

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

**İLİAK KEMİK GREFTİ İLE REKONSTRÜKTE EDİLMİŞ İLERİ
DERECEDE ATROFİK MANDİBULA MODELLERİ ÜZERİNDEKİ STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Canseda AVAĞ

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2017

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

**İLİAK KEMİK GREFTİ İLE REKONSTRÜKTE EDİLMİŞ İLERİ
DERECEDE ATROFİK MANDİBULA MODELLERİ ÜZERİNDEKİ STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Canseda AVAĞ

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Murat AKKOCAOĞLU

ANKARA

2017

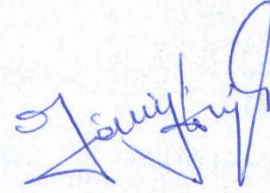
ONAY SAYFASI

18/10/2017

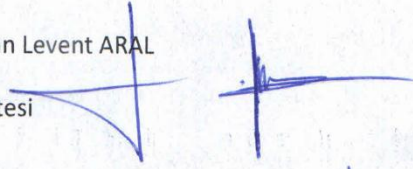
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Canseda AVAĞ'ın 18/10/2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş İleri Derecede Atrofik Mandibula Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi " başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

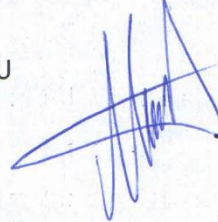
Jüri Başkanı : Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU
Hacettepe Üniversitesi



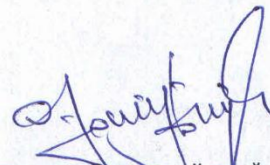
Üye : Prof. Dr. İhsan Levent ARAL
Gazi Üniversitesi



Tez Danışmanı : Prof. Dr. Murat AKKOCAOĞLU
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. Osman Taha KÖSEOĞLU
Dekan Vekili

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü 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.

- **Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

- **Tezimin/Raporumun 18.10.2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

- **Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- **Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

18/10/2017

Canseda AVAĞ

Uzmanlık tezimi, çok özlediğim babam Murat Avağ' a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, sabır ve anlayışı ile bana her konuda destek olan, tezimin hazırlanma süresince karşılaştığım her soruna çözüm getiren ve motivasyonu ile yol gösteren, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Murat Akkocaoğlu' na

Tez çalışmamın şekillenmesindeki katkılarının yanı sıra, eşsiz mesleki katkılarından dolayı ve diş hekimliğinde olduğu kadar insani mükemmelliklerini de yakından tanıma şansına eriştiğim Doç. Dr. Alper Aktaş ve Dr. Taha Özer' e

Hayatıma girdiği ilk günden itibaren anlam katan, herşeyi paylaştığım, tezim süresince yaşadığım tüm zorluklarda anlayışıyla ve sabrıyla bana destek olan, yüzümü güldüren; benim için asla büyümeyecek olan küçük kızkardeşim Merve S. Avağ'a

Hacettepe Üniversitesi'nde geçirdiğim süre boyunca her zaman birbirimize destek olduğumuz, sevgi, anlayış ve sabrıyla hep yanımda olan sevgili dostum Dr. Mobin Nesiri' ye

Tanıdığım ilk günden itibaren hep yanımda olan, tez çalışmam boyunca karşılaştığım tüm zorluklarda sonsuz desteklerini her zaman hissettiğim, beraber unutulmaz anılar biriktirdiğimiz ve biriktirmeye devam edeceğimiz değerli dostlarım Dt. Ezgi Ergezen Özaşır ve Dt. Şeydanur Urhan' a

Eğitim hayatım boyunca engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım Hacettepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine ve birlikte çalışmaktan her zaman zevk duyduğum sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Her daim yüzümü güldürmeyi başaran sevgili dostlarım Dr. Sevinc Askerbeyli Örs ve Dt. Sinem Öztürk'e

Tez çalışmam süresince karşılaştığım tüm teknik problemlerde sabırla ve anlayışla, güler yüzlerini ve desteklerini esirgemeyen sevgili abilerim Mehmet Bakşi ve Nurkan Vural'a

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, umutsuz olduğum her an yanımda olan, desteklerini hep hissettiğim, hayattaki en kıymetli varlıklarım olan anne ve babam Serpil Avağ ve Murat Avağ'a; ablam Canseza Avağ Erdurak ve kardeşim Burak Avağ'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

İliak Kemik Grefti ile Rekonstrükte Edilmiş İleri Derecede Atrofik Mandibula Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Günümüzde eksik dişlerin tedavisinde dental implant tedavisi sıklıkla kullanılmaktadır ve bu implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörler önemli bir etkiye sahiptir. İmplantı çevreleyen kemikteki stres dağılımında; implantın makro geometrisi, implant materyali, kron yüksekliği mesafesi, çevreleyen kemiğin kalitesi ve miktarı gibi faktörler etkilidir.

İleri derecede atrofik kretlerde, artmış kron yüksekliği mesafesi nedeniyle; protetik rehabilitasyon daha zorlu bir süreç haline gelmektedir. Bu problemi çözebilmek için farklı tedavi yaklaşımları mevcuttur. Ogmentasyon prosedürlerini takiben kemik içi implant yerleştirme protokolü daha travmatik bir yöntem olmasına rağmen sıklıkla kullanılan alternatif bir tedavi şeklidir. Diğer bir yaklaşım ise son yıllarda kullanımı yaygınlaşan kısa implantlardır.

Bu çalışmanın amacı; mandibulanın ileri derecede rezorpsiyona uğradığı durumlarda, 2 farklı tedavi yaklaşımı (ogmentasyon ve kısa implantlar) uygulandığında, vertikal ve açılı kuvvetler karşısında; implant ve abutment üzerinde oluşan ve implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemikte oluşan streslerin şiddetlerini, dağılımlarını ve lokalizasyonlarını incelemek ve karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada; standart mandibula modeli, ileri derecede atrofiye uğramış ve iliak kemik grefti ile ogmente edilmiş mandibula ve atrofiye uğramış ancak herhangi bir ogmentasyon prosedürü uygulanmamış mandibula olmak üzere 3 farklı kemik modellenmiştir. Bu modellere; 1.molar bölgesine silindirik endosseöz implantlar yerleştirilerek 150 N vertikal ve 50 N oblik kuvvetler uygulanmış ve sonrasında; implant, abutment ve implant ve implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerleri ve dağılımı sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmiştir. Standart mandibula modeline yerleştirilecek implant uzunluğu 10 mm olarak belirlenmiş, atrofik mandibula modeli ise 6 mm uzunluğunda implant yerleştirilebilecek şekilde oluşturulmuştur. Rekonstrükte mandibula modeli ise implant yerleştirilecek kemik yüksekliğinin (10 mm uzunluğunda implant) 6 mm'si

mandibula, 4 mm'si ise iliak kemik olacak şekilde oluşturulmuştur. Standart mandibula modelinde implant uzunluğu 10 mm, kron yüksekliği mesafesi 8 mm olarak kabul edilmiştir. Maksiller okluzal düzlem sabit tutulduğunda, karşılaştırılacak stres değerleri; rekonstrükte mandibula modelinde kron yüksekliği mesafesi 8 mm iken ölçülen değerler; atrofik mandibula modelinde ise kron yüksekliği mesafesi 12 mm iken ölçülen değerler olarak belirlenmiştir. Tüm modeller kendi içlerinde; 8 mm, 10 mm ve 12 mm kron yüksekliği mesafesinde ölçülen değerler açısından da karşılaştırılmıştır. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın sonucuna göre; rekonstrükte mandibula modeli ile atrofik mandibula modelinde implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemikte ölçülen stres değerlerinin birbirine yakın değerler olduğu görülmüştür. Abutment üzerinde oluşan stres değerlerine bakıldığında en yüksek değerler atrofik mandibula modelinde görülürken; implant üzerinde oluşan stres değerlerinin, rekonstrükte edilmiş ve atrofik mandibulaya yerleştirilen implantlarda benzer olduğu görülmüştür. Ayrıca oblik kuvvetler ile oluşan stres değerlerinin, vertikal kuvvetler ile oluşan stres değerlerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

ABSTRACT

Evaluation of Stres Distribution on Severely Atrophic Mandible Models Reconstructed with Iliac Bone Graft: Finite Element Analysis(FEA)

Dental implant therapy have become an often used alternative to replace missing teeth. Biomechanical factors have an important influence on the long and short term success of the dental implant. Factors such as implant macro-geometry, implant material properties, crown-height space, quality and quantity of surrounding bone affect the stres distrubiton around peri-implant bone.

Increased crown-height space compromise prosthetic rehabilitation of severely atrophic alveolar ridges. Different treatment approaches are available to overcome this problem. Although the placement of endosseous implants following augmentation procedures is a traumatic way of treatment, it has been used widely. The alternative approach is short implants, which have become popular in recent years.

The aim of this study is to analyze and compare stres intensity, distribution and localization on the implants and abutments and peri-implant cortical and cancellous bone when loaded in vertical and oblique directions on severely atrophic mandible models treated with alternative treatment protocols (augmentation procedures or short implants).

