliği gösteren cisimleri ifade eder(123).

2.15.10. Homojen Cisim

Mekanik özellikleri her bir noktasında aynı olan cisimleri ifade eder.

2.16. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Kompleks mekanik problemleri analitik olarak çözümlenebilmek amacıyla kullanılan analitik bir yöntemdir. Mühendislik ve biyomedikal gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Kompleks bir problemi basit alt birimlere ayırıp ve bunların her birinin ayrı ayrı kendi içinde çözümlenmesi sonucuyla bütünleştirilmesi temeline dayanmaktadır. Dental implantolojideki komponentlerin kompleks geometrileri nedeniyle, bu sistemlerin analizi için kullanılacak en iyi yöntem olarak değerlendirilmektedir(9). Bu yöntem kompleks geometriye sahip olan yapılardaki gerilme, sıkışma stresleriyle birlikte yer değiştirme durumlarının hassasiyetle analiz edilmesine yardımcı olur(132).

SEA yöntemi yüzyıllar öncesinden beri bir anlamda kullanılmaktadır. Matematikçiler çemberin çevresinin toplam uzunluğunu bulabilmek için çember etrafına çizilen poligonlardan faydalanmış ve poligonların sayısının arttıkça gerçek çember çevre uzunluğuna yaklaştıklarını gözlemlemiştir. Başka bir deyişle günümüzde SEA yönteminde kullanılan alt birim sayısı, sonuçların gerçeğe yakın olmasını etkilemektedir(133, 134). Güncel SEA yöntemi ilk kez 1956 (135)yılında uçak mühendisliğinde kullanılmasından itibaren birçok çalışma alanında işlev görmüş ve dental yapılarla ilgili olarak ilk kez 1973 yılında Farah ve ark.(136) tarafından kullanılmıştır.

Dental implantlardaki mekanik davranışları benzeştirmekteki temel güçlük; insan kemiğinin ve uygulanan kuvvetler karşısındaki yanıtlarının modellenmesidir(9).

SEA için çok fazla sayıda yazılım olmasına karşılık, temel uygulama yaygın olarak pre-processing (ön işleme), solution (çözümleme), post-processing (son işleme) olacak şekilde 3 aşamada gerçekleştirilir.

2.16.1. Pre-Processing (Ön İşleme)

Problemin, geometrik modelin ve sonlu eleman ağ (mesh) yapısının hazırlanıp analiz için uygun şekle getirilmesi için yapılan işlemler bütünüdür. 5 basamaktan meydana gelir

- Modelleme

Başlangıçta problemin geometrik yapısı oluşturulur. Yapı tamamen analiz programı üzerinde ya da katı bir formda uygun programlar ile hazırlanıp analiz programına aktarılarak oluşturulabilir.

- Eleman Seçimi

Uygulanan analiz türüne ve geometrik yapının şekline uygun yapılan eleman seçimi problemin çözümünde direkt etkindir.

- Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi

Analizde kullanılacak materyalin elastisite modülü, poisson oranı, genleşme katsayısı vs. gibi değerler yük altındaki davranışlarında etkilidir.

- Sonlu Eleman Ağ Örgüsü Oluşturma (Meshing)

Geometrik yapı daha önceden davranışı belirlenmiş birimlere ayrılır. Alt birim sayısı çözümü sonucunu etkiler.

- Yük ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Genel problemin tanımına uyumlu olarak yapıya uygulanan yüklerin ve sınır koşulların uygulandığı basamaktır.

2.16.2. Solution (Çözümleme)

Üzerine uygulanan yük ve sınır koşulları belirlenmiş olan modelin sonlu sayıdaki alt birimleri arasında kurulan denklemin eş zamanlı olarak çözülmesi ve sonuçların açığa çıkarılması aşaması olarak tanımlanmaktadır.

2.16.3. Post-Processing (Son İşleme)

Analiz edilen problemin, çözüm sonucunda elde edilen verileri kullanılarak ikincil sonuçların elde edilmesidir. Düğüm noktalarındaki hareketlerden meydana gelen genleşmeler ve genleşmelerden doğan gerilimler gibi.

2.16.4. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları

SEA ile kompleks geometriye sahip cisimlerin değerlendirilmesi mümkündür. Fiziksel ve matematiksel temellere sahip bir analiz yöntemidir. Çözümleme bölgeleri alt birimlere ayrılarak farklı sayıda sonlu elemanlar kullanılıp daha hassas ölçümler yapılabilir. Bu da diğer sayısal yöntemlere göre daha esnek ve kullanışlı olmasını sağlar.

SEA homojen ve lineer olmayan, anizotropik, zamana ve sıcaklığa bağlı değişim gösteren malzemelerin bulunduğu sistemlerde de kullanılabilir.

Non-invaziv bir yöntem olması, uygulanan kuvvetin yönü, büyüklüğü ve şiddetinin değiştirilerek çalışma tekrarlarına izin vermesi en önemli avantajlarıdır.

2.16.5. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları

Malzeme özelliklerinin doğru olarak tanımlanmaması problemin çözümünü anlamsız kılar.

Problem sonuçlarının hatasız olabilmesi için sistemin doğru şekilde bölünmesi ve giriş bilgilerinin doğru olması gerekmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak planlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada cerrahi olarak tedavi edilmiş ve edilmemiş kombinasyon sendromlu hastalarda değişen implant pozisyonları ve uygulanan bar tutuculu implant üstü protezler üzerine, çiğneme kuvvetleri uygulanarak implant, dayanak, implant çevresindeki yumuşak doku ve implant çevresindeki kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerleri ve dağılımının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi yapılmıştır. Çalışmamızda standart olarak mandibula modeli üzerinde sabit pozisyon ve çaplarda, 2 adet maksilla modelinde değişen pozisyon ve çaplarda implantlar yerleştirilerek toplamda 4 farklı model oluşturulmuştur. Standart karşıt çene mandibula modelinde yerleştirilecek implant çapı 4,1mm; uzunluğu ise 10mm olarak belirlenmiş olup silindirik implantlar kullanılmıştır. Bu implantlar 34-32-42-44 numaralı diş bölgelerine yerleştirilmiştir. Bu implantlar üzerinde bar tutuculu overdenture protez modele dahil edilmiştir. Model 1'de premaksilla vertikal yönde 2-4mm mandibular ramus grefti ile rekonstrükte edilip maksillaya 14-12-22-24 numaralı diş bölgelerine implantlar arası mesafe 10mm olacak şekilde, 3,3mm çapında implant yerleştirilmiştir. 2 numaralı diş bölgelerinde yer alan implantların servikal 2 mm'si greftleme alanı içerisinde bırakılmıştır. Model 2'de Model 1'den farklı olarak implant çapları 4,1mm olarak belirlenmiştir. Model 3'te atrofik maksillada 14-16 ve 24-26 numaralı diş bölgelerine 3,3mm çapında implantlar yerleştirilmiş ve implantlar kendi içlerinde bağımsız olarak birbirlerine bağlanmıştır. Model 4'te Model 3'ten farklı olarak 4,1mm çapında implantlar kullanılmıştır.

İmplant üstü overdenture dolder tipi bar tutuculu olarak belirlenmiştir. Diş eti ve kullanılan abutmentler 2,5mm yüksekliğinde, dolder tipi tutucu bar diş etinden 2mm yükseklikte, 3mm yüksekliğinde 2,2mm genişliğinde belirlenmiştir. Barın tepe noktasından dişlerin insizal ve oklüzal tepe noktalarına 7mm yükseklik belirlenmiştir. Protez içerisindeki housing materyali titanyum olarak belirlenmiştir. Her modelde

implantlar arası mesafe 12mm olarak belirlenmiştir. Dişler ve protez akrilik materyal olarak seçilmiştir. Total dişsiz modelde bilateral balanslı okluzyon simüle edilmiştir. Çiğneme kasları mandibula modeline bağlanmış ve referans alınan değerlerde uygulanmıştır(137). Dişler birbirine foodstuff aracılığıyla temas ettirilmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

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.



Şekil 3.1. 3 Boyutlu tarama cihazı

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 3d modelleme programları için

evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında dđęümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ailt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir(Tablo 3.1).

Üç boyutlu sonlu eleman analizinin bilgisayarda çözümlünde takip edilen aşamalar;

- Pre-Processing
 - a. Modellerin oluşturulması
 - b. Ağ örgüsünün oluşturulması
 - c. Eleman ve dđęüm noktalarının seçimi
 - d. Materyal özelliklerinin belirlenmesi
 - e. Yüklerin ve sınır koşullarının belirlenmesi
- Solution
- Post-Processing

Tablo 3.1. Materyal özellikleri

	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Kortikal Kemik	13700	0.30
Süngerimsi Kemik	1370	0.30
Titanyum (implant, abutment, vida, bar)	110000	0.35
Mukoza	10000	0.40
Klips	100000	0.30
Protez (PMMA)	3000	0.35
Food stuff (AISI 1005 Steel)	200000	0.29
Ramus Grefti (Kortikal)	11000	0.30

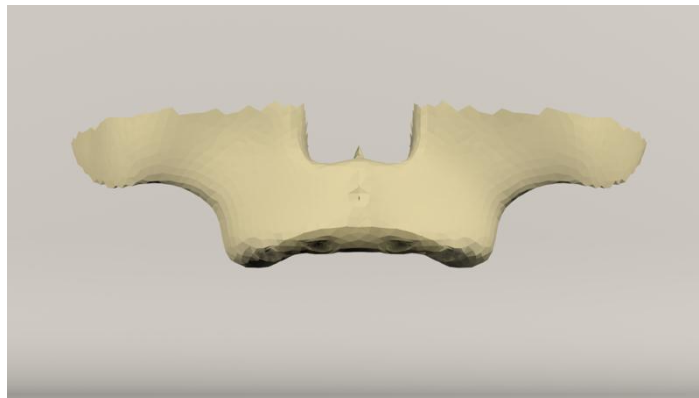
3.1. Modellerin Oluşturulması

Çalışmada tedarik edilen fantom maksilla ve mandibula modelleri, implant, protez ve alt yapı parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı.

U şeklinde orta genişlikte ve orta uzunluktaki alveol kavsi şekli çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi. Alveol kretinin genişlik ve uzunluk değerleri olarak ise Bilgin'in çalışmasında bildirdiği tanım aralıklarının orta değerleri seçildi. Modellerin hazırlanması sırasında kullanılan alveol kreti boyutları tabloda verilmiştir. Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak alınmıştır. 6 mm'lik kret genişliği çizimi yapılırken Bilgin'in çalışmasından yola çıkarak kret tepesinden geçen çizginin içine ve dışına üçer milimetrelilik mesafe bırakılmıştır(138).

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3d Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellendi (Şekil 3.2).



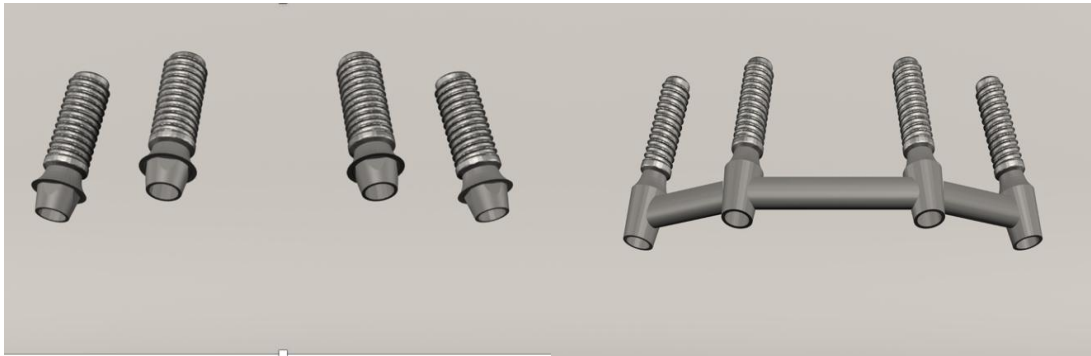
Şekil 3.2. Modellenmiş maksilla

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edilerek gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlandı.

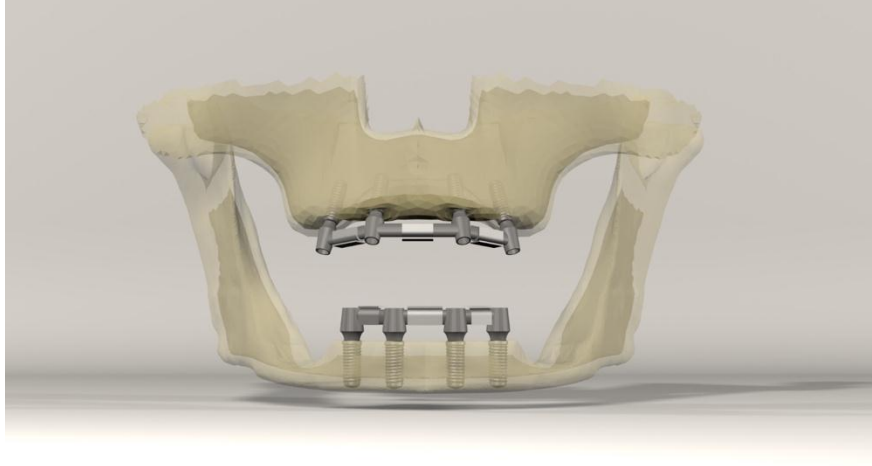
Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongiöz kemik, protez, alt yapı parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı(Şekil 3.4) (Şekil3.5) (Şekil 3.6). Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3.6)(Şekil 3.7).



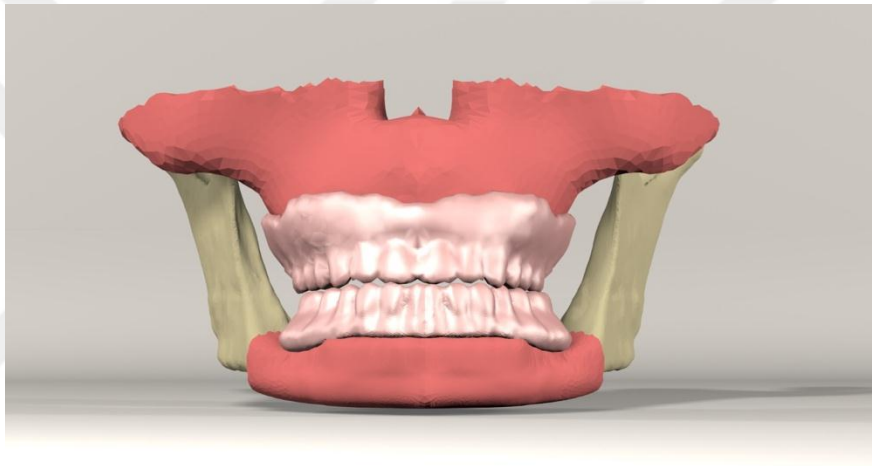
Şekil 3.3. İmplant, abutment ve abutment vidası modeli



Şekil 3.4. İmplant ve bar modeli



Şekil 3.5. İmplant uygulanmış maksilla ve mandibula modelleri



Şekil 3.6. Protez modeli

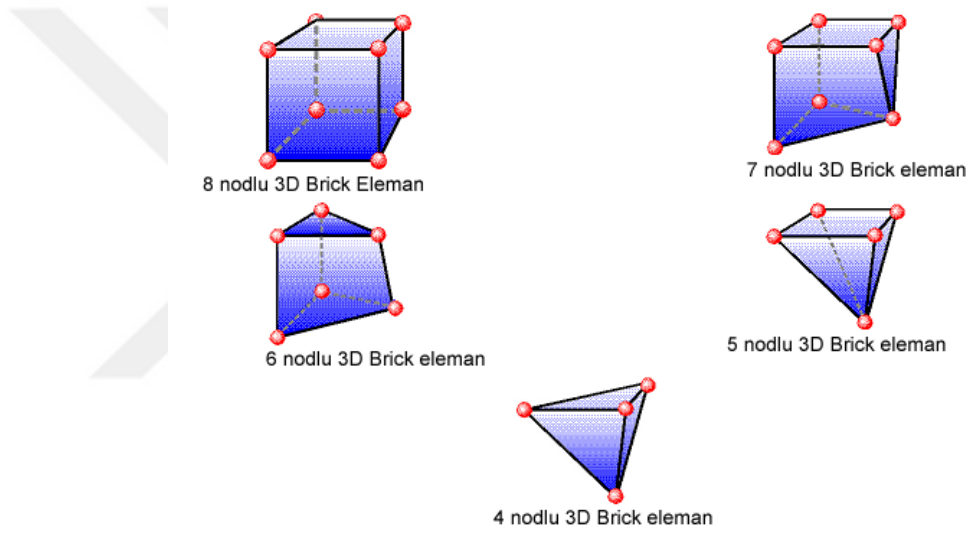
3.2. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzeysel verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

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

yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak 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 kullanılmıştır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır(Şekil 3.8).