Three different bone models were generated: Standart mandible, severely atrophic mandible with bone augmentation procedure and severely atrophic mandible model. Standard and short cylindrical endosseous implants were virtually placed to mandibular 1st molar region and 150 N vertical and 50 N oblique forces were applied. Stress values and distributions on the implants, abutments and periimplant cortical and cancellous bone were analysed using finite element analysis method. 10 mm implant length were placed in the standard mandible model, 6 mm implant length were placed in the atrophic model. The reconstructed mandible model consisted of 6 mm mandibular bone and 4 mm iliac bone was generated to be able placed 10 mm implant length. In the standard model, the implant length was accepted as 10 mm and the crown height space was accepted as 8 mm. Maxillary occlusal plane was constricted to standardise total implant and crown height. The crown

length of the models were 8 mm for reconstructed model, 12 mm for atrophic model. Stress values and distributions of each model was also evaluated for three different crown heights (8, 10 and 12 mm). This study was carried out through three-dimensional finite element analysis with static linear analysis.

According to the results of the study, stress values in the cortical bone and cancellous surrounding implants placed in the reconstructed mandible model and the atrophic mandible model were similar. The highest stress values on the abutments were measured in the atrophic mandible model. Stress values on the implants were similar implants placed in the reconstructed mandible model and the atrophic mandible model. It was also observed that oblique forces generated higher stress values than vertical forces.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
İÇİNDEKİLER	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
ŞEKİLLER	xix
TABLOLAR	xxxi
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant Tarihçesi	3
2.1.1. Öncül İmplantlar	4
2.1.2. Subperiosteal İmplantlar	7
2.1.3. Tek Aşamalı Endosteal İmplant	8
2.1.4. Blade implantlar	10
2.1.5. Transosteal implantlar	10
2.1.6. Endosseöz ‘Kök Formu’ İmplantlar	11
2.2. İmplant Materyalleri	12
2.2.1. Metaller	13
2.2.1.1. Titanyum Materyali	14
2.2.1.2. Zirkonyum	15
2.2.1.3. Titanyum-Zirkonyum Alaşımı (Straumann Roxolid)	15
2.2.2. Seramikler	16
2.2.2.1. Alüminyum, Titanyum ve Zirkonyum Oksitler	16
2.2.3. Polimerler	17
2.3. Terminoloji	17
2.3.1. Jenerik İmplant Gövde Terminolojisi	18
2.3.1.1. İmplant Gövdesi	19
2.3.1.2. Kret Modülü	21
2.3.1.3. İmplant Boynu	21

2.3.2. Jenerik Protetik Parça Terminolojisi	22
2.4. Dental İmplantolojide Kemik Fizyolojisi	23
2.5. Osseointegrasyon	26
2.5.1. Osseointegrasyonun Mekanizması	27
2.6. Tanı ve Tedavi Planlaması	30
2.6.1. Klinik Değerlendirme	30
2.6.1.1. Periimplant Mukozanın Durumu	31
2.6.1.2. Kemik Miktarı	32
2.6.1.3. Kemiğin Durumu	33
2.6.1.4. Kemiğin Tipi	33
2.6.2. Radyolojik Değerlendirme	37
2.7. Rezidüel Kretin Rezorbsiyon Paterni	39
2.7.1. Genel Değişiklikler	40
2.7.2. Mandibuler Değişiklikler	40
2.7.3. Maksiller Değişiklikler	41
2.7.4. İntermaksiller İlişkide Değişiklikler	42
2.8. Kısa İmplantlar	43
2.9. Dental İmplantolojide Biyomateryaller	45
2.9.1. Kemik Rejenerasyonunun ve Ogmentasyonunun Mekanizması	46
2.9.2. Kemik Greftleri ve Biyomateryaller	46
2.9.2.1. Otojen Greftler	47
2.9.2.2. Allogreftler	63
2.9.2.3. Alloplastlar, Ksenogreftler ve Doku Mühendisliği Ürünleri	64
2.10. Mandibulanın Mekanik Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Kuvvet Analizi Yöntemleri	68
2.10.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler	68
2.10.1.1. Kuvvet	68
2.10.1.2. Kütle	68
2.10.1.3. Stres (Gerilim)	69
2.10.1.4. Gerinim (Strain)	70
2.10.1.5. Elastisite (Young's) Modülü	71
2.10.1.6. Hooke Kanunu	71

2.10.1.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	72
2.10.1.8. Lineer Elastik Cisim	73
2.10.1.9. İzotropik Cisim	73
2.10.1.10. Homojen Cisim	73
2.10.2. Kuvvet Analizi Yöntemleri	73
2.10.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analizi Yöntemi	74
2.10.2.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	74
2.10.2.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analizi Yöntemi	74
2.10.2.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi	74
2.10.2.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi	79
2.10.2.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	79
2.10.2.7. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	79
3. GEREÇ VE YÖNTEM	80
3.1. Modellerin Oluşturulması	82
3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması	84
3.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi	85
3.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi	86
3.5. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	87
3.6. Sonuçların Yorumlanması	87
4. BULGULAR	89
4.1. İmplant ve Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerleri	91
4.1.1. Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerleri	91
4.1.1.1. Vertikal Yükleme ile Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	91
4.1.1.2. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	94
4.1.1.3. Oblik Yükleme ile Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	96

4.1.1.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	99
4.1.2. İmplant Üzerindeki Von Mises Gerilim Değerleri	101
4.1.2.1. Vertikal Yükleme ile İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	101
4.1.2.2. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	104
4.1.2.3. Oblik Yükleme ile İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	105
4.1.2.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	108
4.2. Kemik Gerilim Değerleri	110
4.2.1. Kortikal Kemik Bulguları	110
4.2.1.1. Vertikal Yükleme ile Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	110
4.2.1.2. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kortikal Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	117
4.2.1.3. Oblik Yükleme İle Kortikal Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	120
4.2.1.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kortikal Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	133
4.2.2. Kansellöz Kemik Bulguları	137
4.2.2.1. Vertikal Yükleme ile Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	137

4.2.2.3. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	150
4.2.2.3. Oblik Yükleme ile Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)	154
4.2.2.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)	167
5. TARTIŞMA	171
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	198
7. KAYNAKLAR	200

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	: Derece
°C	: Santigrat derece
α	: alfa
β	: beta
σ	: Gerilme / sıkışma stresi
σ_1	: Maksimum Principal Stres
σ_3	: Minimum Principal Stres
τ	: Makaslama stresi
ν	: Poisson oranı
a	: İvme
CaO	: Kalsiyum oksit
Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂	: Hidroksiapatit
Ca₃(PO₄)₂	: Trikalsiyum fosfat
cm	: santimetre
cm³	: santimetreküp
CP-Ti	: Saf titanyum
F	: Kuvvet
GPa	: Gigapaskal
kgf	: Kilogram Kuvvet
kVp	: Kilovoltage peak
m	: Kütle
mA	: Miliamper
MgO	: Magnezyum oksit

mL	: mililitre
mm	: milimetre
Mo	: Molibden
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Ni	: Nikel
P	: Paskal
Pd	: Palladyum
Ti	: Titanyum
V	: Vanadyum
Y₂O₃	: İtiryum oksit
Zr	: Zirkonyum
AIS	: Anterior İliak Spina
ASIS	: Anterior Superior İliak Spina
ASTM	: Amerikan Test ve Malzeme Kurumu
BMP	: Bone Morphogenetic Protein
DFDBA	: Demineralize Dondurulmuş Kurutulmuş Kemik Allogreft
FDDBA	: Dondurulmuş Kurutulmuş Kemik Allogreft
HA	: Hidroksiapatit
HIV	: Human Immunodeficiency Virus
HU	: Hounsfield Unit
KIBT	: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi
KYM	: Kron Yüksekliği Mesafesi
LFCN	: Lateral Femoral Kutanöz Sinir

PSA	: Posterior Superior Alveolar arter
PSZ	: Parsiyel Stabil Zirkonyum
e-PTFE	: PoliTetraFloroEtilen
rpm	: round per minute
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
TCP	: TriKalsiyum Fosfat
TGF- β1	: Transforme Edici Büyüme Faktörü
TME	: Temporomandibuler Eklem
TZP	: Tetragonal zirkonyum polikristalleri
VEGF	: Vasküler Endotelial Büyüme Faktörü
YKR	: Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Maya Uygarlığı döneminde rastlanan implantlar	3
2.2. Maggiolo ve Greenfield'in tasarladığı implantlar	5
2.3. Adams'ın tasarladığı iki aşamalı implant	6
2.4. Strock tarafından üretilen endoosseöz implant	6
2.5. Formiggini ve Chercheve tarafından tasarlanan implantlar	7
2.6. Dahl (1943) ve Goldberg ve Gershkoff (1948) tarafından tasarlanan subperiosteal implantlar	8
2.7. Scialom tarafından geliştirilen endosteal pin tasarımı	9
2.8. Tramonte tarafından geliştirilen vida tarzı implant	9
2.9. Blade implantlar	10
2.10. Transosteal implantlar	11
2.11. Kök formu implantlar; A) Branemark tasarımı implant; B) Plazma Sprey implant; C) IMZ implant; D) Core-Vent implant; E) Integral implant	12
2.12. Endosteal implant tasarımı; A) Silindir tip implantlar; B) Yivli tip implantlar; C) Kombine tip implantlar	18
2.13. İmplant gövdesinin komponentleri	19
2.14. Endosteal implant terminolojisi	23
2.15. Fibro-osseointegrasyon	25
2.16. Osseointegrasyon	26
2.17. Osseointegrasyonun histolojik kesitlerde görünümü	26
2.18. Osseointegrasyonun mekanizması	28
2.19. Kemik miktarı	32
2.20. Leckholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması	34
2.21. Misch'in kemik sınıflandırması	35
2.22. Misch ve Judy'nin kemik sınıflandırması	36
2.23. Cawood ve Howell'in kemik sınıflandırması	37
2.24. Mandibulanın rezorpsiyon paterni	41
2.25. Maksillanın rezorpsiyon paterni	42
2.26. Maksilla ve mandibulanın rezorpsiyon paterni	42
2.27. İntermaksiller ilişkide değişiklikler	43

2.28. Anterior iliak krestin anterior görünümü ve ilişkili anatomik yapılar(204)	57
2.29. Anterior iliak krest; A) İnsizyon hattı; B) Greft sahası; C) medial ve lateraldeki kas ataçmanları(204)	58
2.30. Anterior iliak kreste lateral yaklaşım(204)	59
2.31. A) Clamshell yaklaşımı; B) Tschopp yaklaşımı; C) Trap door yaklaşımı; D) Tessier yaklaşımı(204)	60
2.32. Posterior iliak krest greft sahası(204)	62
2.33. Stres formülü	69
2.34. Stres tipleri	70
3.1. 3 boyutlu tarama cihazı	81
3.2. 3D-Doctor yazılımı programı	83
3.3. Elde edilen 3 boyutlu mandibula modelleri	84
3.4. 3 boyutlu abutment, implant,vida ve sabit protez modelleri	84
3.5. Brick modelleme sisteminde kullanılan elemanlar	85
3.6. Modellerin sınır koşulları görüntüsü	87
4.1. Stres değerleri skalaları; A) Von Mises stres değer skalası; B) Kortikal kemik Maksimum Principal stres değer skalası; C) Kortikal kemik Minimum Principal stres değer skalası; D) Kansellöz kemik Maksimum Principal stres değer skalası; E) Kansellöz kemik Minimum Principal stres değer skalası	89
4.2. Vertikal yükleme sonucu abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi	91
4.3. Vertikal yükleme ile Model 1' de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; B) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; C) 12 mm kron yüksekliği mesafesi	92
4.4. Vertikal yükleme ile Model 2'de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; B) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; C) 12 mm kron yüksekliği mesafesi	93
4.5. Vertikal yükleme ile Model 3'te abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; B) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; C) 12 mm kron yüksekliği mesafesi	94

- 4.6.** Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi 95
- 4.7.** Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 96
- 4.8.** Oblik yükleme sonucu abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi 97
- 4.9.** Oblik yükleme ile Model 1’de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 98
- 4.10.** Oblik yükleme ile Model 2’de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 98
- 4.11.** Oblik yükleme ile Model 3’te abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 99
- 4.12.** Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi 100
- 4.13.** Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 100
- 4.14.** Vertikal yükleme sonucu implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi 102
- 4.15.** Vertikal yükleme ile Model 1’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 102

- 4.16.** Vertikal yükleme ile Model 2’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 103
- 4.17.** Vertikal yükleme ile Model 3’te implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 103
- 4.18.** Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi 105
- 4.19.** Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 105
- 4.20.** Oblik yükleme sonucu implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi 106
- 4.21.** Oblik yükleme ile Model 1’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 107
- 4.22.** Oblik yükleme ile Model 2’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 107
- 4.23.** Oblik yükleme ile Model 3’te implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 108
- 4.24.** Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi 109
- 4.25.** Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 110

- 4.26.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 111
- 4.27.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 112
- 4.28.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 114
- 4.29.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 114
- 4.30.** Vertikal yükleme ile Model 2' de mandibuler kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 115
- 4.31.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 116
- 4.32.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 117
- 4.33.** Vertikal yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 118
- 4.34.** Vertikal yükleme ile kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kortikal kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm

- implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kortikal kemik); **D)**
 Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 119
- 4.35.** Oblik yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 120
- 4.36.** Oblik yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 121
- 4.37.** Oblik yükleme ile Model 1'de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 122
- 4.38.** Oblik yükleme ile oluşan kortikal kemikteki Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 123
- 4.39.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 125
- 4.40.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 125
- 4.41.** Oblik yükleme ile Model 2' de mandibuler kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 126
- 4.42.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 128
- 4.43.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron

- yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 128
- 4.44.** Oblik yükleme ile Model 2’de mandibuler kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 129
- 4.45.** Oblik yükleme ile Model 3’ te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 130
- 4.46.** Oblik yükleme ile Model 3’ te kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 131
- 4.47.** Oblik yükleme ile Model 3’ te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 132
- 4.48.** Oblik yükleme ile Model 3’ te kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 133
- 4.49.** Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 134
- 4.50.** Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi **A**) Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kortikal kemik); **C**) Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kortikal kemik); **D**) Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 135
- 4.51.** Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A**) Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron

- yüksekliği mesafesi (iliak kortikal kemik); **C**) Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kortikal kemik); **D**) Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 136
- 4.52.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 137
- 4.53.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 138
- 4.54.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 139
- 4.55.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 140
- 4.56.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 142
- 4.57.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 142
- 4.58.** Vertikal yükleme ile Model 2' de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A**) 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B**) 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C**) 12 mm kron yüksekliği mesafesi 143
- 4.59.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 145

- 4.60.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 145
- 4.61.** Vertikal yükleme ile Model 2' de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 146
- 4.62.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 147
- 4.63.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 148
- 4.64.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 149
- 4.65.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 150
- 4.66.** Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 151
- 4.67.** Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 152

- 4.68.** Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 153
- 4.69.** Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 154
- 4.70.** Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 155
- 4.71.** Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 156
- 4.72.** Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 157
- 4.73.** Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 159
- 4.74.** Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 159
- 4.75.** Oblik yükleme ile Model 2’ de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 160

- 4.76.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 162
- 4.77.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 162
- 4.78.** Oblik yükleme ile Model 2' de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 163
- 4.79.** Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 164
- 4.80.** Oblik yükleme ile Model 3' te oluşan kansellöz kemikteki Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 165
- 4.81.** Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 166
- 4.82.** Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi 167
- 4.83.** Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi 168
- 4.84.** Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm

implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik);

D) Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 169

4.85. Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma

tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm

kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron

yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm

implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)**

Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi. 170

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Dental implant materyallerinin sınıflandırılması(68)	13
2.2. Donör sahalardan elde edilen otojen kemik greftlerinin fiziksel özellikleri	63
4.1. Vertikal yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	91
4.2. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması	95
4.3. Oblik yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	97
4.4. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması	100
4.5. Vertikal yükleme ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	101
4.6. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması	104
4.7. Oblik yükleme ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	106
4.8. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması	109
4.9. Vertikal yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri	111
4.10. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri	113
4.11. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri	113
4.12. Vertikal yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri	116
4.13. Vertikal yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri	118
4.14. Oblik yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri	120

- 4.15.** Oblik yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 122
- 4.16.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 124
- 4.17.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 124
- 4.18.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 127
- 4.19.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 127
- 4.20.** Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 130
- 4.21.** Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 132
- 4.22.** Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 134
- 4.23.** Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 137
- 4.24.** Vertikal yükleme ile Model 1'de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 139
- 4.25.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 141
- 4.26.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 141
- 4.27.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 144

- 4.28.** Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 144
- 4.29.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 147
- 4.30.** Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 149
- 4.31.** Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 151
- 4.32.** Oblik yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 154
- 4.33.** Oblik yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 156
- 4.34.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 158
- 4.35.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 158
- 4.36.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 161
- 4.37.** Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 161
- 4.38.** Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri 164
- 4.39.** Oblik yükleme ile Model 3' te iliak ve kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri 166

4.40. Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

1. GİRİŞ

Günümüzde eksik dişlerin tedavisinde dental implantların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır(1). İmplant kelime anlamı olarak tedavi amacı ile canlı dokulara yerleştirilen cansız maddeleri ifade eder. Bu cansız ya da alloplastik materyallerin vücut içerisine yerleştirilmesi işlemine ise ‘implantasyon’ denir(2).

Dental implantlar ise kemiğin içerisine, üzerine veya mukozaya yerleştirilen ve diş kökünün yerini tutması amaçlanan yapılardır(3). Diş hekimliği açısından implantasyon, diş kayıpları sonucu oluşan fonksiyonel, estetik ve fonetik bozuklukların ilk haline yakın bir şekilde restore edilmesinde, konvansiyonel yöntemlerin yetersiz kalmaları sonucunda doğmuştur(4). Branemark, osseointegrasyon kavramını tanımladıktan sonra implant diş hekimliği hızla gelişmeye devam etmiş ve diş eksikliği olan hastaların tedavisinde önemli bir alternatif haline gelmiştir(5).

Doğal dişlerin kaybını takiben alveoler kretlerde rezorpsiyon meydana gelir ve eğer endosseöz implantların yerleştirileceği bölgedeki kemik yüksekliği ve genişliği yeterli değilse rekonstrüktif tedavi gereklidir(6-8) .