Şekil 3.7. Brick modelleme sistemi elemanları

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu göstermektedir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

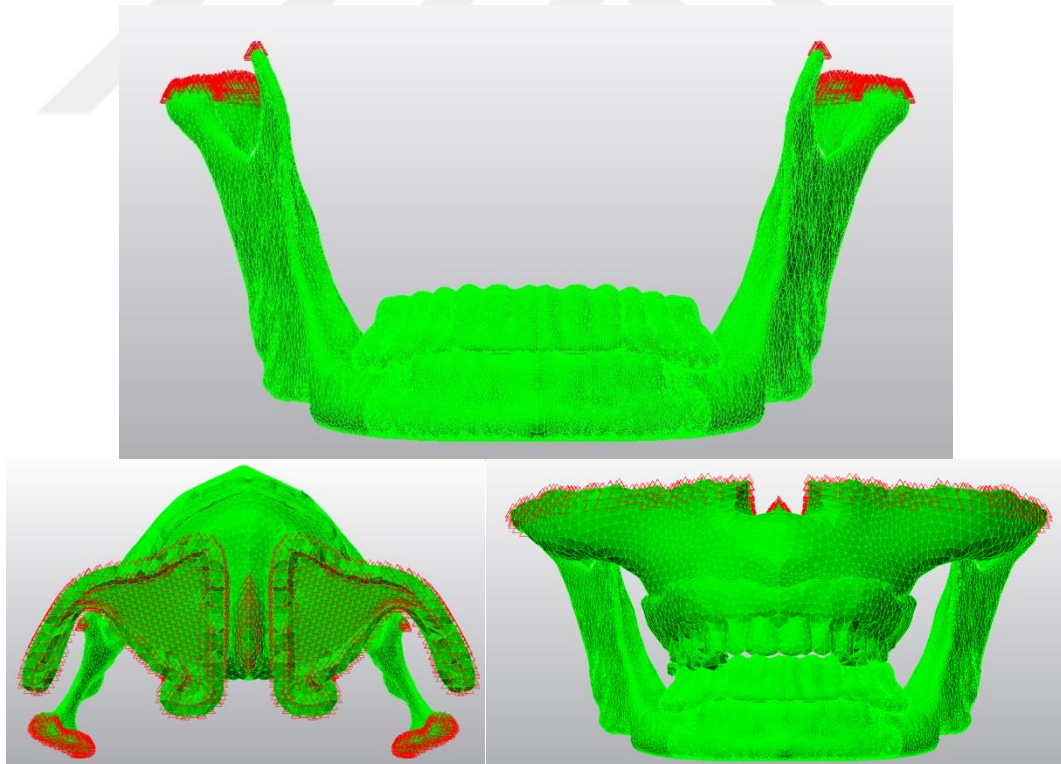
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.2’de belirtilmiştir.

Tablo 3.2. Düğüm ve eleman sayıları

Modeller	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
4-2-2-4 pozisyon 4.1mm çap	279416	998479
4-2-2-4 pozisyon 3.3mm çap	278534	1015594
4-6, 4-6 pozisyon 4.1mm çap	278499	998758
4-6, 4-6 pozisyon 3.3mm çap	279427	1002182

3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)’da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Modellerin sınır koşulları görüntüsü Şekil 3.9’da gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Modellerin sınır koşulları görüntüsü

Çiğneme kaslarının bilgisayar ortamında fonksiyonel özellikleri ortalama referans değerleri ile alınarak analitik özellikleri 3 boyutlu model üzerinde görsel hale getirilmiştir (Tablo 3.3). 5 farklı pozisyonda oklüzal temas şekli ile kuvvetlerin değerlendirilmesi referans alınmıştır(137).

Tablo 3.3. Çiğneme kas aktivitelerine yüklenen düğüm sayısı, ağırlık ve ölçekleme faktör özellikleri

Kaslar	Düğüm Sayısı		Ağırlık Faktörü (Newton)	Ölçekleme Faktörü									
	Sağ	Sol		ICP		LGF		LGF + B		INC		RMOL	
				Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Superficial masseter	67	67	190.4	1.00	1.00	0.27	0.18	0.26	0.12	0.40	0.40	0.72	0.60
Deep masseter	38	38	81.6	1.00	1.00	0.26	0.36	0.26	0.36	0.26	0.26	0.72	0.60
Medial pterygoid	51	50	174.8	0.76	0.76	0.76	0.07	0.73	0.09	0.78	0.78	0.84	0.60
Anterior temporal	43	40	158.0	0.98	0.98	0.07	0.66	0.23	0.54	0.08	0.08	0.73	0.58
Middle temporal	18	18	95.6	0.96	0.96	0.06	0.64	0.12	0.57	0.06	0.06	0.66	0.67
Posterior temporal	15	15	75.6	0.94	0.94	0.06	0.62	0.08	0.59	0.04	0.04	0.59	0.39
Inferior lateral pterygoid	5	5	66.9	0.27	0.27	0.14	0.59			0.71	0.71	0.30	0.65
Superior lateral pterygoid	4	4	28.7	0.59	0.59	0.08	0.20			0.50	0.50		
Anterior digastric	8	8	40.0	0.28	0.28	0.38	0.51			0.50	0.50		

ICP: İnterkaspal pozisyon; **LGF:** Sol lateral grup fonksiyon; **LGF+B:** Sol lateral grup fonksiyonuyla birlikte kontralateral 2. molarla dengeleyici temas; **INC:** insizal diş sıkma pozisyonu; **RMOL:** Sağ unilateral molar oklüzyonu

Yapılan çalışmada, 2 farklı implant yerleşimi ve 2 farklı implant çapı ile tabloda belirtilen uygun kas kuvvetleri verilerek; toplamda 4 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

3.4. Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler

yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağıın bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

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

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. 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 olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha

büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

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

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\bar{\sigma}_{Mises} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2}} = \sigma_{yld}$$

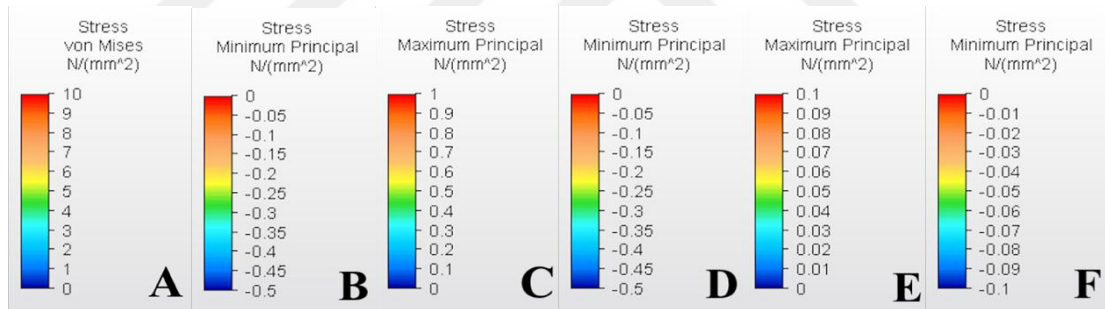
Şekil 3.9. Von Mises stres hesaplama formülü

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı tedavi yöntemi ile tedavi edilmiş Kombinasyon Sendromlu Sınıf 1 Mod 1 maksilla modellerinde yerleştirilen endosseöz implantlar üzerinde bar tutuculu implant üstü protezler ile rehabilitasyon yapılmış ve çiğneme kuvvetleri uygulanarak implantları çevreleyen yumuşak dokular ile kemik dokunun kortikal ve kansellöz yapısı üzerinde oluşan stres değerleri sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Aynı kuvvetler altında implant abutment ve barlar üzerindeki Von Mises stres değerleri belirtilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen görüntülerde her bir renk belirli bir değer aralığını ifade etmektedir. Her bir rengin ifade ettiği değerler ilgili görüntüler üzerinde bulunan skalalarda gösterilmektedir. Renkler mevcut streslerin yoğunluğu ile orantılı olarak değişmektedir(Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Stres değerleri skalaları; A) Von Mises stres değer skalası; B) Mukoza Minimum Principal stres değer skalası; C) Kortikal kemik Maximum Principal stres değer skalası; D) Kortikal kemik Minimum Principal stres değer skalası; E) Kansellöz kemik Maximum Principal stres değer skalası; F) Kansellöz kemik Minimum stres değer skalası

Maximum principal stres (gerilim) ve Von Mises stres değerleri pozitif, minimum principal stres (sıkışma) değerleri negatiftir. Bu değerleri karşılaştırırken, mutlak değerler üzerinden çıkarım yapılmaktadır(139).

Sonlu eleman analizleri sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematik hesapları ile bulunduğundan bu değerlerin istatistiksel analizi

yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlama yapılmaktadır. Bu analizler, üç boyutlu modellemeler bilgisayar ortamında matematiksel denklemlere dönüştürülerek gerçekleştirilmektedir.

Sonuçların değerlendirilmesi aşamasında, farklı implant pozisyon ve çaplarında ölçülen stres değerleri ve sonrasında rekonstrükte edilmiş maksilla, atrofik maksilla modellerinde stres değerleri karşılaştırılmıştır.

Çiğneme kaslarının vektörleri doğrultusunda iletilen kuvvetler sonucunda mevcut modeller üzerinde, kortikal kemikte sıkışma görüleceğinden minimum principle (sıkışma) stres değerleri; kansellöz kemikte implant üzerinde yalnızca gerilim görüleceğinden maximum principal (gerilim) stres değerleri; implantın apikal bölgesi etrafında ise yalnızca sıkışma görüleceğinden minimum principal (sıkışma) stres değerleri ve mukoza üzerinde yalnızca sıkışma tipi kuvvetler meydana geleceğinden minimum principal (sıkışma) tipi stres değerleri; karşılaştırılmıştır.

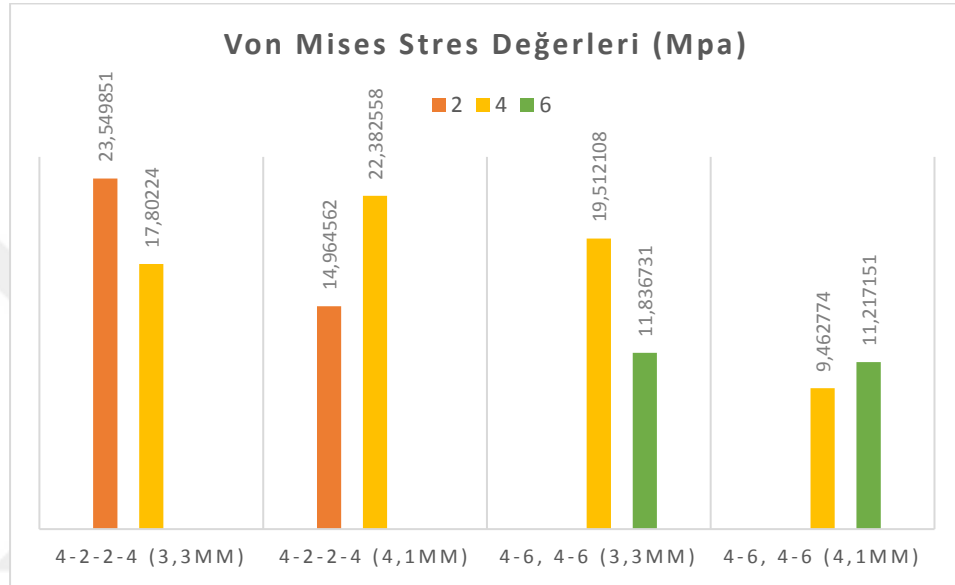
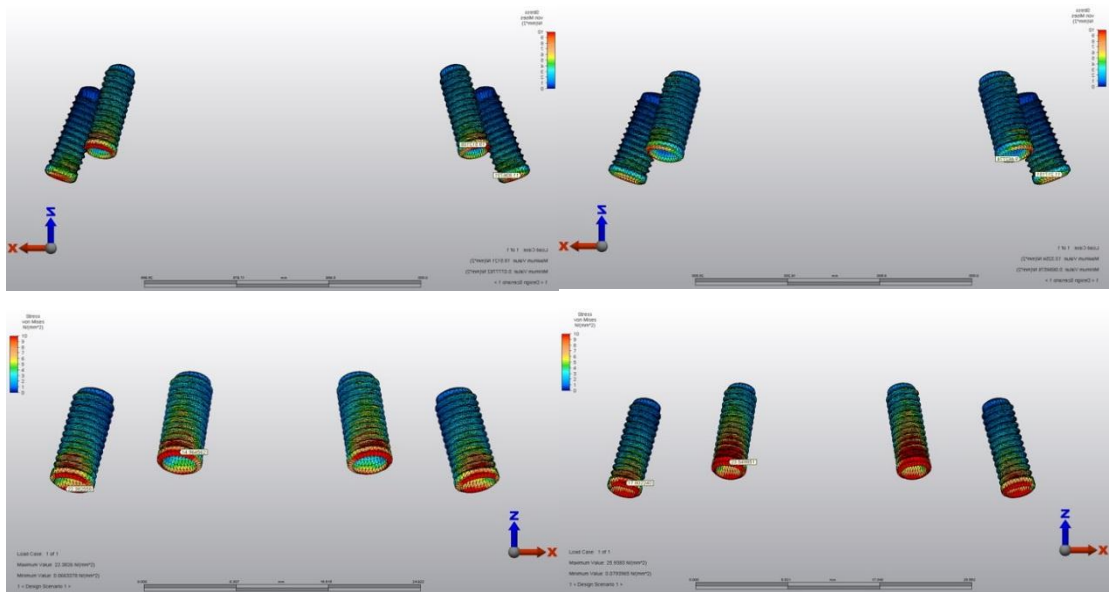
4.1. İmplant, Abutment ve Bar Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerleri

4.1.1. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan yükler altında implantlar üzerinde oluşan von mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model 1'de anteriordaki implant üzerinde 23,549MPa olarak ölçülmüştür. Model 2'yle kıyaslandığında implant çapı arttıkça kuvvetler premolar bölgedeki implant üzerinde yoğunlaşmaktadır. Model 3 ve 4'te implant çapı arttığında anterior implantlar üzerine gelen kuvvetin azaldığı posteriodaki implanlar üzerindeki kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Fonksiyonel yükler altında implantlar üzerinde görülen Von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.1' de; Şekil 4.1' ve Şekil 4.2'de belirtilmiştir.

Tablo 4.1. İmplantlar üzerinde görülen Von Mises Stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Pozisyonları		
	2	4	6
4-2-2-4 (3,3mm)	23,549851	17,802240	
4-2-2-4 (4,1mm)	14,964562	22,382558	
4-6,4-6 (3,3mm)		19,512108	11,836731
4-6,4-6 (4,1mm)		9,462774	11,217151

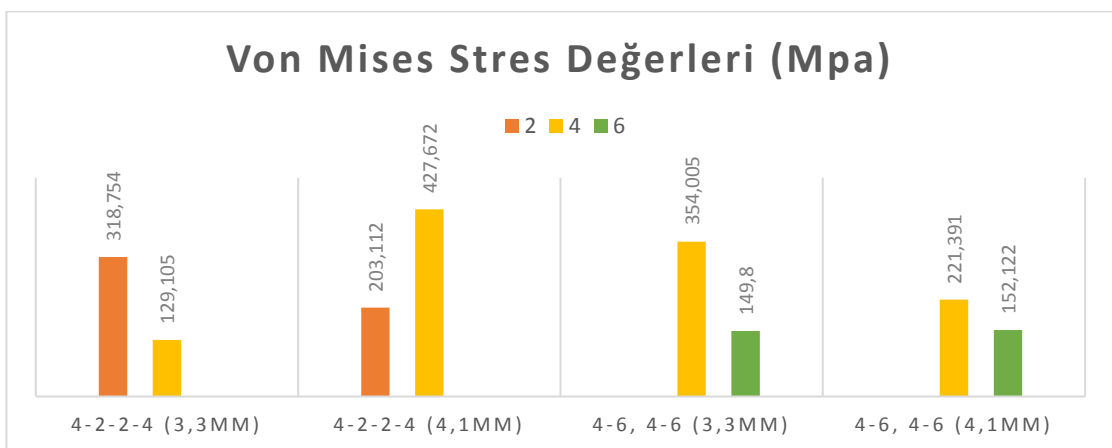
**Şekil 4.1.** Von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması**Şekil 4.2.** Von Mises stres birikim alanları

4.1.2. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi

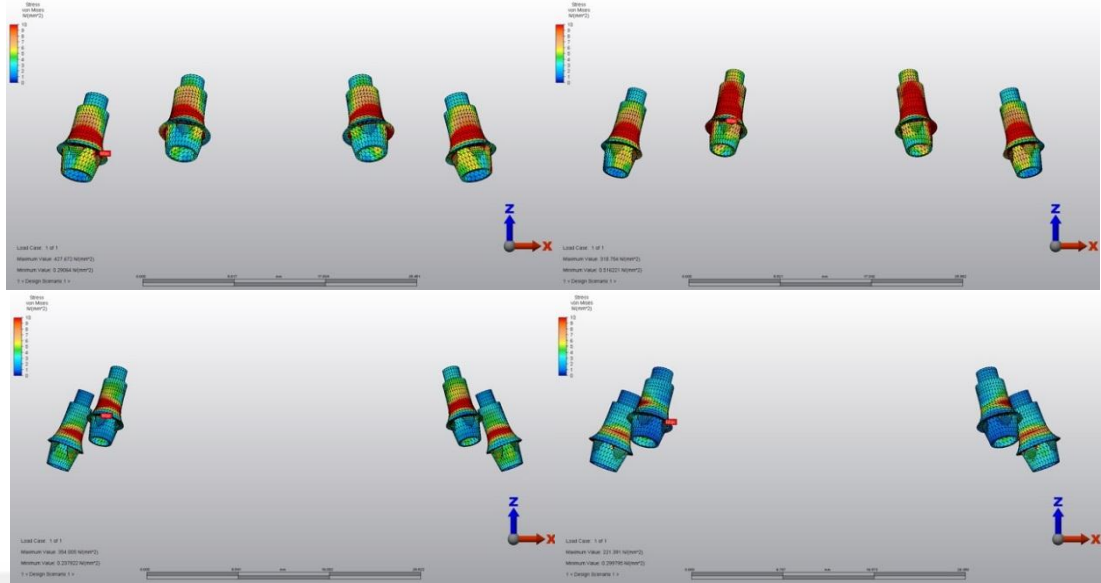
Çalışmada uygulanan kuvvetler altında abutmentlar üzerinde oluşan von mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model 2'deki premolar pozisyonundaki implant üzerinde 427.672MPa olarak ölçülmüştür. Model 1 ile kıyaslandığında implant çapı arttıkça kuvvetler posteriodaki implant üzerinde yoğunlaşmaktadır. Model 3 ve 4'te implant çapı arttığında anterior implantlar üzerine gelen kuvvetin azaldığı posteriodaki implanlar üzerindeki kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Fonksiyonel yükler altında abutmentlar üzerinde görülen Von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.2' de; Şekil 4.3' ve Şekil 4.4'te belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Abutmentlar üzerinde görülen Von Mises Stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Pozisyonları		
	2	4	6
4-2-2-4 (3,3mm)	318,754	129,105	
4-2-2-4 (4,1mm)	203,112	427,672	
4-6,4-6 (3,3mm)		354,005	149,800
4-6,4-6 (4,1mm)		221,391	152,122



Şekil 4.3. Von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması



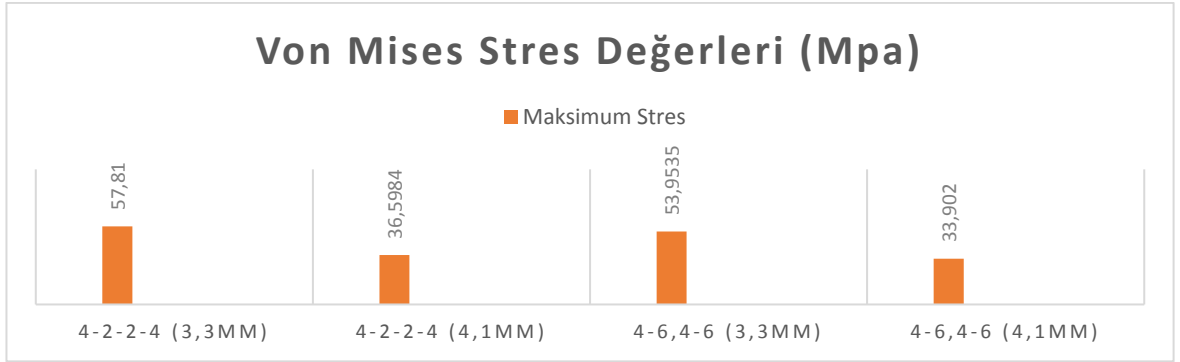
Şekil 4.4. Von Mises Stres birikim alanları

4.1.3. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Bar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi

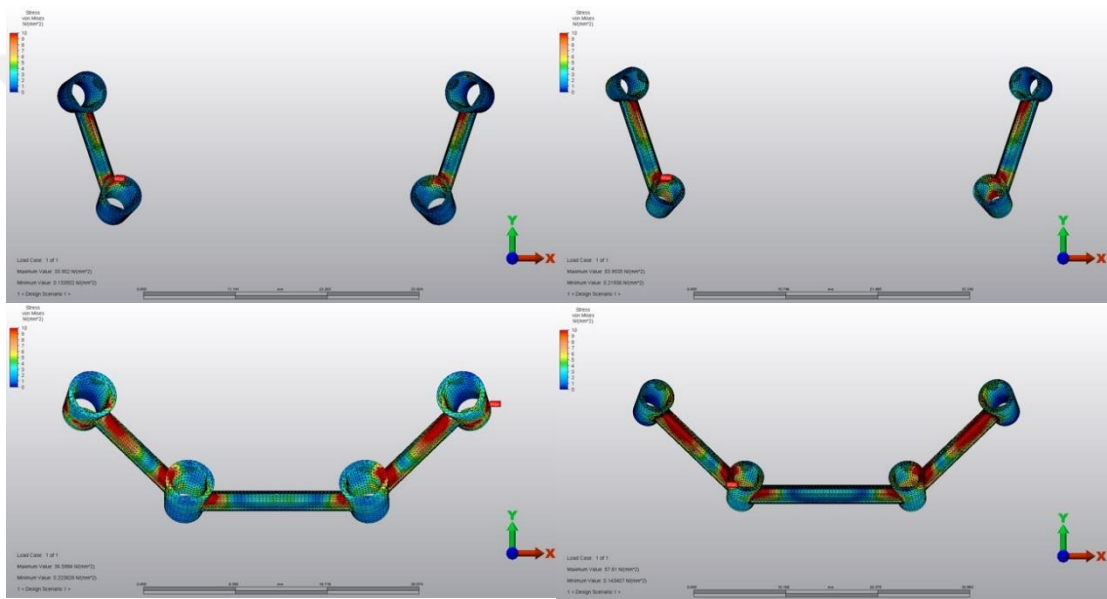
Fonksiyonel yükler altında barlar üzerinde görülen Von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.3'te; Şekil 4.5' ve Şekil 4.6'da belirtilmiştir. Aynı implant çaplarına kullanılan Model 1 ve 3 ile Model 2 ve 4'te yakın sonuçlar elde edilmiş olup maksimum Von Mises Stres Değeri Model 1'de 57,81 MPa olarak ölçülmüştür.

Tablo 4.3. Barlar üzerinde görülen Von Mises Stres değerleri (MPa)

Modeller	Maksimum Stres Değerleri
4-2-2-4 (3,3mm)	57,810
4-2-2-4 (4,1mm)	36,5984
4-6,4-6 (3,3mm)	53,9535
4-6,4-6 (4,1mm)	33,902



Şekil 4.5. Von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması



Şekil 4.6. Von Mises Streslerin birikim alanları

4.2. Mukoza, Kortikal Kemik ve Kansellöz Kemikte Oluşan Sıkışma ve Gerinim Streslerinin Değerlendirilmesi

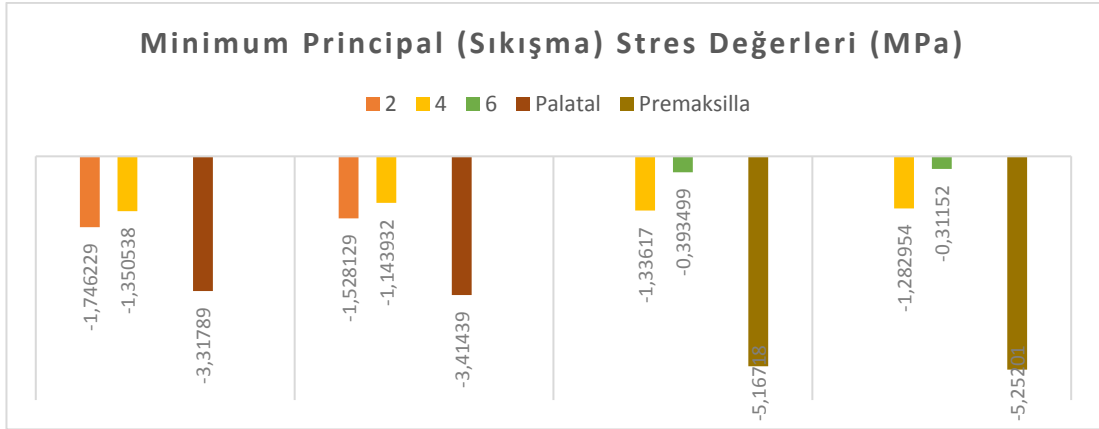
4.2.1. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Mukoza Üzerinde Oluşan Sıkışma Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi

Fonksiyonel yükler altında mukoza üzerinde Model 1 ve Model 2’de premolarlar palatal bölgede, Model 3 ve Model 4’te premaksillada, sıkışma kuvvetleri implantlar çevresine göre daha yüksek bulunmuştur.

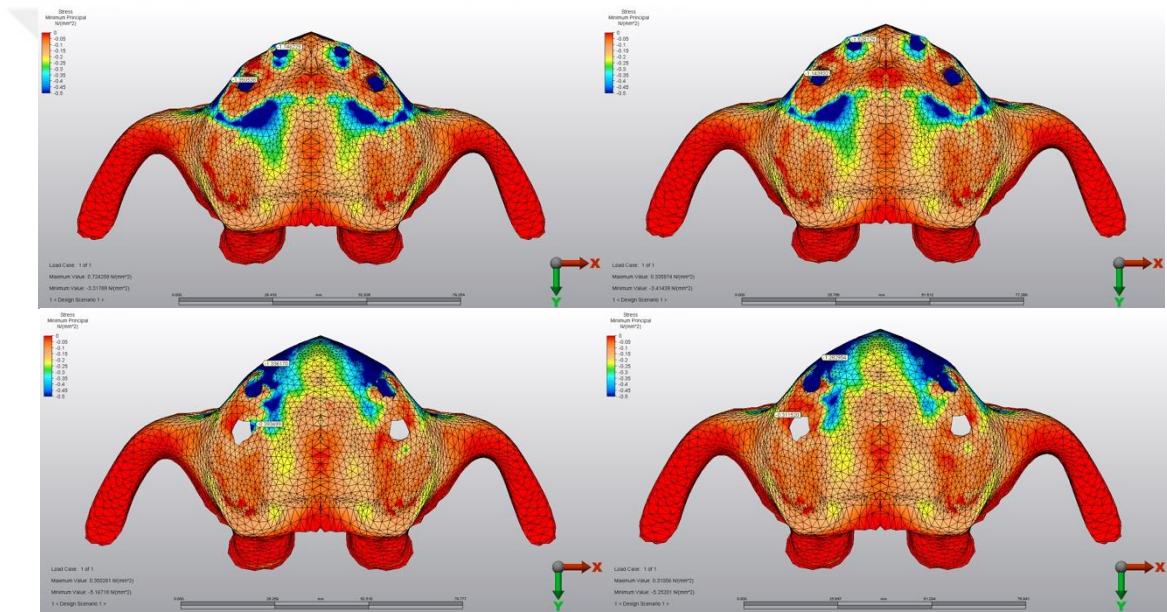
Fonksiyonel yükler altında mukoza üzerinde oluşan sıkışma stres değerleri Tablo 4.4; Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Minimum Principal Stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Pozisyonları			Anatomik Bölge	
	2	4	6	Palatal	Premaksilla
4-2-2-4 (3,3mm)	-1,746229	-1,350538		-3,31789	
4-2-2-4 (4,1mm)	-1,528129	-1,143932		-3,41439	
4-6,4-6 (3,3mm)		-1,336170	-0,393499		-5,16718
4-6,4-6 (4,1mm)		-1,282954	-0,311520		-5,25201



Şekil 4.7. Minimum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması (MPa)



Şekil 4.8. Minimum Principal Stres değerlerinin birikim alanları

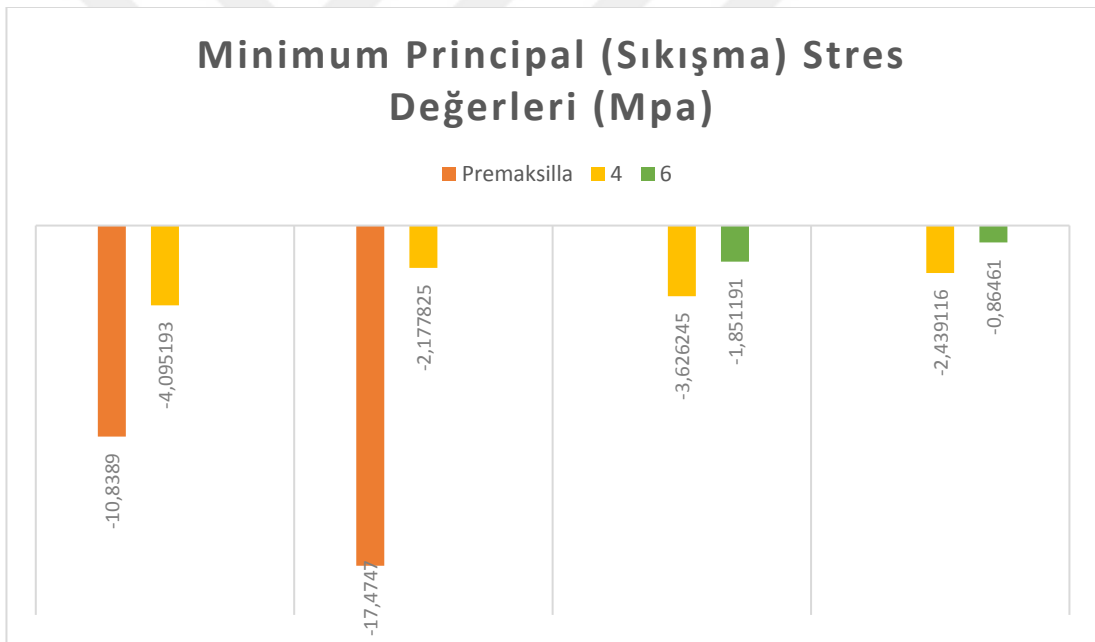
4.2.2. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma ve Gerilim Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi

Fonksiyonel yükler altında kortikal kemikte sıkışma değerleri gerilim değerlerine baskın gelmektedir. Özellikle implantların distal bölgelerinde düşük gerilim stres değerlerine ulaşılmıştır. Model 1 ve Model 2'de premaksillada sıkışma kuvvetleri belirgin olarak yüksek bulunmuştur.