Son yıllarda alveol kretlerdeki kemik defektlerinin tedavisi için farklı teknik ve materyaller gelişmiştir. Otojen, allojen ya da alloplastik materyaller bunlara örnektir. Otojen greft materyalleri, osteojenik potansiyelleri ve non-immünolojik yapıya sahip olmaları nedeniyle, günümüzde halen ‘altın standart’ olarak kabul edilirler. İliak krest, kranyum (parietal kemik), tibia, kosta, maksiller tüberosite, palatal kemik, torus, zigomatik buttress, mandibuler simfizis ve ramus olmak üzere pek çok donör saha tanımlanmıştır(9, 10). Allojenik ve alloplastik materyaller ‘Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu’(YKR)’nda umut vaat edici gözükse de, otojen kemikle karşılaştırıldığında iyileşme süreci ve prognoz açısından yetersiz kalmaktadırlar(11). Otojen kemik greftlerinin biyolojik ve nonimmünolojik özelliklerinin yanısıra, mekanik(kortikal) ve osteojenik(kansellöz) özellikleri de bu greftleri allogreft, ksenogreft ya da alloplastik materyallere üstün kılar(9, 12, 13). Ancak verici sahada komplikasyonlar(14, 15), öngörülemeyen rezorpsiyon paterni,

post-operatif sekonder yumuşak doku işlemlerinin olması ve tedavi sũresinin uzaması gibi hastaların psikolojik, fonksiyonel ve estetik açıdan tolere edemeyeceği durumlar ile karşılaşılabılır(16). Bu nedenle ileri cerrahi tedavi y‚ntemlerine alternatif olarak kısa dental implantların kullanımı ne sũrũlmũř ve uygulamalarındaki avantajları hızla yaygınlaşmalarına olanak sağlamıştır.

Biyomekanik; mekanik prensipler dahilinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevapları inceleyen multidisipliner bir yaklaşımdır(17). Dental implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörlerin önemli role sahip olduğunda dair pek çok çalışma mevcuttur(18-21).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi(SEA); kompleks mekanik problemlerin analitik olarak zũmlenmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Gũnũmũzde mũhendislik, diş hekimliği ve tıp gibi çok çeşitli alanlarda karşılaşılan problemlerin, pratik zũmũ için kullanılan popũler bir yöntem haline gelmiştir. Dental implant sistemlerindeki komponentlerin kompleks geometrisi nedeniyle, SEA bu sistemlerin analizinde kullanılabilir en uygun yöntem olarak grũlmektedir(22). SEA, kompleks geometriye sahip yapılar da grũlen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde analiz edilmesine olanak sağlayan analitik bir yöntemdir. Yani bu yöntem ile orjinaline en yakın biçimde analizi yapılacak yapılar, modellenerek ve fiziksel özellikleri bu modellere gerçeğe en uygun şekilde aktarılarak, oluşan stres değerleri hesaplanabilmektedir(23).

Bu çalışmanın amacı, standart mandibula modeli ve 2 farklı yöntemle tedavi edilmiş ileri derecede atrofik mandibula modellerine yerleştirilen endosseöz implantlara uygulanan dik ve açılı kuvvetler sonrası, implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerlerini sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırmaktır. Aynı yũkleme koşullarında implant ve abutment zerindeki Von Mises stres değerleri de gösterilmiştir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Tarihçesi

İmplant sözcüğü Latince ‘‘in=içerisine, içerisinde’’ ve ‘‘planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme’’ anlamına gelen sözcüklerin birleşimi ile oluşmuştur (24). Anlam olarak ise ‘fonksiyon elde etme amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim’ olarak tanımlanır(2).

İmplant diş hekimliğinin tarihçesine bakıldığında; ilk dental implantlara milattan önce Çin ve Mısır’ın arkeolojik kayıtlarında rastlanmıştır. Bu implantlar taştan ve fildişinden yapılmışken, altının kullanılması 16. ve 17.yüzyılı bulmuştur(25).



Şekil 2.1. Maya Uygarlığı döneminde rastlanan implantlar

17.yüzyılda ise İngiltere’de, Fransa’da ve Amerika’da allojenik dişler kullanılarak yapılan kök replasmanı popüler hale gelmiştir ve bu durum 20.yüzyılın başlarına kadar sürmüştür. Bu dönemde altın, iridyum, tantalyum, paslanmaz çelik ve kobalt alaşımları gibi metal implantlar gelişmeye başlamıştır. Kobalt-krom-molibden alaşımından üretilmiş subperiosteal ve titanyum blade implantlar, sırasıyla 1940 ve 1960’larda(26, 27) tanıtılmış ve 1950’den 1980’lere kadar en başarılı ve popüler implant malzemesi haline gelmişlerdir. Ancak uzun dönem morbiditesi ve öngörülemez sonuçları nedeniyle bu başarıları kısa sürmüştür.

İntraoral vidalar 1976’da umut vaat edici bir seçenek olarak tanıtılmış, osseointegrasyon başarılı ve uzun dönem sonuçları iyi olsa da kullanımları sınırlı

olmuştur. Cam(28), pirolitik karbon(29), alüminyum oksit(30), hidroksiapatit(HA)(31) vb. metal olmayan biyomateryaller ise 1970'lerde kullanılmaya başlanmış ancak limitli başarı elde edilmiştir. Bundan kısa bir süre sonra, 1978'de, Branemark; Toronto konferansında, 2 aşamalı titanyum vidalar ile ilgili 5 - 12 yıllık klinik araştırmasını sunmuş ve ilk kez osseointegrasyondan bahsetmiştir. Bu buluş diş hekimliğinde geçen son 10 – 20 yılın en önemli keşfi olmuştur. Osseointegrasyonun keşfiyle beraber, kök formu implantlar bir kez daha implantolojide en sık kullanılan implant dizaynı haline gelmiştir(5).

Modern diş hekimliğinin amacı; hastayı atrofiye, hastalığa veya stomatognatik sistemin hasarına bakılmaksızın normal konturlara, fonksiyona, estetiğe, fonasyona ve sağlığa sahip olacak şekilde restore etmektir(4). Ancak hasta ne kadar çok diş kaybederse konvansiyonel diş hekimliği ile bu amaca ulaşmak da o kadar zor olmaktadır(32).

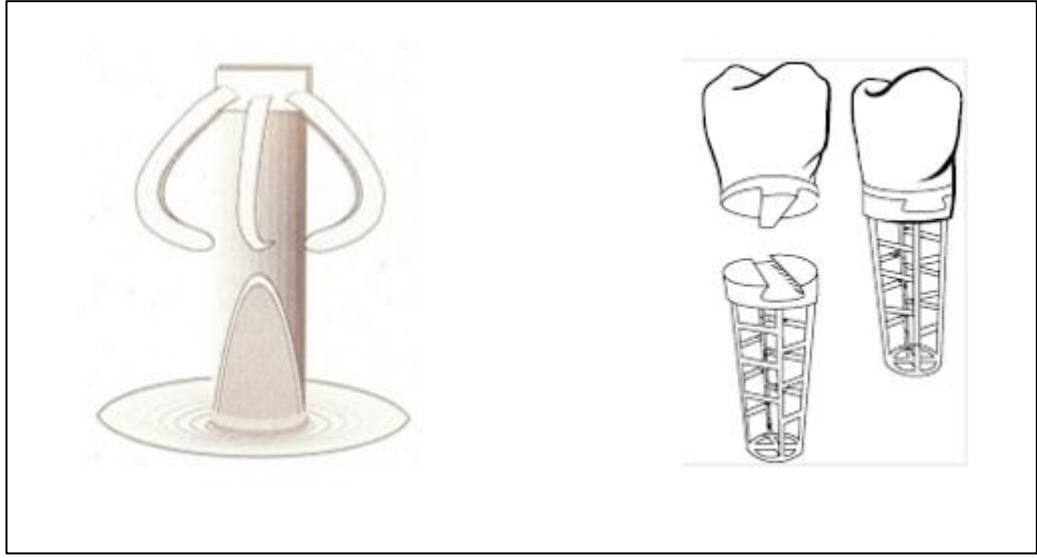
İmplantla ilgili tedavilerin artan ihtiyacı ve kullanımı; yaşlanan nüfus, yaşa bağlı diş kaybı, dişsizliğin yol açtığı anatomik sorunlar, hareketli protezlerin yetersiz performansı, diş kaybının fizyolojik etkileri, implantla desteklenmiş protezlerin uzun vadede hedeflenen sonuçları ve implant destekli protezlerin avantajları gibi faktörlerin kombine etkisiyle ortaya çıkmaktadır(32).

Günümüze kadar kullanılan implant tipleri; öncül implantlar, intermukozal insertler, subperiosteal implantlar, tek aşamalı endosteal implantlar (endosteal pinler ve vidalar), blade tipi implantlar, transosteal implantlar, endosteal kök formu implantlar olarak sıralanabilir(33).

2.1.1. Öncül İmplantlar

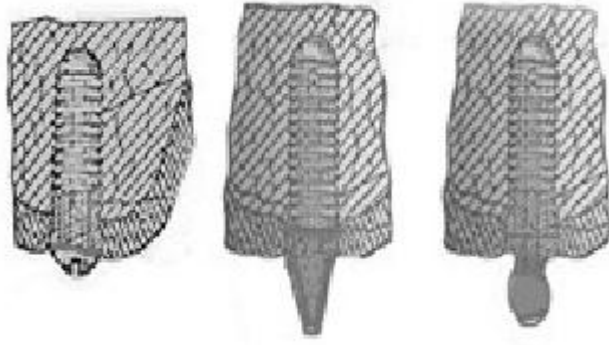
1809'da Maggiolo, taze çekim soketine, diş etinin hemen aşağısında olacak şekilde tek aşamalı altın bir implant yerleştirmiş ve implantın pasif iyileşebilmesi için kronu, iyileşme tamamlandıktan sonra eklemiştir. Ancak Maggiolo'nun bu implantı kaçınılmaz bir şekilde diş etinde inflamasyona ve şiddetli ağrıya neden olmuştur(Şekil 2.2)(34).