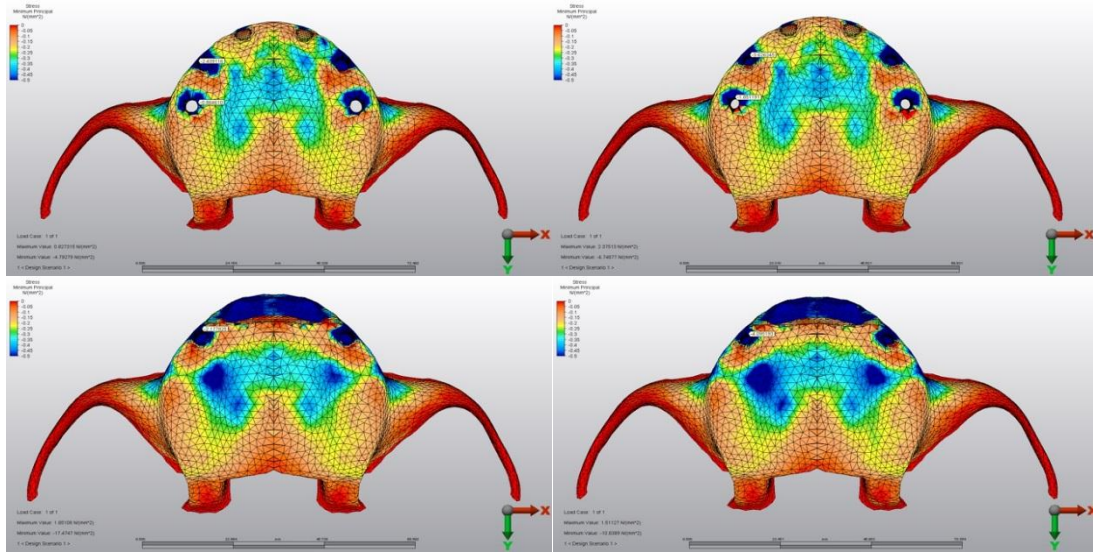
Fonksiyonel yükler altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma ve gerilim değerleri Tablo 4.5 ve Tablo 4.6 ; Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Minimum Principal Stres Değerleri (MPa)

Modeller	Anatomik Lokasyon	İmplant Pozisyonları	
	Premaksilla	4	6
4-2-2-4 (3,3mm)	-10,8389	-4,095193	
4-2-2-4 (4,1mm)	-17,4747	-2,177825	
4-6,4-6 (3,3mm)		-3,626245	-1,851191
4-6,4-6 (4,1mm)		-2,439116	-0,864610



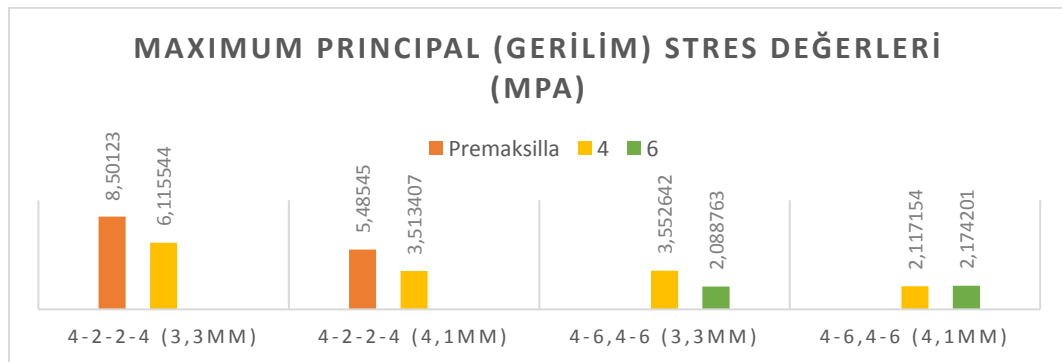
Şekil 4.9. Minimum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



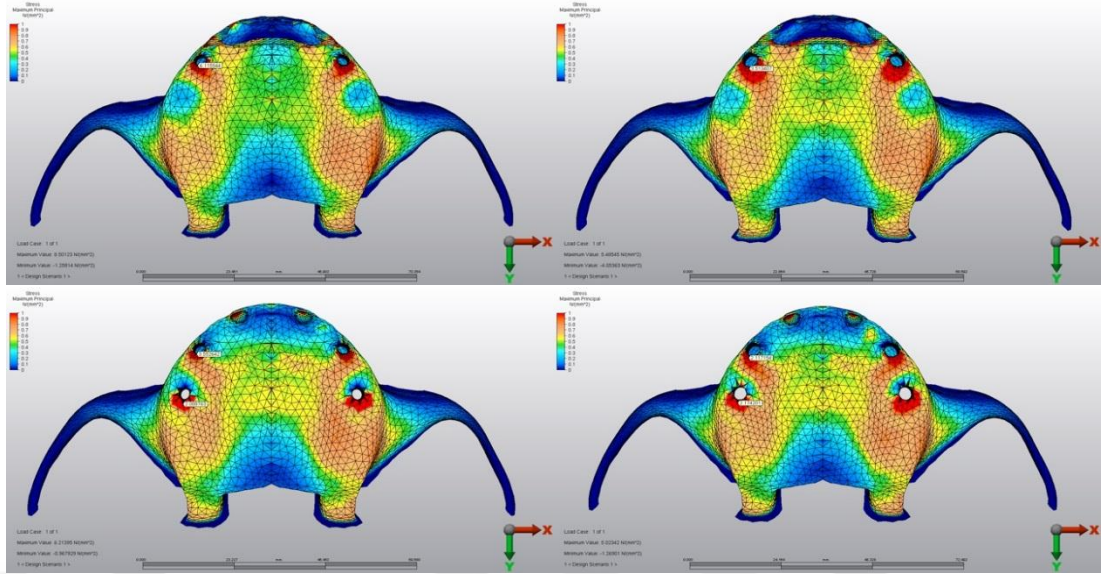
Şekil 4.10. Minimum Principal Stres Değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.6. Maximum Principal Stres değerleri (MPa)

Modeller	Anatomik Lokasyon	İmplant Pozisyonları	
	Premaksilla	4	6
4-2-2-4 (3,3mm)	8,50123	6,115544	
4-2-2-4 (4,1mm)	5,48545	3,513407	
4-6,4-6 (3,3mm)		3,552642	2,088763
4-6,4-6 (4,1mm)		2,117154	2,174201



Şekil 4.11. Maximum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



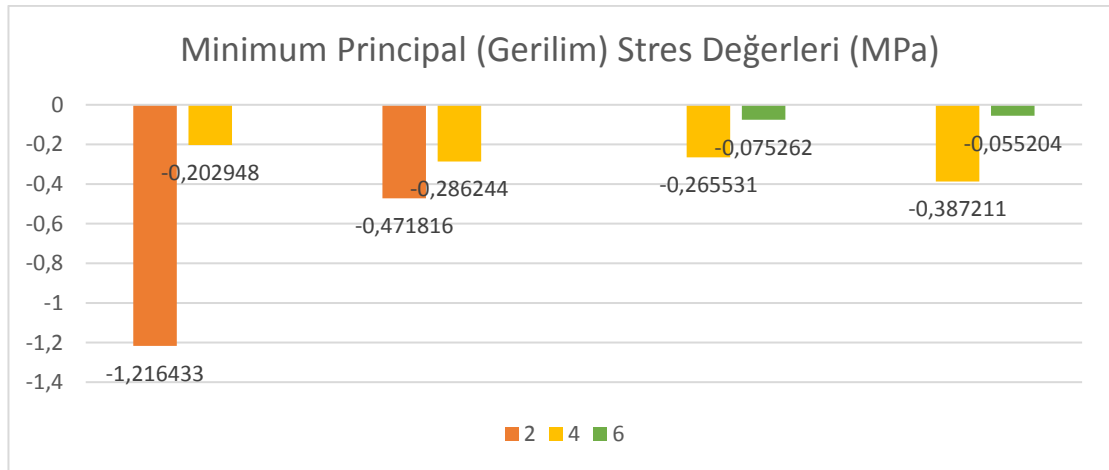
Şekil 4.12. Maximum Principal Stres değerlerinin birikim alanları

4.2.3. Çiğneme Fonksiyonu Esnasında Kansellöz Kemikte Oluşan Sıkışma ve Gerilim Stres Değerlerinin Farklı İmplant Çap ve Pozisyonlarında Değerlendirilmesi

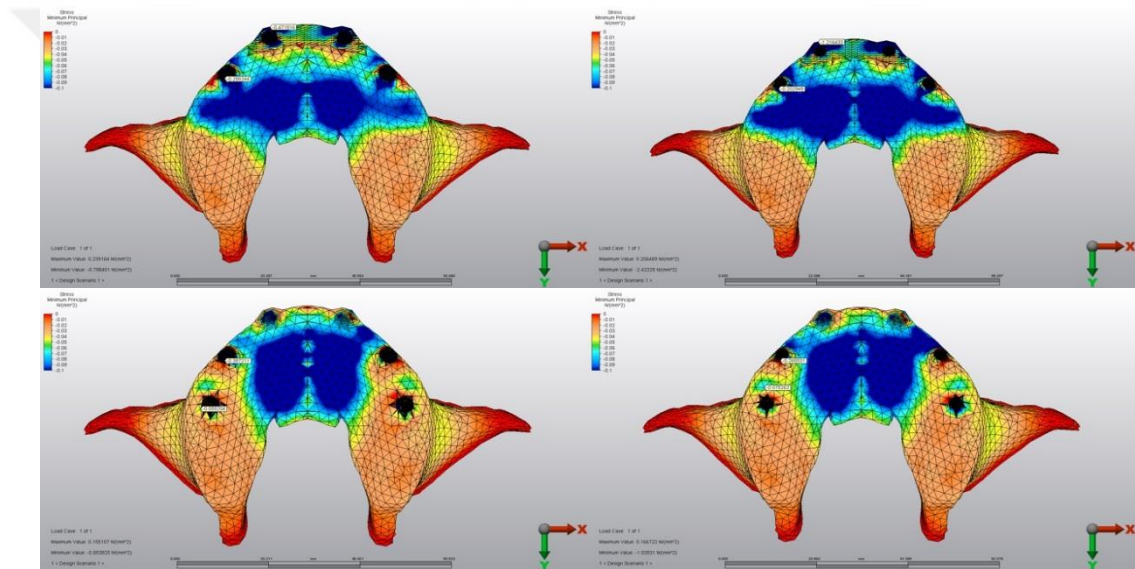
Fonksiyonel yükler altında kansellöz kemikte meydana gelen sıkışma ve gerilim tipi stres değerleri, Tablo 4.7 ve Tablo 4.8 ile Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15. ve Şekil 4.16'da gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Minimum Principal Stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Pozisyonları		
	2	4	6
4-2-2-4 (3,3mm)	-1,216433	-0,202948	
4-2-2-4 (4,1mm)	-0,471816	-0,286244	
4-6,4-6 (3,3mm)		-0,265531	-0,075262
4-6,4-6 (4,1mm)		-0,387211	-0,055204



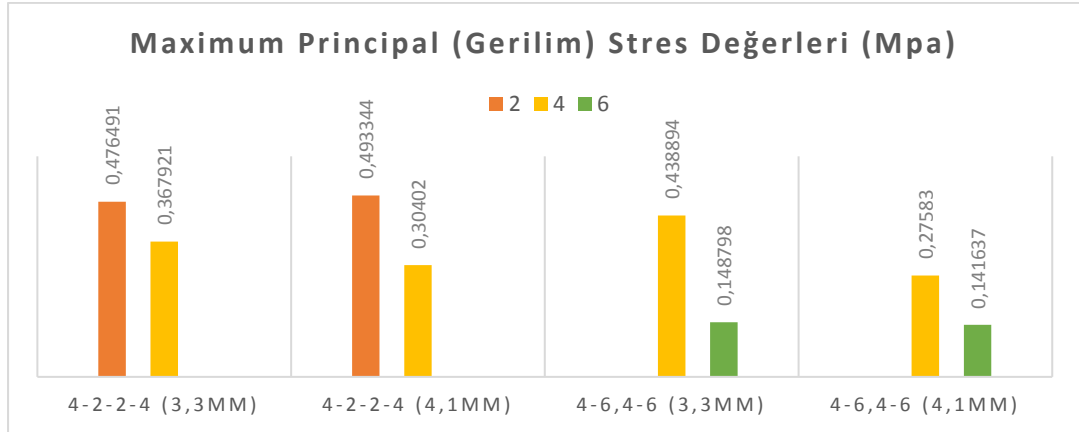
Şekil 4.13. Minimum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



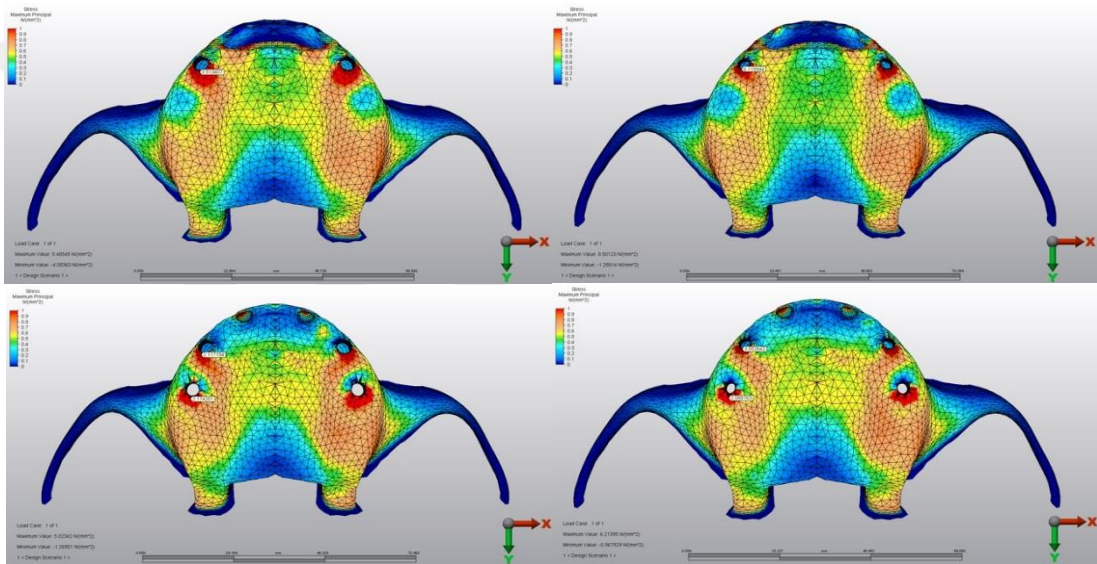
Şekil 4.14. Minimum Principal Stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.8. Maximum Principal Stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Pozisyonları		
	2	4	6
4-2-2-4 (3,3mm)	0,476491	0,367921	
4-2-2-4 (4,1mm)	0,493344	0,304020	
4-6,4-6 (3,3mm)		0,438894	0,148798
4-6,4-6 (4,1mm)		0,275830	0,141637



Şekil 4.15. Maximum Principal Stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



Şekil 4.16. Maximum Principal Stres değerlerinin birikim alanları

5. TARTIŞMA

Uzun süreli dişsizliklerin sonucu görülen maksillomandibular atrofi durumlarında alveol kemiğinin rekonstrüksiyonu veya farklı dental implant planlamaları uygulanmaktadır. Farklı atrofi derecelerine sahip maksillalarda otojen greftler, ksenogreftler, allogreftler vb. ile rekonstrüksiyon(3, 4, 6, 112, 140); zigomatik(141-144) ve pterygoid(144-146) implantlar; Le Fort I cerrahileri ile interpozisyonel greftleme(147) gibi prosedürler, ideal implant üstü protez planlamaları için tanımlanmıştır.

Kombinasyon sendromu dişsiz maksillaya karşılık genel olarak mandibula anteriorda dişlerin olduğu ve uzun süreli protez kullanımı sebebiyle premaksillada farklı derecelerde rezorpsiyon görülen durumu ifade etmektedir(91). Kombinasyon sendromu kendi içinde maksilla ve mandibuladaki dişli ve dişsiz bölgelere göre sınıflandırılmış ve tedavi prosedürleri tanımlanmıştır. Konvansiyonel cerrahi tedavi yaklaşımı premaksillanın rekonstrüksiyonu yapılarak anterior bölgelere veya yapılmaksızın posterior bölgelere dental implant uygulamalarını içermektedir(14).

Bu çalışmada kombinasyon sendromu Sınıf 1 Mod 1 durumlarında rekonstrükte edilen ve edilmeyen olmak üzere 2 farklı tedavi yaklaşımı uygulandığında çiğneme kuvvetleri altında; implant, abutment, bar, mukoza ve implantı çevreleyen kortikal ile kansellöz kemikte oluşan streslerin şiddetleri, dağılımları ve lokalizasyonları sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Kombinasyon sendromu tanımına uygun olacak şekilde atrofik maksilla ve mandibula modellemesi yapılmış ve premaksillanın mandibular ramus grefti ile greftlendiği ve greftlenmediği 2 ayrı implant üstü protez tedavisi uygulanmış; Koriouth(137) ve arkadaşlarının yaptığı çalışma referans alınarak çenelerin birbiriyle olan doğal ilişkilerini taklit edebilmek için çiğneme kasları mandibulaya doğru vektörlerde etki edecek şekilde uygulanmıştır.

Otojen greftler, kret ogmentasyon prosedürlerinde altın standarttır. Osteojenik potansiyeli olan osteoprojenitör hücre içeren tek greft materyalidirler(148). BMP(Bone Morphogenic Protein), TGF- β 1 gibi büyüme faktörleri içerdiğinden osteoindüktif özellikleri de bulunmaktadır. Bunun yanında kortikokansellöz içeriği fark etmeksizin matiks görevi gördüklerinden osteokondüktif özellikleri vardır(149, 150). Aşırı atrofik çenelerde uygulanan otojen greft ile ogmentasyon vakalarında başarı oranı %95-97 aralığında rapor edilmiştir(151). Yapılan çalışmalarda otojen greftler ile kret ogmentasyonları %90-100 başarı oranı; onley greftleme prosedürleri ile ogmentasyon yapılan çenelerde implant sağ kalımları %90 olarak belirtilmiştir(152-154). Ağız içi ve dışı donör sahalardan elde edilen otojen greftler ile yapılan ogmentasyon prosedürleri, çenelerin protetik rehabilitasyonu için yüksek başarı oranları ve tahmin edilebilir sonuçlara sahiptirler. Yapılan çalışmalarda kemik işlevi gören birçok materyal mevcuttur ancak otojen kemik greftleri pre-protetik rehabilitasyon açısından en etkili materyaller olarak görülmektedir(148). Bunun yanında otojen greftler; rezorpsiyon oranlarının yüksek olması, geciken iyileşme süresi, kuvvet iletimi gibi bazı biyodinamik faktörlerinin belirgin olmayışı gibi dezavantajlara da sahiptir(155).

Mandibuladan elde edilecek kemik greftlerinin embriyolojik kökenlerinden dolayı biyolojik avantajları bulunmaktadır(156-158). Mandibula embriyolojik olarak intramembranöz kemikleşme ile şekillenmektedir(159). Membranöz kemikleşen yapılar donör saha olarak kullanıldığında daha hızlı revaskülarizasyon ve daha az miktarda rezorpsiyon görüldüğü kanıtlanmıştır(156-158). Membranöz kemik greftlerinde erken revaskülarizasyon görülmesi greft hacminin iyileşme süresince korunmasını açıklamaktadır(159). Mandibula ramus bölgesi otojen kemik ile alveol rekonstrüksiyonu için uygun bir donör sahadır.

Bir diğer hipoteze göre ektomezenkimal kökenli kemiğin maksillofasial alana uyumu donör ve alıcı sahaların protokollojen içeriğinin biyokimyasal benzerliği sebebiyle daha iyidir(160). Aynı zamanda membranöz greftlerin artmış sağ kalımının 3 boyutlu yapıları sayesinde olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur(102, 161).

İyileşme döneminde membranöz kemik greftlerinin hacmini daha fazla koruduğu gösterilmiş olsa da bu embriyolojik avantajın bilimsel gerekçesi kanıtlanamamaktadır. Bazı araştırmacılar onlay blok rezorpsiyonunun embriyolojik kökeninden çok kortikal ve kansellöz içeriğinden kaynaklı olduğunu belirtmektedir(101, 162, 163). Hacim analizleri endokondral kansellöz greftlerde görülen rezorpsiyon miktarının endokondral ve membranöz kortikal greftlere göre daha fazla olduğunu göstermektedir(101). Kortikal bloklar iyileşme döneminde alıcı bölgeye adapte olurken daha ölçülebilir mikro yapısal değişiklikler göstermektedir. Spesifik olarak onlay kortikal kemik iyileşme döneminde daha az dens ve organize, daha trabeküler bir iç yapıya dönüşmektedir. Bu sebeple yaptığımız çalışmada premaksillanın ogmentasyonu amacıyla mandibular ramus grefti tercih edilmiştir.

Çok nadir olarak rapor edilmiş olsa da cerrahi sırasında eksternal oblik sırt üzerindeki insizyon bukkal sinir hasarına sebep olabilmekte ancak hastalar tarafından genellikle fark edilmemektedir(120, 164). Bukkal sinir hasarından daha göz önünde bulundurulması gereken durum mandibula ramus grefti alımı sırasında inferior alveolar sinir hasarıdır. Hasardan kaçınmak için bölge anatomisinin iyi bilinmesi önemlidir. Anatomik olarak kanal pozisyonu varyasyonlar göstermekle birlikte kanalın süperior kenarı ile eksternal oblik sırtın kortikal yüzeyi arasındaki ortalama uzaklık 2. molar diş bölgesinde 7 mm; 3. molar bölgesinde 11 mm ve koronoid processin hizasında 14 mmdir(165). Bukkolingual yönde mandibular kanalın, bukkal kortikal tabakanın medial yüzüne olan uzaklığının 1. moların distal yarısında en fazla olmasından ötürü anteriordaki bukkal osteotominin bu seviyeden yapılması önerilmekte ve bu bölgede iki yapı arasındaki mesafenin ortalama 4.05 mm olduğu belirtilmektedir(166, 167).

Dental implantlar diş eksikliklerinin giderilmesinde doğal dişlere en yakın tedavi seçeneğidir. İlk dental implantlar Branemark tarafından deneysel olarak mandibulaya uygulanmış ve uzun dönem başarısı rapor edilmiştir(64, 168). Modern dental implantlar hem maksilla hem de mandibulada tek diş, birden çok diş, hareketli

ve sabit, parsiyel ve tam protezleri içerecek şekilde birçok farklı tedavi seçeneklerinde kullanılmaktadır.

Kuvvet uygulanan implantların çevresindeki kemik dokusunda görülen stres değerlerinin implantın uzunluğu arttıkça azaldığı, fakat implant uzunluğunun 10 mm'nin üzerinde olduğu durumlarda oluşan gerilim tipi stresteki azalmanın daha düşük seviyelerde olduğu çalışmalarda belirtilmiştir(78). İmplantların çaplarının artması ve boylarının uzaması ile tüm kemik tiplerinde kortikal kemik düzeyinde izlenen stres değerlerinin azalması beklenilmektedir(169). 3 ile 4 mm arasındaki çaplara sahip dental implantların başarı oranı %90; 4 ile 5 mm arasındaki çaplara sahip dental implantların başarı oranı %94 olarak belirtilmiştir(170). İmplantların sayı ve lokasyonlarının, implant çap ve uzunluklarından daha önemli olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda en azından 3,5 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda implant kullanımı desteklenmiştir(3). Bu sebeple bu çalışmada kullanılan tüm implantların boyu 10 mm olarak seçilmiştir. Çaplar arasında oluşacak stres farklarının değerlendirilmesi amacıyla implant çapları 3,3mm ve 4,1mm olarak belirlenmiştir. Mekanik özelliklerinin saf titanyuma göre %50 daha güçlü olması(55) sebebiyle Straumann Roxolid implantların özellikleri modellere yansıtılmıştır.

Mandibular implant üstü hareketli protezler ile karşılaştırıldığında maksiller implant üstü hareketli protezlerdeki hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi ile ilgili literatürde daha az çalışma bulunmaktadır. Ancak mukoza destekli konvansiyonel protezlerle karşılaştırıldığında maksiller implant üstü protezlerin avantajları ortaya konmuştur(171, 172). En belirgin iki avantaj protezin retansiyon artışı ve palatal bölgedeki kapamanın azaltılabilmesidir(171, 173, 174). Maksillada yeterli kemik desteği olan ve tam protezlerinden memnun olan hastalarda, implant üstü overdenture kullanımı ile çiğneme, fonksiyon ve fonetik anlamda belirgin bir gelişme görülmemiştir(174, 175). Ancak maksillada şiddetli atrofiyle birlikte kemik desteğinin ve protez stabilitesinin azaldığı durumlarda implant destekli overdenture ile tedavi edilen hastalarda belirgin memnuniyet artışı rapor edilmiştir(176). Maksiller implant üstü protezler ile başarılı bir şekilde hasta rehabilitasyonu için; implant sayısı, implant

boyu, implantlar arası mesafeler, implantların pozisyonel dağılımı, implant bağlantı sistemleri ve bakımları konusunda yüksek seviyeli literatür çalışmalarına daha çok ihtiyaç bulunmaktadır(174, 177, 178).

Maksiller implant overdenture tedavisi değerlendirilirken çok fazla sayıda faktör göz önünde bulundurulmaktadır(178, 179). Maksillada, kemik atrofisinin derecesi, kemik kalitesi, potansiyel implant pozisyonları, estetik, fonksiyon ve fonetik en önemli faktörlerdir. Goodacre ve arkadaşları tüm implant protezler içerisinde en yüksek implant kayıp oranının maksiller implant üstü hareketli protezlerde görüldüğünü rapor etmişlerdir. Maksiller implant sağ kalım oranı 5 yıllık takipte %81 olarak belirtilmiştir(180). Maksiller overdenture protezlerin sağ kalımı oranının mandibular overdenturelere göre daha düşük olduğunun tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması gerektiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir(172, 174, 178, 180).

Maksiller implant overdenturelere kıyasla mandibulaya yönelik tedaviler ile ilgili literatürde daha fazla araştırma ve rapor bulunmaktadır(181, 182). Güncel yaklaşımda mandibular total dişsizliklerde ilk ve hastaya sunulması gereken minimum tedavi seçeneği mandibular iki implant destekli overdenture olarak tarif edilmektedir(183-185). Ancak maksiller implant üstü hareketli protezler için gerekli implant sayıları konusunda spesifik kılavuzlar bulunmamaktadır(186, 187). Bununla birlikte birçok kaynakta palatal kapaması olmayan tasarım için en az dört implant kullanılması önerilmektedir(171, 174, 178). Bu öneriye rağmen kemik miktarı ve kalitesiyle ilgili soru işaretleri olan durumlarda, aşırı yüksek oklüzal yükler ve kret ilişkileri ile ilgili olumsuz görüntüye sahip vakalarda palatal kapamanın implant prognozunu iyileştirebileceği düşünülmektedir(188). Narhi ve arkadaşları en az 12 mm uzunluğunda implant kullanıldığında 6 yıllık implant sağ kalım oranını %90 olarak rapor etmişlerdir(189). Engquist 7 mm ve 10 mm boyutunda implant kullanıldığında implant başarısızlık oranının 2-3 katına çıkabildiğini bildirmiştir(190). Jemt ve Lekholm yeterli kemik hacmi ve kalitesi bulunduğu maksillaya uygulanan implant üstü sabit ve hareketli protez tedavilerinde 5 yıllık %90 sağ kalım oranı rapor etmişlerdir(191).

Geniş bir alana yayılım sağlayan implant pozisyon yerleşiminin fonksiyonel hareketler esnasında kuvvetleri daha dengeli dağıtacağı için başarıyı artıracığı belirtilmiştir(192). Slot ve arkadaşları yaptıkları çalışmada altı implant üzerine uygulanan overdentureların en yüksek başarıya sahip olduğunu ve dört implant üzeri bar tutuculu protez tasarımı başarı oranı en yüksek ikinci tedavi olarak rapor etmiştir(171). İki implant uygulanarak yapılan çalışmalar az sayıda olmakla birlikte, ball ataçman kullanılarak uygulandığında implantlar üzerinde rotasyon hareketi ve hasta konforunda azalmaya neden olacağı sebebiyle standart olmayan tedavi yaklaşımı olarak değerlendirilmiştir(179). Bu nedenle çalışmamızda 4 implant üzeri bar tutuculu protez tasarımları kullanılmıştır.