Edmunds ve Harris, 1886 ve 1887’de pürüzlendirilmiş kurşundan bir kök, üzerine platin post tutuculu porselen kron yapmışlardır(35). 1895’te Bonwell altın ve iridyum tüpler kullanmıştır(36). 1913’te Greenfield; 2 parçalı, içi boş, sepet formunda, 24 ayar iridyum ve altının lehimlenmesinden oluşan bir implant üretmiştir. Bu içi boş sepet şeklindeki implantlar, günümüzde kullanılan trephine frezlerin öncüsü olarak kabul edilmektedir(Şekil 2.2)(37).



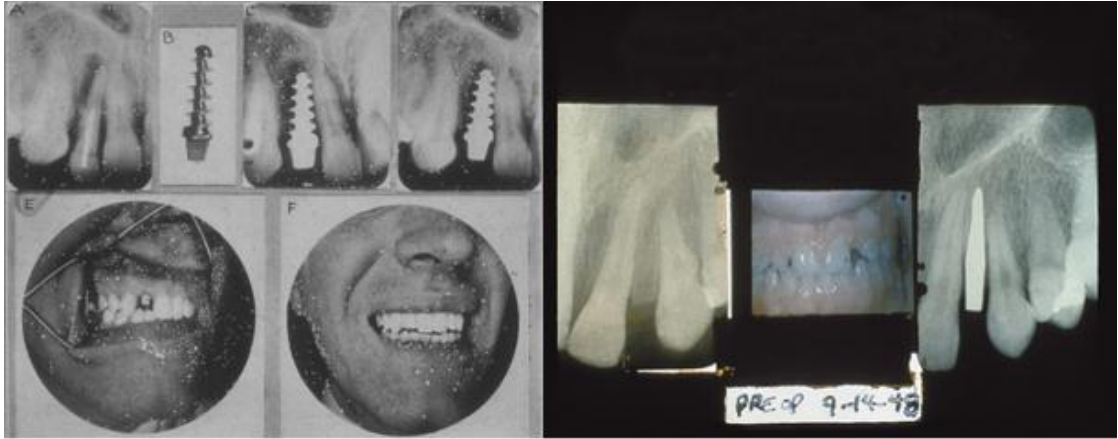
Şekil 2.2. Maggiolo ve Greenfield’in tasarladığı implantlar

1937’de Adams; apeksi yuvarlak, gingival kısmı düz ve iyileşme başlığı olan vidalı, silindirik bir implantın patentini almıştır. Köke vidalanmış topuz şeklindeki bu yapı, bugün kullanılan overdenture protezlerin tutucu parçalarıyla benzerlik göstermektedir. İyileşme başlığı parçası proteze simante edilecek şekilde tasarlanmış bu implantın ve bahsi geçen diğer implantların başarılı olamadığı bir gerçektir (Şekil 2.3). Ancak günümüzdeki çoğu modern implant, öncül implant literatürüne geçmiş implantların varyasyonu ya da birleştirilmesiyle elde edilmiştir(38).



Şekil 2.3. Adams'ın tasarladığı iki aşamalı implant

İlk uzun süreli endosseöz implant 1938'de Harvard'da Strock tarafından üretilmiştir. Taze çekim soketine vidalı 'Vitalyum'(kobalt-krom-molibden) implant yerleştirmiştir. İmplantın baş kısmı jaket kronun simante edilebilmesi için konik şekilli dizayn edilmiştir. Çekim soketinde implantın etrafında kemik oluşmuş, implant uzun dönem stabil ve asemptomatik kalmıştır (Şekil 2.4). Bazı strock implantlarının apeksi sinüs ve burun boşluğu gibi anatomik yapılara zarar verilmemesi için yuvarlatılmıştır(39).

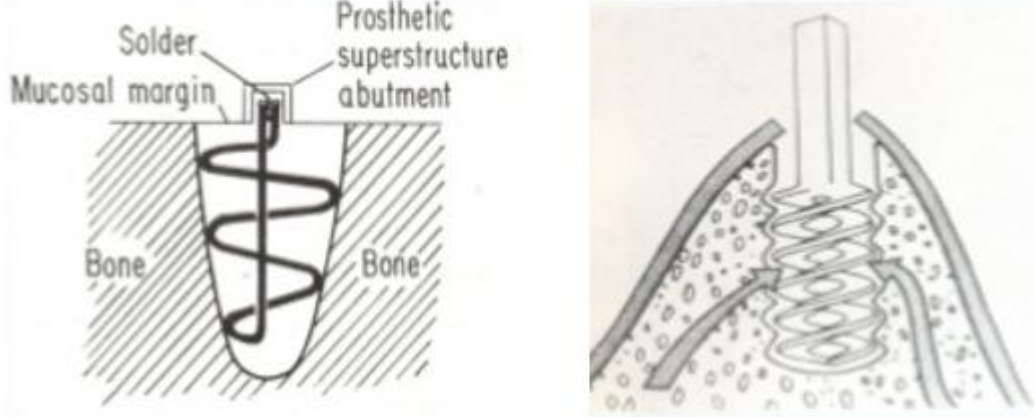


Şekil 2.4. Strock tarafından üretilen endosseöz implant

Bu dönemde yapılan hayvan çalışmalarındaki histolojik kesitler, metalik implantların vücut tarafından iyi bir şekilde tolere edilebildiğini göstermişlerdir(39).

1947'de Formiggini, paslanmaz çelik ya da tantaldan üretilmiş tek-heliks tel spiral implantları geliştirmiştir. Bu telin iki ucu, birbirine lehimlenerek post ya da implant boynu formu oluşturulmuştur(40). Chercheve, krestal kuvvetleri azaltmak

için boyun kısmını uzatmış ve ‘Vitalyum’un dış kısmını çift heliks olacak şekilde modifiye etmiştir. İmplant yerleştirilmeden önce enstrümantasyonu ilk kez Chercheve tanıtmıştır(Şekil 2.5)(41).

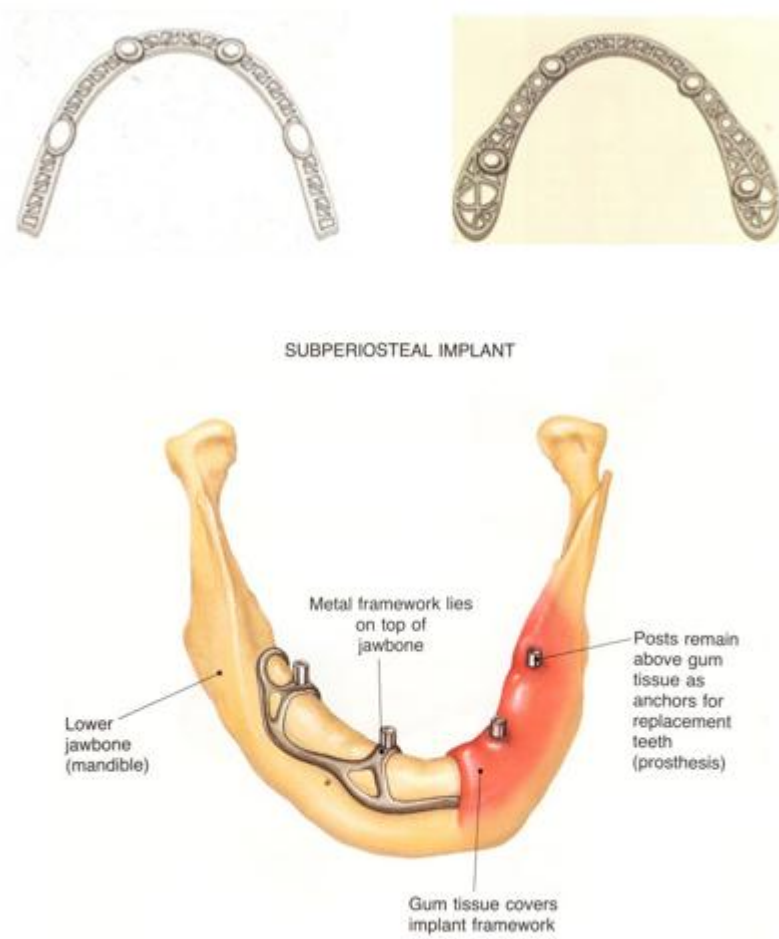


Şekil 2.5. Formiggini ve Chercheve tarafından tasarlanan implantlar

2.1.2. Subperiosteal İmplantlar

Endosteal implantların yerleştirilmesi için rezidüel kemik miktarı yeterli olmadığında, diş hekimleri alveoler kemiğin üzerine subperiosteal tarzda implant yerleştirmeye yönelmişlerdir(33). 1943’te Dahl, maksiller alveoler kret üzerine 4 adet post çıkıntısı olan metal bir yapı yerleştirmiştir. Daha sonra benzer prosedürü mandibula için de uygulamıştır(Şekil 2.6)(42).

Aynı yılda Goldberg ve Gershkoff, ilk mandibuler subperiosteal implantı tasarlamışlardır. Dişsiz kretin üzerini örten mukozanın ölçüsü alınmış, film çekilmeden önce bir tel yerleştirilerek elde edilmiş radyografda yumuşak doku miktarı belirlenmiş ve mandibuler kemiği simule etmesi için alçı modelden bu miktar elle kazılarak uzaklaştırılmıştır. Üzerinde 4 adet abutment taşıyan bu kobalt-krom-molibden altyapı tasarımına çok sayıda pencere açılmıştır(Şekil 2.6)(43). Ancak bu teknikte tasarlanan implantların, altta yatan kemik dokusu ile uyumlarının iyi olduğu ama yüzeylerinde yeterli miktarda kemik oluşmadığı rapor edilmiştir (44).



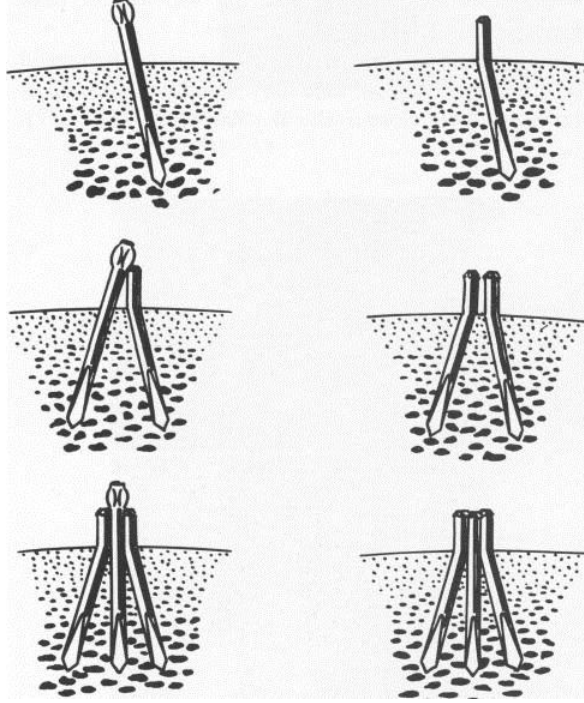
Şekil 2.6. Dahl (1943) ve Goldberg ve Gershkoff (1948) tarafından tasarlanan subperiosteal implantlar

Dahl ve Izikowitz, parsiyel dişsiz hastalarda, dişlerin çevresine çerçeve yerleştirmiş ve bu yapıya ‘subplant’ adını vermişlerdir(45). Berman; subperiosteal implantlar için 2 aşamalı tekniği tanımlamıştır. Bu teknikte ilk aşama; cerrahi olarak açığa çıkarılmış kemik üzerinden direkt ölçü alınması; ikinci aşama ise subperiosteal implantın yerleştirilmesi olarak belirlenmiştir(46).

2.1.3. Tek Aşamalı Endosteal İmplant

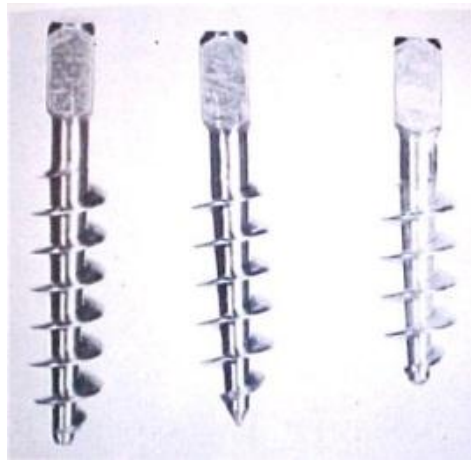
1960’ların başında implant dizaynında aktif gelişmeler başlamıştır. Scialom’ un geliştirdiği ‘Tantal’dan elde edilen tripodal pin tasarımında, bu 3 pinin kronu destekleyecek olan kısmı akrilik yapı içerisinde birleştirilmiştir. Pinlerin etrafında hızlı bir fibröz enkapsülasyon meydana gelmişse de, trifurkasyonun sağlanmasındaki

zorluk bu implantların kullanımını sınırlandırmıştır(Şekil 2.7)(47). Ancak Avrupa’da ve Güney Amerika’da halen kullanılmaktadır(33).



Şekil 2.7. Scialom tarafından geliştirilen endosteal pin tasarımı

Tramonte; stres dirençli, çakılarak yerleştirilen vida tarzında bir implant geliştirmiş(Şekil 2.8)(48), Meglan ve Lehman ise genişletilebilir bir implant rapor etmişlerdir(49). Linkow ise bu dönemde ‘Vent-Plant’ diye adlandırdığı implantı tasarlamıştır(50).



Şekil 2.8. Tramonte tarafından geliştirilen vida tarzı implant

Bu vida tarzındaki implantların çoğu tek parça olup, submerje kalamadıklarından genellikle osseointegre olamamışlardır(33). İmplantların etrafında şoku absorbe eden fibröz peri-implant bir membran geliştiğini öne süren teoriler olmuşsa da(51), bu teoriler günümüzde geçerliliklerini koruyamamışlardır.

2.1.4. Blade implantlar

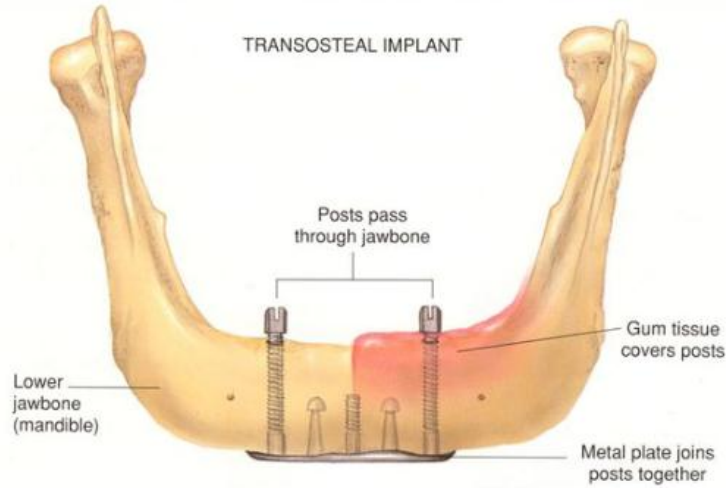
1967’de Linkow(26) ve Roberts ve Roberts(27) birbirinden bağımsız olarak blade implantların iki varyasyonunu tanımlamışlardır(Şekil 2.9). Linkow maksillada ve mandibulada özellikle ince kreterlerde kullanılabilecek çok sayıda blade implant tasarlamıştır. Ancak bu tasarımda implant tek başına fonksiyon göremediğinden, doğal dişler tarafından desteklenmesi gerekmiştir. Blade implantlar, yerleştirildikten sonra 1 ay içerisinde restore edilebilmeleri sebebiyle implantolojide geniş bir kullanım alanına sahip olmuşlardır.



Şekil 2.9. Blade implantlar

2.1.5. Transosteal implantlar

1975’te Small tarafından; transosteal implantlar, submental insizyonla mandibulaya yerleştirilen, multiple fiksasyon vidası ile fikse edilen ve 2 adet transosteal vida ile tüm ark protezi destekleyen rekonstrüktif bir materyal olarak tanıtılmıştır(Şekil 2.10)(52). Bunun dışında Cranin’in geliştirdiği tek transosteal implant(53) ve Bosker’in(54) geliştirdiği transmandibuler implant da transosteal implantlar arasındadır.



Şekil 2.10. Transosteal implantlar

2.1.6. Endosseöz 'Kök Formu' İmplantlar

2 aşamalı yivli titanyum kök formu implant, ilk kez 1978'de Branemark tarafından Güney Amerika'de Toronto konferansında tanıtılmıştır(5). Branemark; tavşan femuruna vital mikroskop çalışmaları için yerleştirilmiş titanyum merceklerinin, kemiğin iyileşme döneminden sonra kemikten uzaklaşmıyacağını keşfetmiş ve 'fixture' adını verdiği saf titanyum vidaları kullanarak 2 aşamalı implant sistemini geliştirmiştir. İlk fixture hastaya 1965 yılında yerleştirilmiş ve bu tarihten itibaren yoğun klinik çalışmalar yapılmıştır(55).

Branemark'ın implantından sonra çok sayıda kök formu implant geliştirilmiş ve kendilerine oldukça geniş klinik kullanım alanı bulmuşlardır(56). Gelenesal vidalar (ITI-plazma sprej), yiv yerine platforma sahip implantlar (Stryker)(57), IMZ implant (press fit stres dağıtıcı plazma sprejli titanyum silindir)(58) bunlar arasındadır. Bu implantların çoğu içi boş silindir şeklindedir (ITI(59, 60), Core-Vent(61)), bir kısmı da HA kaplıdır(Integral)(Şekil 2.11)(62). Plazma sprej ya da diğer yöntemler, stres iletimi için yüzey alanını ve bunun yanısıra yüzey pürüzlülüğünü de arttırmışlardır. Bu da kemik depozisyonunu olumlu yönde etkilemiştir(54).