Greftleme prosedürleri(193, 194) ve implant pozisyon modifikasyonları(142, 195) maksiller kemik hacmindeki yetersizlik ile gerekli uzunlukta implant yerleştirilemeyen durumlarının üstesinden gelmek amacıyla uygulanmaktadır. Maksiller sinüs, nazal taban ve rezorbe maksillada otojen greft ile rekonstrüksiyon sonrası uygulanan overdenture protezlerde 10 yıllık takipte %8-12 aralığında implant kayıp oranı rapor edilmiştir(196, 197). Aynı zamanda Keller yetersiz kemiğe sahip, implant overdenture tedavisi öncesi otojen onley blok greft ile rekonstrükte edilen vakaların 12 yıllık takibinde protez başarısızlık oranını %23 olarak rapor etmiştir(198).

Alveol kemiğinin fizyolojik tolerans limitleri tam olarak bilinmemektedir. Doğal dişlerle kıyaslandığında implantlar çevresinde daha yüksek stres birikimi görüldüğü ve bu birikimin kemik yıkımına sebep olduğu düşünülmektedir(71, 74). İmplant destekli protezlere sahip hastalar ile doğal dişli hastaların uyguladığı maksimum oklüzal kuvvetlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, implantların oluşturduğu propriyoseptif his eksikliğinden kaynaklı olarak, implant üstü protezlere sahip hastaların 4 kat fazla oklüzal kuvvet uygulayabildiği gösterilmiştir(199). Benzer durumlarla ilgili yapılan diğer çalışmalar ışığında implantın propriyoseptif duyu eşliğinin doğal dişlere oranla 6 kata kadar daha yüksek olduğu literatürde yer almaktadır(200). Bu sonuçlar implantların ve çevre dokuların doğal dişlere göre daha yüksek kuvvetlerle daha sık maruz kaldığını düşündürmektedir.

Çalışmamızda kullanılan modellerde maksimum stres birikim alanlarının bar ve abutmentlar üzerinde yoğunlaşması, implant başarısızlığından çok protetik başarısızlığın görülme ihtimali doğrultusunda literatüre benzer sonuçlar göstermiştir(196-198).

Rezorbe maksillalarda greftleme prosedürleri kullanılmayarak, prosedürün daha kompleks hale gelmesi, olası donör saha morbiditesi ve daha yüksek maliyetlerden kaçınmak için açılı implant kullanılması ve implantların splintlenmesi önerilmiştir(201, 202). Aparicio ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 15 dereceden daha büyük açı ve aksiyal olarak yerleştirilmiş implantların 7 yıllık takibi sonucunda implant çevresindeki marjinal kemikte bir farklılık olmadığını rapor etmişlerdir(203). Atrofik maksillada zigomatik(204, 205) ve pterygomaksiller(206) implantların sabit protetik restorasyonlar ile kullanımıyla tatmin edici sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. Bununla birlikte Ahlgren ve arkadaşları, anterior maksillaya 2 konvansiyonel implant ile birlikte bilateral zigoma implantları yerleştirilen overdenture vakalarının 1 ila 4 yıllık takiplerinde %100 implant sağ kalım oranı bildirmiştir(207). Ogmentasyon yapılmaksızın mevcut maksilla yapısına uygun implant tipi, çapı, boyu ve pozisyon planlamaları ile de başarılı sonuçlar alınabileceği literatür çalışmalarıyla desteklenmektedir.

İmplant üstü hareketli protezler için birçok farklı ataçman tipi günümüzde kullanılmaktadır. Ataçman tiplerinin retansiyon özellikleri farklı olarak gösterilse de literatürde herhangi birinin diğerlerinden kesin olarak üstün olduğunu gösteren yeterli klinik kanıt bulunmamaktadır(208). Çehrel ve arkadaşları yaptıkları çalışmada mandibular overdenturelarda tercih edilen ataçman tipinin implantların çevresindeki marjinal kemik kaybına etkisinin olmadığını ancak maksillaya yönelik bir veri bulunmadığını rapor etmişlerdir(209). Ataçman seçiminin her bir hasta ve vaka için ayrı ayrı değerlendirilmesi; ataçman için gerekli mesafe, gereken retansiyon miktarı, rotasyonel hareket ve karşıt arktaki dişsizlik durumu göz önünde bulundurularak karar verilmesi önerilmektedir(208). Kombinasyon sendromlu hastalarda interoklüzal

mesafe artmış olduğundan çalışmamızdaki implant üstü hareketli protezlerde bar tipi tutucu seçilmiştir.

Yapılan çalışmalarda oklüzal yükler sebebiyle oluşan streslerin en çok implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlenmiştir(210-212). Sertgöz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada implant overdenture modellerinde stres birikiminin implantların boyun bölgelerinde yoğunlaştığını rapor etmişlerdir(213). Çalışmamızda da benzer şekilde oluşan streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı sonucu elde edilmiştir.

Implant destekli protezlere gelen yükler implantlar çevresinde remodeling sürecine etki etmektedir. Dental implant tedavisindeki başarısızlığın önemli sebeplerinden biri kemik implant bağlantı yüzeyinde meydana gelen aşırı kuvvet artışı olmaktadır. Kemik remodelinginin yüksek sıkışma tipi streslerle ilişkili olduğu ve gerilim tipi kuvvetlerin kemik implant bağlantısının devamlılığında daha az etkili olduğu gösterilmiştir(71, 74, 75, 210). Alveol kemik miktarının devamlılığını koruması için gereken fonksiyonel streslerin 1,38 ile 4.83 MPa arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bu sınırın üzerindeki stresler dejenerasyona, altındakiler ise kemikte atrofiye sebep olabilmektedir(214, 215). Çalışmamızda da bu stres aralıklarındaki değerler elde edilmiştir. Bu durumun dışına çıkan tek örnek Model 1'de anterior bölgedeki implant olmuştur.

Mukoza kalınlığı ve reziliensi implant üzeri protezlere etkileyen kuvvetlerin dağılımında önemli rol oynamaktadır. Barao ve ark. yaptıkları çalışmada mukozadaki kalınlığın ve reziliensin arttığı modellerde, tutucu tipi fark etmeksizin kuvvet dağılımının daha dengeli ve daha az yıkıcı olduğunu rapor etmişlerdir(216). Yaptığımız çalışmada tüm protez ve çene yapısı ilişkilendirilerek değerlendirildiğinden; mukozanın kalınlığı literatür çalışmalarında olduğu gibi göz önüne alınarak(217, 218) ve 3mm kalınlıkta kalın mukozanın özelliği modele aktararak uygulanmıştır.

Dental implantlar üzerindeki kuvvetler ve bunların biyomekanik sonuçlarının değerlendirilmesinde fotoelastik stres analizleri(219), matematiksel hesaplamalar(220), strain gauge(221) ve SEA yöntemi gibi farklı kuvvet analiz yöntemleri mevcuttur.

Fotoelastik analiz, transparan materyallerin ışık geçirgenliği/kırıcılığı özelliğinden faydalanmaktadır(222). Analiz yapılmadan önce materyalin fotoelastik modelinin hazırlanması gerekmektedir. Diş hekimliğinde protez, cerrahi, implantoloji ve materyallerle ilgili çalışmalarda kullanılmaktadır(132, 223). Model içerisindeki stres birikiminin gözle görülür olması en büyük avantajı iken(224), birebir model elde etmedeki zorluklar en büyük dezavantajdır(132).

Strain gauge yönteminde kuvvet altında cismin 3 boyutlu yapısında elastik limitler içerisinde oluşan deformasyon sonucunda meydana gelen elektriksel değişimler çalışma prensibini oluşturmaktadır(225). Bu yöntemde statik ve dinamik kuvvetler in vivo ve in vitro olarak ölçülebilmektedir(71, 132).

SEA kompleks geometrik yapılara ait problemlerin çözümünde kullanılan bir analitik çözümleme yöntemidir. Problemin küçük alt birimlere ayrılarak bunların her birinin kendi içinde çözümlenmesi ve bu çözümlerin uygun formüller ile birleştirilmesi ile uygulanmaktadır. Bu sistem değerlendirildiğinde analizin alt birim ve düğüm sayılarının artırılması sonuçların daha hassas ve gerçeğe yakın olmasını sağlamaktadır(226). Literatürde yalnızca implant ve çevresindeki kemik dokunun modellendiği çalışmalarda; Sevimay(227) 180.884 eleman ve 32.083 düğüm, Baggi(228) farklı implant modellerinde 102.079 – 156.793 eleman ve 116.052 – 178.447 düğüm, Winter(229) 160.000 eleman ve 650.000 düğüm, Geramy(133) 37.975 eleman ve 13.233 düğüm kullanmışlardır. Çalışmamızda düğüm sayıları 278.499 ve 279.427 arasında; eleman sayıları ise 1.015.594 ile 998.479 arasında olup oldukça yüksek değerleri ifade etmekte ve çalışma güvenilirliğini artırmaktadır.

Mühendislik alanındaki gelişmeler ve araştırmacıların bu konudaki tecrübeleri gerçeğe yakın model üretilmesine olanak sağlamaktadır(230). Çok yönlü olması sayesinde tam veya parsiyel dişsiz maksillada implant destekli farklı tedavi seçeneklerinin değerlendirilmesinde(231), tam protezler ve implant üstü protezlerin stres dağılımlarının incelenmesinde(232), farklı ataçmanlara sistemlerinin kullanıldığı implant üstü protezlerin stres dağılımlarının incelenmesinde(232), implant geometrisi, kemik densitesi ve implant pozisyonlarının stres dağılımı üzerindeki değişikliklerinin değerlendirilmesinde(233), dental implant tasarımındaki yiv adımı ve derinliklerinin değerlendirilmesinde(234) kullanılmıştır.

Üç boyutlu SEA dental implant üzerine gelen kuvvetlerin altında mevcut yapı ve modifikasyonların etkinlik ve davranışlarının incelenmesinde kullanılmaktadır(71). Çok yönlü olması çalışmaların çoğunda tercih edilme sebepleri olmaktadır. Pek çok fiziksel koşulun simülasyonu SEA ile mümkün olmaktadır(132). Mandibulada mental foramenler arasına 2 implant yerleştirilerek kemikte oluşan stres dağılımının hem 3 boyutlu analiz ile çenenin tümünde hem de 2 boyutlu analiz ile mental foramenler arasında karşılaştırıldığı çalışmada araştırmacılar 2 boyutlu yöntemin klinik görüntüyü yeterince yansıtmadığını rapor etmişlerdir(235). Yine yapılan benzer bir çalışmada 3 boyutlu SEA yönteminin daha gerçekçi sonuçlar elde etmede başarılı olduğu belirtilmiştir(236).

Fotoelastik analiz yöntemi ile niteliksel veriler elde edilebilmesine rağmen sayısal olarak yeterli bilgi edinilememektedir. Strain gauge yönteminde yalnızca ölçüm cihazının olduğu alanlardan veri sağlanmaktadır. SEA yönteminde ise dijital ortamda hazırlanan modeller üzerinde gerilim, gerinim ve deplasman değerleri elde edilebilmektedir. Analizler bilgisayar ortamında hazırlandığı için sınır koşulları istenilen şekilde değiştirilerek optimum tasarımlar hazırlanabilmektedir. Aynı zamanda SEA klinik olarak gözlemin zor olduğu bölgeler ile ilgili verileri açık bir şekilde gösterebilmektedir(132). Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda, dental implant ve kemik gibi kompleks geometriye sahip yapılara ait problemlerin çözümünde SEA en uygun yöntem olarak değerlendirilmektedir(9). Bu bilgiler

ışığında, dişler ve implantların kemik dokusu içindeki biyomekanik özelliklerini in vitro ortamda değerlendirmenin zor olması ve doku içinde biriken kuvvetin sayısal değerlendirilmesinin yapılamaması nedeniyle bu çalışmada kuvvet analizi yöntemi olarak SEA tercih edilmiştir.

Yaptığımız çalışmada karşılaştığımız limitasyonlar genel olarak literatürdeki SEA çalışmaları ile benzerlikler göstermektedir. Kullanılan modellerdeki alveol yapısı kombinasyon sendromu gibi çok farklı atrofi derecelerine sahip olabilecek bir durumun en basitleştirilmiş halini temsil etmektedir. Kemik rezorpsiyonu her bir hastada farklı oranlarda ve farklı sonuçlarda kendini gösterebilecek iken bu durum uygulanan tedavinin standardize edilebilmesi amacıyla sadeleştirilmiştir. Rezorpsiyon şiddetine bağlı olarak maksilla ile mandibula arasındaki ilişki sagittal ve transvers düzlemde değişmekte ve gelen kuvvetlerin yönündeki farklılıklar sebebiyle implantlar ve ilgili yapılardaki stres değerleri çeşitlilik gösterebilmektedir. Alveol kemikte 2 mm kalınlığında kortikal kemikle çevrelenmiş kansellöz içerikli kemik dokusu modele edilmiştir(16). Ancak kemik morfolojisi kişiden kişiye ve bölgeden bölgeye değişkenlik göstermektedir. Kemik implant teması %100 olarak kabul edilmiştir fakat hiçbir durumda bu bağlantı oranları gözlenememektedir(237, 238). Yine uygulama zorluğu ve fonksiyonel hareketler sırasında farklı yön ve şiddetlerde olması sebebiyle çiğneme kaslarının sisteme aktarımı yerine genellikle belirli yön ve kuvvetler ile çalışmalar gerçekleştirilmektedir(217, 218). Çalışmamızda çiğneme kasları sisteme dahil edilerek fonksiyonel hareketler sırasında implantlar ve çevre dokuların her alanında uygulanan kuvvetlerin etkileri daha detaylı ve gerçeğe yakın oluşturulmaya çalışılmıştır. SEA matematiksel bir yöntem olduğundan elde edilen sonuçların oluşturulan koşullardaki yaklaşık sonuçlar olduğu unutulmamalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Rezorbe maksilla modelinde uygulanan farklı dental implant tedavilerinde, implant uygulama bölgelerindeki değişikliklerin kemik, implantlar ve protez parçaları üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amacıyla yaptığımız SEA çalışması sonuçlarına göre;

1. Tüm modellerde fonksiyonel yükler altında; kortikal kemik, alveol kemik ve mukoza üzerinde birbirine yakın değerlerde kuvvet dağılımları izlenmiştir.

2. Abutmentlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin, premaksillanın rekonstrükte edilip 4,1mm çapında implant uygulanan Model 2’de olduğu görülmüştür.

3. İmplantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin, premaksillanın rekonstrükte edilerek 3,3mm çapında implant uygulanan Model 1’de olduğu görülmüştür.

4. Kortikal kemik üzerindeki en yüksek stres değerleri tüm modellerde implantların boynu etrafındaki kemik yüzeyinde gözlenmiştir.

5. Kortikal kemikteki gerilim ve sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde, sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu gözlenmiştir.

6. Premaksillanın rekonstrükte edildiği Model 1 ve 2’de kortikal kemikte meydana gelen stres değerlerinin Model 3 ve 4’ten daha yüksek olduğu ancak her 2 grupta kendi içinde birbirine yakın değerler bulunmakla birlikte, en düşük değerlerin Model 3’te ölçüldüğü görülmüştür.