Şekil 2.11. Kök formu implantlar; A) Branemark tasarımı implant; B) Plazma Sprey implant; C) IMZ implant; D) Core-Vent implant; E) Integral implant

HA kaplama biyoaktiftir, böylece kemik implant füzyonunu iyileştirir ve hızlandırır ve başlangıçtaki osseointegrasyon arayüzünde mineralize kemik miktarını artırır(63). Düşük kristallenme derecesi olan implantlarda, uzun dönemde yüzey yapısında bozulma ve kristallerin yüzeyden ayrılması meydana gelmiş ve bu da iritasyon, enfeksiyon, belirgin peri-implant kemik kaybı ve hatta implant kaybına neden olmuştur. Yüksek kristallenme dereceli HA kaplamaların ise titanyum vida implantlarla benzer başarı oranları rapor edilmiştir(62). HA implantların uzun dönem stabilitesi ve inertliği ise yapılan çalışmalar ışığında günümüzde kabul görmüştür(33).

2.2. İmplant Materyalleri

İmplant materyalleri; metallere, seramiklere ve polimerlere olmak üzere 3 ana başlık altında toplanabilirler. Ayrıca yerleştirildikleri dokuda oluşturdukları biyolojik yanıtı göre de biyotoler, biyo inert ve biyoaktif olarak da sınıflandırılabilirler(64, 65).

Biyotolere materyaller; yaşayan dokulara implante edildiklerinde reddedilmeyen ancak etrafında fibröz bir kapsül şekillenen materyallerdir. Biyoinert materyaller; yüzeylerinde apozisyona ve böylece osseointegrasyona izin veren materyallerdir. Biyoaktif materyaller ise yüzeylerinde yeni kemik formasyonuna izin vermelerinin yanı sıra konak dokusunda implant kemik arayüzünde iyon değişimi ile kimyasal bağlanma da gerçekleştiren materyallerdir. Biyoinert ve biyoaktif materyaller bu özellikleri ile osteokondüktif olarak da adlandırılırlar(66, 67).

Dental implant materyallerinin kimyasal içerik ve biyodinamik aktivitelerine göre sınıflandırılması Tablo 2.1’de özetlenmiştir.

Tablo 2.1. Dental implant materyallerinin sınıflandırılması(68)

Biyodinamik aktivite	Kimyasal içerik		
	Metaller	Seramikler	Polimerler
Biyotolere	Altın Kobalt-Krom alaşımları Paslanmaz çelik Zirkonyum Tantalyum		Polietilen Poliamid Polimetilmetakrilat Politetrafloroetilen Poliüretan
Biyoinert	Saf Titanyum Titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V)	Alüminyum oksit Zirkonyum oksit	
Biyoaktif		Hidroksiapatit Trikalsiyum Fosfat Tetrakalsiyum Fosfat Karbon:Vitröz, pirolitik Biyocamlar	

2.2.1. Metaller

İmplant üretiminde kullanılan metaller; biyomekanik özellikleri, geçmişteki işleme, makineleme, bitirme gibi üretim sürecinde karşılaşılan durumlar ve sterilizasyon prosedürleri için uygun olmaları gibi belirli faktörlere göre seçilirler. Dental implantların üretiminde çok çeşitli metaller ve metal alaşımları kullanılmış ancak doku reaksiyonuna neden olmaları ve düşük başarı oranları klinik

kullanımlarını sınırlandırmıştır. Çoğu metal ve alaşımları (altın, paslanmaz çelik, kobalt-krom) günümüz implant dişhekimliği endüstrisinde artık kullanılmamaktadır. Günümüzde dental implantların endoosseöz komponentlerinin üretimi için seçilen metaller; Ti ve alaşımlarıdır. Protetik komponentler için ise halen altın alaşımları, paslanmaz çelik, kobalt-krom ve nikel-krom alaşımları kullanılmaktadır(69).

2.2.1.1. Titanyum Materyali

Ticari amaçlı olarak saf titanyum 1950'den beri tıp alanında kullanılmaktadır. Saf titanyum (CP-Ti) farklı oranlarda karbon, hidrojen, demir, nitrojen ve oksijen moleküllerinden oluşur. Bazı saf titanyum alaşımları az miktarda palladyum (Ti-0,2 Pd) ve nikel-molibden (Ti-0,3 Mo-0,8 Ni) içerirler. Titanyum, yüksek miktarda aktif TiO₂ tabakası ile çevre dokular tarafından daha iyi tolere edilir. Titanyum - Alüminyum - Vanadyum alaşımı (Ti-6Al-4V), mekanik ve fiziksel dayanıklılığı yüksek, korozyona dirençli, biyolojik olarak uyumlu bir materyaldir. Titanyum alaşımları, saf titanyuma oranla daha dayanıklıdır, mekanik özellikleri daha olumludur. Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (ASTM) mekanik özelliklerine göre titanyum alaşımlarını 4 gruba ayırmıştır(70).

Saf titanyum; grade I gibi monofazik α alaşımlarının; düşük mekanik dayanıklılık, düşük şekillenebilirlik ve kırılma çabukluğu özellikleriyle ilişkili sınırlandırmalar, Ti-6Al-4V gibi bifazik α/β alaşımlarını geliştirme çalışmalarına neden olmuştur(71).

Grade I Titanyum: Grade I titanyum kimyasal olarak saf titanyumdur. Diğer grade titanyumlara oranla; oda ısısında, daha düşük dayanıklılık, daha yüksek kırılma çabukluğu göstermelerine karşın; çalışma ve şekillendirilme kolaylığı sergilerler. Grade I titanyum, maksimum çalışılabilirlik istendiğinde, içeriğindeki demir ve intersitisyel elementlerin (hidrojen, karbon, nitrojen, oksijen) miktarları azaltılıp, korozyon direncinin artırılması ile kullanılır.

Grade II Titanyum: Grade II titanyum, grade I ile karşılaştırıldığında daha yüksek demir ve oksijen oranlarına sahiptir. Bunun sonucu olarak çekme direnci ve

basma direnci değerleri artar, ancak esnekliği ve korozyon direnci azalır. Grade II titanyum, sertleştirilmiş α fazındadır ve ısı ile müdahale edilemez.

Grade III Titanyum: Grade III titanyum, yüksek oksijen olan ortamlarda mkemmek korozyon direncine sahiptir. Grade III titanyum, sertleştirilmiş α fazındadır.

Grade IV Titanyum: Oksijen ve demiri en çok içeren formdur. İçeriğindeki intersitiyel elementlerin ve demirin arttırılması sonucu korozyon direnci düşüktür. Kırılgan bir materyaldir(71).

2.2.1.2. Zirkonyum

Zirkonyum, dental implant ve protetik materyal olarak 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır. Cranin ve arkadaşları ilk kez 1975'te zirkonyum ile ilgili bir çalışma yayınlamışlardır.

Zirkonyumun; monoklinik (M), kübik (C) ve tetragonal (T) olmak üzere 3 farklı kristal formu vardır. Oda sıcaklığında monoklinik yapısındaiken, 1170 °C'de tetragonal, 2370 °C'de ise kübik faza geçer. Bu fazlar oda sıcaklığında stabil değildirler ve parçalanırlar. Saf zirkonyum, kübik faz haline CaO, MgO ve Y₂O₃(İtriyum oksit) eklenerek stabil hale getirilebilir ve parsiyel stabil zirkonyum (PSZ) olarak adlandırılır. Oda sıcaklığındaki tetragonal zirkonyum polikristallerine (TZP), İtriyum eklenerek stabil hale getirilebilir. İtriyum ile stabilize edilmiş TZP; düşük porözite, yüksek dansite, eğilme ve sıkışma dayanımının yüksek olması gibi özelliklere sahiptir(72).

2.2.1.3. Titanyum-Zirkonyum Alaşımı (Straumann Roxolid)

Ti-Zr alaşımları (%13-17 Zr - %83-87 Ti), saf titanyumdan daha iyi mekanik özelliklere (uzama, yorulma direnci vb.) sahiptir ve %50 daha güçlüdür. Kumlama ve asitleme yapılarak saf titanyumla aynı yüzey özellikleri elde edilebilir. Ti-Zr

implantlar ince çaplarda kullanıldığında, mekanik özelliklerinin daha üstün olmaları nedeniyle, saf titanyum implantlar ile benzer sonuçlar göstermiştir(73).

2.2.2. Seramikler

Seramikler; inert doğaları, dayanıklı olmaları ve minimum termal ve elektriksel iletkenlik gibi fiziksel özellikleri nedeniyle cerrahi implant materyali olarak kullanılmaktadır. Biyoaktif ya da biyo inert olabilirler. HA ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), trikalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) ve biyocamlar sıklıkla kullanılan biyoaktif seramiklerdir ve kemik ile kimyasal bağlanırlar(74, 75).

Seramik implantlar osseointegre olabilmesi, daha az plak akümüasyonu sayesinde yumuşak doku iyileşmesinin daha hızlı olması ve estetik üstünlükleri nedeniyle titanyum implantlara alternatif olarak sunulmuşlardır(76, 77).