7. Tüm modellerde çiğneme kuvvetleri altında mukoza üzerinde ölçülen stres değerlerinin fizyolojik limitlerde ve birbirine yakın olduğu izlenmiştir.

8. Çalışma sonuçlarımıza göre, kombinasyon sendromu gibi premaksillada farklı derecelerde atrofi görülebilen durumlarda, implant üstü protez tedavisi için;

premaksillanın augmentasyonunun yapılarak implant yerleştirilmesiyle, augmentasyon yapılmadan premolar-molar bölgeye implant yerleştirilmesinin, implant komponentleri ve alveol kemik üzerinde benzer sonuçlar verdiği görülmektedir. Bu sonuçlar ışığında; uzun süreli dişsizlik ve/veya yanlış dizayn edilmiş protez kullanımına bağlı görülen maksilla anteriordaki atrofi durumlarında ileri cerrahi tedaviler açısından uygunsuz olan ya da bu prosedürleri kabul etmeyen hastalarda; tedavi süresinin daha kısa olması, ek cerrahi prosedürlerin olası komplikasyon ihtimalini ortadan kaldırması ve daha az travmatik olması gibi avantajları sebebiyle implantların premolar-molar bölgeye yerleştirileceği tedavi planlaması da oldukça uygun bir seçenek olabilmektedir.



7. KAYNAKÇA

1. Morgano SM, VanBlarcom CW, Ferro KJ, Bartlett DW. The history of The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):311-2.
2. Buser D, Sennerby L, De Bruyn HJP. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. 2017;73(1):7-21.
3. Misch CEJID. Contemporary implant dentistry. 1999;8(1):90.
4. Breine U, Brånemark P-I, Sjog, surgery r. Reconstruction of alveolar jaw bone. 1980;14(1):23-48.
5. Raghoobar GM, Batenburg RH, Vissink A, Reintsema HJ, Joo, surgery m. Augmentation of localized defects of the anterior maxillary ridge with autogenous bone before insertion of implants. 1996;54(10):1180-5.
6. Sindet-Pedersen S, Enemark HJ, Joo, Surgery M. Reconstruction of alveolar clefts with mandibular or iliac crest bone grafts: a comparative study. 1990;48(6):554-8.
7. Khoury FJ, Joo, Implants M. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. 1999;14(4).
8. Lopes N, Oliveira DM, Vajgel A, Pita I, Bezerra T, de Holanda Vasconcellos RJJ, Joo, et al. A new approach for reconstruction of a severely atrophic mandible. 2009;67(11):2455-9.
9. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R, Joo, pd. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. 2001;85(6):585-98.
10. Ertem SY, Uckan S, Ozden UA, Joo, C-MS. The comparison of angular and curvilinear marginal mandibulectomy on force distribution with three dimensional finite element analysis. 2013;41(3):e54-e8.
11. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery.* 1988;17(4):232-6.
12. Block MS, Kent JN. *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction*, 1e. 1995.
13. Enlow DH, Bianco HJ, Eklund SJ, Joo, pd. The remodeling of the edentulous mandible. 1976;36(6):685-93.
14. Tolstunov LJ, Joo, Ol. Combination syndrome: classification and case report. 2007;33(3):139-51.
15. Linkow L, Chercheve R. *Theory and techniques of oral implantology*, Mosby, St. Louis; 1970.
16. Albrektsson T, Brånemark P-I, Zarb GA. *Tissue-integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry: Quintessence*; 1985.

17. Misch CE. Bone density: a key determinant for treatment planning. Contemporary implant dentistry: Mosby, St. Louis; 2008. p. 130-46.
18. Misch C, Judy KJ. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. 1987;4(2):7.
19. Albaker AM. The oral health-related quality of life in edentulous patients treated with conventional complete dentures. Gerodontology. 2013;30(1):61-6.
20. Brunello DL, Mandikos MN. Construction faults, age, gender, and relative medical health: factors associated with complaints in complete denture patients. J Prosthet Dent. 1998;79(5):545-54.
21. Misch CE. Contemporary implant dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2007.
22. Berretin-Felix G, Nary Filho H, Padovani CR, Trindade Junior AS, Machado WM. Electromyographic evaluation of mastication and swallowing in elderly individuals with mandibular fixed implant-supported prostheses. 2008;16(2):116-21.
23. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan TJ. Osseointegration: an update. 2013;13(1):2-6.
24. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm UJ. Osseointegrated dental implants. 1986;30(1):151-74.
25. Ring ME. Dentistry: an illustrated history: Abrams New York; 1985.
26. Abraham CM. Suppl 1: A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. 2014;8:50.
27. Maggiolo GJ. Manuel de l'art dentaire. 1809.
28. Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. 1991;7(2):63.
29. Linkow L, Dorfman JT. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. 1991;57(6):31-5.
30. Burch RJ. Dr. Pinkney Adams--a dentist before his time. 1997;68(3):14-5.
31. Formiggini M. Impianti alloplastici endomascellari con viti metalliche. 1955;3:10.
32. Chercheve R. Implantation technique. [French. 1963;5:539.
33. Gershkoff A, Goldberg NJ. The implant lower denture. 1949;55:490.
34. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. 1983;50:399-410.
35. Branemark P. Introduction to Osseointegration: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc; 1985.

36. English CJTJotADA. An overview of implant hardware. 1990;121(3):368.
37. Kent JN, Block MS, Misiak DJ, Finger IM, Guerra L, Larsen HJTJotADA. Biointegrated hydroxylapatite-coated dental implants: 5-year clinical observations. 1990;121(1):138-44.
38. Kirsch A, Ackermann KJDCoNA. The IMZ osteointegrated implant system. 1989;33(4):733-91.
39. Krekeler G, Schilli W, Sutter FJDQ. ITI-Implant type H: technical development, animal experiments and clinical results. 1984;35(12):2253.
40. Patrick D, Zosky J, Lubar R, Buchs AJTJooi. Longitudinal clinical efficacy of Core-Vent dental implants: a five-year report. 1989;15(2):95-103.
41. Bosker H, van Dijk LJJoO, Surgery M. The transmandibular implant: a 12-year follow-up study. 1989;47(5):442-50.
42. Laney WJTijoo, implants m. In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. André Schroeder. 1993;8(2):135.
43. Tanahashi M, Kokubo T, Nakamura T, Katsura Y, Nagano MJB. Ultrastructural study of an apatite layer formed by a biomimetic process and its bonding to bone. 1996;17(1):47-51.
44. Winn SR, Schmitt JM, Buck D, Hu Y, Grainger D, Hollinger JOJJoBMRAOJoTSfB, The Japanese Society for Biomaterials,, et al. Tissue-engineered bone biomimetic to regenerate calvarial critical-sized defects in athymic rats. 1999;45(4):414-21.
45. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RDJJoO, Implants M. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. 2000;15(5).
46. RAVNHOLT GJEJoOS. Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. 1988;96(5):466-72.
47. Schenk RK, Buser DJP. Osseointegration: a reality. 1998;17(1):22-35.
48. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka HJJobmr. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. 1995;29(8):943-50.
49. Niinomi MJMS, A E. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. 1998;243(1-2):231-6.
50. Noubissi S, Scarano A, Gupta SJM. A Literature Review Study on Atomic Ions Dissolution of Titanium and Its Alloys in Implant Dentistry. 2019;12(3):368.
51. Cranin AN, Schnitman PA, Rabkin M, Dennison T, Onesto EJJJobmr. Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. 1975;9(4):257-62.
52. Özkurt Z, Kazazoğlu EJJoos. Zirconia dental implants: a literature review. 2011;37(3):367-76.

53. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JYJJoPI, Esthetic, Dentistry R. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. 2009;18(1):17-22.
54. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello TJCoir. Titanium–zirconium alloy narrow-diameter implants (S traumann R oxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. 2012;23(10):1136-41.
55. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain KJWJoCCW. Implant biomaterials: A comprehensive review. 2015;3(1):52.
56. Wataha JJJoor. Materials for endosseous dental implants. 1996;23(2):79-90.
57. Hench LL, Wilson JJS. Surface-active biomaterials. 1984;226(4675):630-6.
58. Biesbrock AR, Edgerton MJJoO, Implants M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. 1995;10(6).
59. Lemons JEJtADA. Dental implant biomaterials. 1990;121(6):716-9.
60. Meijer G, Dalmeijer R, De Putter C, VAN BLITTERS WIJK CJJoor. A comparative study of flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxylapatite) permucosal dental implants. II. Histological aspects. 1997;24(2):93-101.
61. Meijer G, Heethaar J, Cune M, De Putter C, Van Blitterswijk CJlJoo, surgery m. Flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants. 1997;26(2):135-40.
62. Chapman R, Kirsch AJTlJoo, implants m. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. 1990;5(4):369-74.
63. Cranin ANJTJoOI. Glossary of implant terms. 2007:0_1.
64. Branemark P-IJSJPRSS. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. 1977;16.
65. Jayesh RS, Dhinakarsamy V. Osseointegration. Journal of pharmacy & bioallied sciences. 2015;7(Suppl 1):S226-S9.
66. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström JJAOS. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. 1981;52(2):155-70.
67. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige JJJoPD. Assessment of oral implant mobility. 1993;70(5):421-6.
68. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-BJJDs. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. 2008;3(2):65-74.
69. Misch CJDT. Early bone loss etiology and its effect on treatment planning. 1996;15(6):44-51.

70. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima FJCoir. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. 2003;14(1):97-102.
71. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın EJJod. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. 2002;30(7-8):271-82.
72. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HLJCoir. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. 2005;16(1):26-35.
73. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.
74. Bidez M, Misch CJTJooi. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. 1992;18(3):264-74.
75. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. Journal of dental research. 1983;62(2):155-9.
76. Mori S, Burr DB. Increased intracortical remodeling following fatigue damage. Bone. 1993;14(2):103-9.
77. Gehrke SA, Dedavid BA, Aramburu JSJ, Perez-Diaz L, Calvo Guirado JL, Canales PM, et al. Effect of Different Morphology of Titanium Surface on the Bone Healing in Defects Filled Only with Blood Clot: A New Animal Study Design. Biomed Res Int. 2018;2018:4265474.
78. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. 2002;29(6):565-74.
79. Binon PPJJOMI. Implants and components: entering the new millennium. 2000;15:76-94.
80. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari HJIJoO, Implants M. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. 2003;18(3).
81. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RFJTJopd. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. 2005;94(4):377-81.
82. Nelson SJ. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2014.
83. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková SJTJopd. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. 2004;91(1):20-5.
84. Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NPJCoir. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. 2004;15(1):8-17.

85. Brunski JBJJoO, Implants M. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. 1988;3(2).
86. Brunski JTIJooii. Biomechanical considerations in dental implant design. 1988;5(1):31.
87. Yadav P, Tahir M, Shetty P, Saini V, Prajapati DJIJOIR. Implant design and stress distribution. 2016;7(2):34-9.
88. Strong J, Misch C, Bidez M, Nalluri PJCCED. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. 1998;19(3):4-9.
89. Misch CE, Bidez MJCid. A scientific rationale for dental implant design. 2008;3:220-9.
90. Stanford CM. Surface modifications of dental implants. Australian dental journal. 2008;53 Suppl 1:S26-33.
91. Kelly EJTJoPD. Changes caused by a mandibular removable partial denture opposing a maxillary complete denture. 1972;27(2):140-50.
92. Jameson WS. Various clinical situations and their influence on linear occlusion in treating combination syndrome: A discussion of treatment options. 2003.
93. Jalbout Z, Tabourian G. Glossary of implant dentistry: ICOI; 2004.
94. Saunders TR, Gillis RE, Desjardins RPJJoPD. The maxillary complete denture opposing the mandibular bilateral distal-extension partial denture: treatment considerations. 1979;41(2):124-8.
95. Palmqvist S, Carlsson GEJTJopd. The combination syndrome: a literature review. 2003;90(3):270-5.
96. Hoexter DLJJoii. Bone regeneration graft materials. 2002;28(6):290-4.
97. Misch CE, Dietsh FJId. Bone-grafting materials in implant dentistry. 1993;2(3):158-67.
98. Lane JM JWJoM. Bone graft substitutes. 1995;163(6):565.
99. Garg AK. Bone biology, harvesting, and grafting for dental implants: rationale and clinical applications. 2004.
100. Buser D, Dula K, Belser U, Hirt H-P, Berthold HJIJoP, Dentistry R. Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. I. Surgical procedure in the maxilla. 1993;13(1).
101. Ozaki W, Buchman SR, Goldstein SA, Fyhrie DPJP, surgery r. A comparative analysis of the microarchitecture of cortical membranous and cortical endochondral onlay bone grafts in the craniofacial skeleton. 1999;104(1):139-47.
102. Capelli MJJoP, Dentistry R. Autogenous bone graft from the mandibular ramus: a technique for bone augmentation. 2003;23(3):277-86.

103. Moy P, Palacci PJEids, management ht. Minor bone augmentation procedures. 2001;137-58.
104. Harsha BC, Turvey TA, Powers SKJoo, surgery m. Use of autogenous cranial bone grafts in maxillofacial surgery: a preliminary report. 1986;44(1):11-5.
105. Iizuka T, Smolka W, Hallermann W, Mericske-Stern RJCoir. Extensive augmentation of the alveolar ridge using autogenous calvarial split bone grafts for dental rehabilitation. 2004;15(5):607-15.
106. Ilankovan V, Stroncsek M, Telfer M, Peterson L, Stassen L, Ward-Booth PJBJoO, et al. A prospective study of trephined bone grafts of the tibial shaft and iliac crest. 1998;36(6):434-9.
107. Catone GA, Reimer BL, McNeir D, Ray RJoo, surgery m. Tibial autogenous cancellous bone as an alternative donor site in maxillofacial surgery: a preliminary report. 1992;50(12):1258-63.
108. Yates DM, Brockhoff II HC, Finn R, Phillips CJJoO, Surgery M. Comparison of intraoral harvest sites for corticocancellous bone grafts. 2013;71(3):497-504.
109. Cheung LK, Samman N, Tideman HJJoC-MS. The use of mouldable acrylic for restoration of the temporalis flap donor site. 1994;22(6):338-41.
110. Kainulainen VT, Sàndor GK, Oikarinen KS, Clokie CMJIJoO, Implants M. Zygomatic bone: an additional donor site for alveolar bone reconstruction. Technical note. 2002;17(5).
111. Keller E, Van Roekel N, Desjardins R, Tolman DJIJoO, Implants M. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. 1987;2(3).
112. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YHJIJoO, Implants M. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: a preliminary procedural report. 1992;7(3).
113. Montazem A, Valauri DV, St-Hilaire H, Buchbinder DJJoo, surgery m. The mandibular symphysis as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study. 2000;58(12):1368-71.
114. Jensen J, Sindet-Pedersen SJJoO, Surgery M. Autogenous mandibular bone grafts and osseointegrated implants for reconstruction of the severely atrophied maxilla: a preliminary report. 1991;49(12):1277-87.
115. Misch CMJJoOI. Use of the mandibular ramus as a donor site for onlay bone grafting. 2000;26(1):42-9.
116. Misch CJPP, PPAD ad. Ridge augmentation using mandibular ramus bone grafts for the placement of dental implants: presentation of a technique. 1996;8(2):127-35; quiz 38.
117. Clavero J, Lundgren SJCid, research r. Ramus or chin grafts for maxillary sinus inlay and local onlay augmentation: comparison of donor site morbidity and complications. 2003;5(3):154-60.

118. Felice P, Iezzi G, Lizio G, Piattelli A, Marchetti CJoO, Surgery M. Reconstruction of atrophied posterior mandible with inlay technique and mandibular ramus block graft for implant prosthetic rehabilitation. 2009;67(2):372-80.
119. Misch CJDiU. The use of ramus grafts for ridge augmentation. 1998;9(6):41.
120. Misch CMJIJoO, Implants M. Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. 1997;12(6).
121. Andrade MGS, Sá CN, Marchionni AMT, dos Santos Calmon TCB, Sadigursky MJC, banking t. Effects of freezing on bone histological morphology. 2008;9(4):279-87.
122. Kumar P, Vinitha B, Fathima GJJop, sciences b. Bone grafts in dentistry. 2013;5(Suppl 1):S125.
123. Rodgers MM, Cavanagh PRJPT. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. 1984;64(12):1886-902.
124. Craig RG, Welker D, Rothaut J, Krumbholz KG, Stefan KP, Dermann K, et al. Dental materials. 2000.
125. Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert JJBJoO, Surgery M. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. 2002;40(1):76-83.
126. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Coomans M, Lieven S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. 1998;9(6):407-18.
127. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL); 1987.
128. Cowin SC. Bone mechanics handbook: CRC press; 2001.
129. Elert GJFJ. The physics hypertextbook. 1998;9:2008.
130. Beer FP, Johnston Jr E. Mechanics of Materials, 1981. McGraw-Hill, New York; 1974.
131. Greaves GN, Greer A, Lakes RS, Rouxel TJNm. Poisson's ratio and modern materials. 2011;10(11):823.
132. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PHJJoCS. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. 2009;20(4):1173-7.
133. Geramy A, Morgano SMJTJopd. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. 2004;92(5):434-40.
134. Strang G, Fix GJ. An analysis of the finite element method: Prentice-hall Englewood Cliffs, NJ; 1973.
135. Clough R, Martin H, Topp L, Turner MJJoTAS. Stiffness and deflection analysis of complex structures. 1956;23(9).

136. Farah J, Craig RG, Sikarskie DLJJoB. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. 1973;6(5):511-20.
137. Koriath TW, Hannam AGJJoop. Mandibular forces during simulated tooth clenching. 1994;8(2).
138. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber EJEJod. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. 2016;10(2):286.
139. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita TJJop, et al. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. 2016;46(3):152-65.
140. Schwartz-Arad D, Levin LJJop. Intraoral autogenous block onlay bone grafting for extensive reconstruction of atrophic maxillary alveolar ridges. 2005;76(4):636-41.
141. Ferrara ED, Stella JPJJoo, surgery m. Restoration of the edentulous maxilla: the case for the zygomatic implants. 2004;62(11):1418-22.
142. Parel SM, Brånemark P-I, Ohrenell L-O, Svensson BJTJopd. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. 2001;86(4):377-81.
143. Candel-Martí E, Carrillo-García C, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago MJJoOI. Rehabilitation of atrophic posterior maxilla with zygomatic implants. 2012;38(5):653-7.
144. Ali SA, Karthigeyan S, Deivanai M, Kumar AJTJoIPS. Implant rehabilitation for atrophic maxilla: a review. 2014;14(3):196-207.
145. Candel E, Peñarrocha D, Peñarrocha MJJoOI. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. 2012;38(S1):461-6.
146. Peñarrocha-Diago M, Uribe-Origone R, Guarinos-Carbó JJJoPI, Esthetic, Dentistry R. Implant-Supported Rehabilitation of the Severely Atrophic Maxilla: A Clinical Report. 2004;13(3):187-91.
147. Kahnberg K-E, Nilsson P, Rasmusson LJJJoO, Implants M. Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a 2-stage procedure. 1999;14(4):571-8.
148. Sakkas A, Wilde F, Heufelder M, Winter K, Schramm AJJjoid. Autogenous bone grafts in oral implantology—is it still a “gold standard”? A consecutive review of 279 patients with 456 clinical procedures. 2017;3(1):23.
149. Triplett RG, Schow SRJJJoO, Surgery M. Autologous bone grafts and endosseous implants: complementary techniques. 1996;54(4):486-94.
150. Deatherage JJO, America mscoN. Bone materials available for alveolar grafting. 2010;22(3):347-52.

151. Nkenke E, Neukam FWJEJOI. Autogenous bone harvesting and grafting in advanced jaw resorption: morbidity, resorption and implant survival. 2014;7(Suppl 2):S203-S17.
152. Clementini M, Morlupi A, Agrestini C, Ottria LJO, implantology. Success rate of dental implants inserted in autologous bone graft regenerated areas: a systematic review. 2011;4(3-4):3.
153. Kuchler U, von Arx TJIjoo, implants m. Horizontal ridge augmentation in conjunction with or prior to implant placement in the anterior maxilla: a systematic review. 2014;29.
154. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard PJEJOI. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants-a Cochrane systematic review. 2009;2(3):167-84.
155. Ying T, Wang DM, Tong J, Wang CT, Zhang CPJJoC-MS. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. 2006;34(5):290-8.
156. Lin KY, Bartlett SP, Yaremchuk MJ, Fallon M, Grossman RF, Whitaker LAJP, et al. The effect of rigid fixation on the survival of onlay bone grafts: an experimental study. 1990;86(3):449-56.
157. Zins JE, Whitaker LAJP, surgery r. Membranous versus endochondral bone: implications for craniofacial reconstruction. 1983;72(6):778-85.
158. Rabie A-BM, Dan Z, Samman NJIjoo, surgery m. Ultrastructural identification of cells involved in the healing of intramembranous and endochondral bones. 1996;25(5):383-8.
159. Kusiak JF, Zins JE, Whitaker LAJP, surgery r. The early revascularization of membranous bone. 1985;76(4):510-6.
160. Koole R, Bosker H, van der Dussen FNJJoC-MS. Late secondary autogenous bone grafting in cleft patients comparing mandibular (ectomesenchymal) and iliac crest (mesenchymal) grafts. 1989;17:28-30.
161. Manson PNJCips. Facial bone healing and bone grafts. A review of clinical physiology. 1994;21(3):331-48.
162. Buchman SR, Ozaki WJAops. The ultrastructure and resorptive pattern of cancellous onlay bone grafts in the craniofacial skeleton. 1999;43(1):49-56.
163. Ozaki W, Buchman SRJP, surgery r. Volume maintenance of onlay bone grafts in the craniofacial skeleton: micro-architecture versus embryologic origin. 1998;102(2):291-9.
164. Hendy C, Smith K, Robinson PBJJoO, Surgery M. Surgical anatomy of the buccal nerve. 1996;34(5):457-60.
165. Bell WHJTotjdbivro. Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery. 1992:676-701.

166. Denio D, Torabinejad M, Bakland LKJJoe. Anatomical relationship of the mandibular canal to its surrounding structures in mature mandibles. 1992;18(4):161-5.
167. Rajchel JJIJAOS. The anatomical location of the mandibular canal: its relationship to the sagittal ramus osteotomy. 1986;1:37-47.
168. Ekelund J-A, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt TJIJoP. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. 2003;16(6).
169. Demenko V, Linetsky I, Nesvit V, Linetska L, Shevchenko AJCmib, engineering b. FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. 2014;17(16):1751-61.
170. Winkler S, Morris HF, Ochi SJAop. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. 2000;5(1):22-31.
171. Slot W, Raghoobar GM, Vissink A, Huddleston Slater JJ, Meijer HJJJocp. A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. 2010;37(1):98-110.
172. Andreiotelli M, Att W, Strub J-RJIJoP. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. 2010;23(3).
173. Cavallaro Jr JS, Tarnow DPJIJoO, Implants M. Unsplinted implants retaining maxillary overdentures with partial palatal coverage: report of 5 consecutive cases. 2007;22(5).
174. Sadowsky SJJTJopd. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. 2007;97(6):340-8.
175. De Albuquerque RF, Lund JP, Tang L, Larivée J, De Grandmont P, Gauthier G, et al. Within-subject comparison of maxillary long-bar implant-retained prostheses with and without palatal coverage: patient-based outcomes. 2000;11(6):555-65.
176. Zitzmann NU, Marinello CPJTJopd. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. 2000;83(4):424-33.
177. Dudley JJAdj. Maxillary implant overdentures: current controversies. 2013;58(4):420-3.
178. Mericske-Stern RJTJopd. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. 1998;79(1):66-73.
179. D. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser UJCOIRC. Management of the edentulous patient. 2000;11:108-25.
180. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYJTJopd. Clinical complications with implants and implant prostheses. 2003;90(2):121-32.

181. Stoumpis C, Kohal RJJoor. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. 2011;38(11):857-69.
182. Osman RB, Payne AG, Ma SJIJoP. Prosthodontic maintenance of maxillary implant overdentures: a systematic literature review. 2012;25(4).
183. Feine J, Carlsson G, Awad M, Chehade A, Duncan W, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. 2002;17(4):601.
184. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients-the York Consensus Statement. 2009;207(4):185.
185. Thomason J, Kelly S, Bendkowski A, Ellis JJJod. Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. 2012;40(1):22-34.
186. Ekfeldt A, Johansson LÅ, Christiansson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. 2001;12(5):462-7.
187. Kronström M, Widbom C, Söderfeldt BJCid, research r. Patient evaluation after treatment with maxillary implant-supported overdentures. 2006;8(1):39-43.
188. Palmqvist S, Sondell K, Swartz BJJoO, Implants M. Implant-supported maxillary overdentures: outcome in planned and emergency cases. 1994;9(2).
189. Närhi TO, Hevinga M, Voorsmit RA, Kalk WJIJoO, Implants M. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. 2001;16(2).
190. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden UJIJoO, Implants M. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. 1988;3(2).
191. Jemt T, Lekholm UJIJoO, Implants M. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. 1995;10(3).
192. Rangert B, Jemt TJJoO, Implants M. Forces and Moments on Brånemark Implants. 1989;4(3).
193. van Steenberghe D, Naert I, Bossuyt M, De Mars G, Calberson L, Ghyselen J, et al. The rehabilitation of the severely resorbed maxilla by simultaneous placement of autogenous bone grafts and implants: a 10-year evaluation. 1997;1(3):102-8.
194. Watzek G, Weber R, Bernhart T, Ulm C, Haas RJJoo, surgery m. Treatment of patients with extreme maxillary atrophy using sinus floor augmentation and implants: preliminary results. 1998;27(6):428-34.

195. Bedrossian E, Stumpel III L, Beckely M, Indersano TJIJoO, Implants M. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. 2002;17(6).
196. Keller EE, Tolman DE, Eckert SEJIJoO, Implants M. Maxillary antral-nasal inlay autogenous bone graft reconstruction of compromised maxilla: a 12-year retrospective study. 1999;14(5).
197. Raghoobar GM, Timmenga NM, Reintsema H, Stegenga B, Vissink AJCOIR. Maxillary bone grafting for insertion of endosseous implants: results after 12–124 months. 2001;12(3):279-86.
198. Keller EE, Tolman DE, Eckert SJIJoo, implants m. Surgical-prosthetic reconstruction of advanced maxillary bone compromise with autogenous onlay block bone grafts and osseointegrated endosseous implants: a 12-year study of 32 consecutive patients. 1999;14(2).
199. Kayumi S, Takayama Y, Yokoyama A, Ueda NJIjoid. Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. 2015;1(1):14.
200. Abarca M, van Steenberghe D, Malevez C, Jacobs RJJoor. The neurophysiology of osseointegrated oral implants. A clinically underestimated aspect. 2006;33(3):161-9.
201. Calandriello R, Tomatis MJCid, research r. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. 2005;7:s1-s12.
202. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BRJCid, research r. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. 2002;4(2):69-77.
203. Aparicio C, Perales P, Rangert BJCid, research r. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. 2001;3(1):39-49.
204. Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans PJCoir. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6–48 months follow-up study. 2004;15(1):18-22.
205. Aparicio C, Ouazzani W, Garcia R, Arevalo X, Muela R, Fortes VJCid, et al. A prospective clinical study on titanium implants in the zygomatic arch for prosthetic rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla with a follow-up of 6 months to 5 years. 2006;8(3):114-22.
206. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SJIJoO, Implants M. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. 1999;14(3):398-406.

207. Ahlgren F, Størksen K, Tornes KJJoO, Implants M. A study of 25 zygomatic dental implants with 11 to 49 months' follow-up after loading. 2006;21(3).
208. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama HJId. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. 2006;15(1):24-34.
209. Çehreli MC, Karasoy D, Kökat AM, Akca K, Eckert SJIJoO, Implants M. A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. 2010;25(2).
210. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal EJTJopd. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. 2004;91(2):144-50.
211. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvickova SJTJopd. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. 2004;91(1):20-5.
212. Brunski JBJCm. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. 1992;10(3):153-201.
213. Sertgöz A, Güvener SJTJopd. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. 1996;76(2):165-9.
214. Shen W-L, Chen C-S, Hsu M-LJIJoO, Implants M. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. 2010;25(5).
215. Rieger M, Mayberry M, Brose MJTJopd. Finite element analysis of six endosseous implants. 1990;63(6):671-6.
216. Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EAC, Rocha EPJcm, biomedicine pi. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. 2008;92(2):213-23.
217. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti GJIJoO, Implants M. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. 1998;13(3).
218. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng HJJod. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. 2013;41(3):241-9.
219. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WAJIJoO, Implants M. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. 1993;8(5).
220. Weinberg LA, Kruger BJJoP. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. 1995;8(5).

221. Mericske-Stern R, Assal P, Buergin WJCoir. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. 1996;7(4):378-86.
222. Theocaris PS, Gdoutos EE. Matrix theory of photoelasticity: Springer; 2013.
223. Corrêa CB, Ribeiro ALR, Reis JMdsN, Vaz LGJR. Photoelasticity in Dentistry: a literature review. 2014;11(2):178-84.
224. Sadowsky SJ, Caputo AAJTJopd. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. 2000;84(3):327-34.
225. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca KJM, engineering b, et al. Bone strains around apically free versus grafted implants in the posterior maxilla of human cadavers. 2007;45(4):395-402.
226. More ST, Bindu RJIJESIT. Effect of mesh size on finite element analysis of plate structure. 2015;4(3):181-5.
227. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu GJTJopd. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. 2005;93(3):227-34.
228. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo GJTJopd. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. 2008;100(6):422-31.
229. Winter W, Klein D, Karl MJJoOI. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. 2013;39(1):23-9.
230. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VAR, de Sousa EACJIJoO, Implants M. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. 2009;24(6).
231. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand TJCID, research r. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. 2008;10(1):40-6.
232. Assunção WG, Tabata L, Barao VAR, Rocha EPJJoor. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. 2008;35(10):766-74.
233. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk CJJoOI. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. 2008;34(1):1-6.
234. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, et al. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. 2008;23(1).
235. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman FJIJoP. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. 1994;7(3).

236. Romeed S, Fok S, Wilson NJJoor. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. 2006;33(3):209-15.
237. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka YJBri. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. 2015;2015.
238. Cruz RS, Lemos CAA, Oliveira HFF, de Souza Batista VE, Pellizzer EP, Verri FRJJoOI. Comparison of the Use of Titanium–Zirconium Alloy and Titanium Alloy in Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. 2018;44(4):305-12.