Seramikler implant materyali olarak kullanılabilirdiği gibi, metalik kor yapısının üzerine kaplama materyali olarak da kullanılabilir. Metalik kor materyalinin kimyasal içeriğine ve kaplama metoduna göre, kaplama dens ya da poröz olabilir. İmplantın fonksiyonel yüklemeler altında dayanıklı olabilmesi ve kaplanmış yüzeyin parçalanmaması için; metalik kor ile kaplama materyali arasındaki bağın güçlü olması gerekmektedir(78). Yumuşak ve kırılğan olmaları gibi belirli özellikleri kullanımlarını sınırlandırmıştır(68).

2.2.2.1. Alüminyum, Titanyum ve Zirkonyum Oksitler

Geçmişte kök formulu ya da diğer endosteal implantlar ve endosteal pin tipi dental implantlar genellikle alüminyum, titanyum ya da zirkonyum oksitlerden elde edilmiştir. Bu materyallerin sıkışma, gerilme ve bükülme dayanımının kortikal kemikten 3-5 kat daha yüksek olması ve ayrıca elastisite modülünün ve yorulma ve fraktür direncinin yüksek olması; bu biyomateryaller için özel tasarımların gerekmesine neden olmuştur(79).

2.2.3. Polimerler

Poliüretan, poliamid fiberler, polimetilmetakrilat rezin, politetrafloroetilen ve poliüretan dental implant materyali olarak kullanılan polimerlerdir(80, 81). Polimerlerin fleksibilitesi sayesinde periodontal ligamenti taklit ederek mikrohareketlere izin vereceği düşünülmüştür(82, 83). Polimer implantların kemiğe stres iletimi rijit implantlardan daha iyi olmuşsa da yapılan çalışmalarda anlamlı fark bulunamamıştır(84). Mekanik özelliklerinin yetersiz oluşu, canlı dokular ile adezyon eksikliği ve immünolojik reaksiyonlara neden oluşu; bu materyallerin kaplama materyali olarak kullanılmasının önüne geçmiştir(80, 85). Günümüzde polimerik materyallerin kullanımı, şok absorbe edici etkisinden yararlanmak amacıyla protetik üst yapılar içerisine yerleştirilmesi ile sınırlandırılmıştır(86).

2.3. Terminoloji

Endosteal implant, yapılacak proteze altyapı olması amacıyla rezidüel kemik içerisine cerrahi olarak yerleştirilen alloplastik materyal olarak tanımlanabilir(87). Endo; içine, 'osteal' ise kemik anlamına gelir(3). Literatürde 'endoosseöz' terimi de kullanılmıştır. 'Osseöz' terimi kemiği gösterdiğinden her iki terminoloji de doğrudur. İlk dental implantlara millattan önce rastlanmış, yüzyıllar içerisinde gelişerek bugünkü halini almıştır. Üretici firmaların sayısının giderek çoğalmasıyla farklı implant parçaları üretilmiştir. Ancak bu parçaların uniform olmayışı üreticiler, diş hekimleri, laboratuvar teknisyenleri, öğrenciler ve araştırmacılar arasında iletişimsizliğe neden olmuştur(88). Bu karışıklığı giderebilmek amacıyla, Carl E. Misch 1992'de endosteal implantlar için ilk jenerik terminolojiyi tanımlamıştır(89).

İmplant sistemleri; 'implant gövdesi' ve 'protetik abutment' olmak üzere iki ayrı parçaya sahiptir. Böylece 2 aşamalı cerrahi protokolü uygulanabilir. Burada amaç; klinik rijid fiksasyonu yani mikroskobik olarak arayüzde herhangi bir fibröz doku bağlantısı olmaksızın direkt kemik-implant bağlantısı sağlamaktır.

2.3.1. Jenerik İmplant Gövde Terminolojisi

Doğal diş köküne benzer şekilde kemik içerisine yerleştirilmesi için tasarlanmış ‘kök formu implantlar’ endosteal implantların bir kategorisidir. Endosteal implantların makroskopik olarak gövde tasarımı silindirik, yivli, düz, delikli, solid, içi boş; yüzey özellikleri kaplanmış, kaplanmamış ya da pürüzlü olabilir(32).

Endosteal implant tasarımı 3 ana başlık altında toplanabilir (Şekil 2.12).

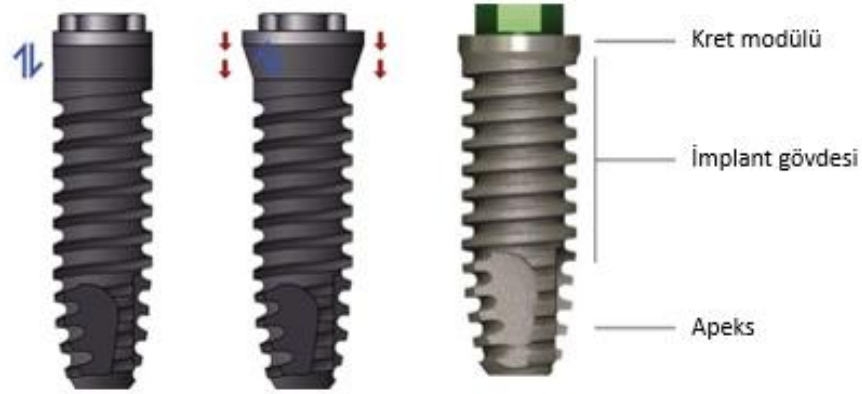
- Silindir tip implantlar: Yüzey kaplamasına bağlı olarak mikroskopik tutunma ve/veya kimyasal bağlanma gösteren bu implantlar hazırlanan kemik yuvasına itilerek veya hafifçe vurularak yerleştirilirler.
- Yivli (Vidalı) tip implantlar: Hazırlanan kemik yuvasına vidalanarak yerleştirilen bu implantların, makroskopik retantif elemanları vardır. 3 tip temel yiv geometrisi vardır. Bunlar V-yiv, buttress yiv ve kare yiv tasarımıdır.
- Kombine tip implantlar: Silindir ve yivli implantların makroskopik özelliklerinin ikisini de taşır. Yivli ve bu kombine implantlarda yüzey kaplaması eklenerek mikroskobik tutunmadan da yararlanılabilir.



Şekil 2.12. Endosteal implant tasarımı; **A)** Silindir tip implantlar; **B)** Yivli tip implantlar; **C)** Kombine tip implantlar

İmplant gövdesinin komponentleri (Şekil 2.13)

- İmplant gövdesi
- Kret modülü
- Apeks bölgesi şeklinde ayrılabilir.



Şekil 2.13. İmplant gövdesinin komponentleri

2.3.1.1. İmplant Gövdesi

Künt apeksli, solid vidalı bir implant gövdesi tasarımı, az deneyimli bir pratisyene veya implant sistemleri anlamında az seçenek olduğu durumlarda belirgin avantaj sağlar. Solid vida, implant gövdesinde delikler ya da boşluklar bulunmayan dairesel kesitli tasarımıdır. Pek çok üretici bu tasarımı tercih etmektedir. V-yivli vidalar uzun zamandır kullanımda olan ve yiv çapı genellikle 3.75 mm, yiv derinliği 0.4 mm, kret modül yüksekliği 2 mm, kret çapı 4.1 mm olan tasarımıdır. Uzunluk; 7 ile 20 mm arasında değişmekle birlikte, en sık kullanılan boy aralığı 10 mm - 16 mm'dir.

Solid vidalı tasarım, ince kansellöz kemiğin yanı sıra yoğun kortikal kemikte de, implant yuvasının hazırlanmasına ve implantın yerleştirilmesine izin verir. Bu tasarıma sahip bir implant, eğer istendiği gibi yerleştirilemediyse cerrahi esnasında kolaylıkla hazırlanmış yuvadan uzaklaştırılabilir. Künt apeksli olması nedeniyle

mandibulanın inferior sınırında, sinüste ya da burun tabanında perforasyon olsa bile belirgin bir komplikasyona yol açmaz. Solid vida yüzeyi, plazma sprey titanyum ya da HA ile kaplanarak fonksiyonel yüzey alanı artırılabilir. Bu sayede kemik içerisinde mikrokilitlenmeler meydana gelir ve/veya yüzey kaplamanın biyokimyasal avantajlarından yararlanılabilir.

Limitli anatomik durumlarda ya da cerrahi komplikasyon durumlarında kullanılabilmesi amacıyla daha küçük ya da daha geniş çaplı implantlar üretilmiştir. Solid vidalı implantlar; eğer açılanması ya da kristal kemik seviyesi uzun dönem protetik başarı için yeterli değilse ikinci aşama cerrahi sırasında bile kolayca uzaklaştırılabilir.

Yivli(vidalı) implant gövdesinin fonksiyonel yüzey alanı, silindirik implanttan en az %30 daha fazladır ve bu yüzey alanı yivin geometrik şekline bağlı olarak %500'e kadar artabilir. Fonksiyonel yüzey alanındaki bu artış, kemik-implant arayüzüne gelen stresleri azaltır. Bu azalma miktarı da yivin geometrisine göre değişir.

Silindirik implant sistemleri implant yerleştirmenin zor olduğu bölgelerde bile kullanılabilirler. Örneğin; maksilla posteriorda çok yumuşak D4 bir kemikte vidalı implantın yerleştirilebilmesi için ek enstrümana gerek duyulur. Aksi takdirde kemik çok yumuşak olduğundan hazırlanan implant kavitesi deforme olacak ve implantın primer stabilizasyonu bozulacaktır. Silindirik implantlar ise kemik içerisine elle sıkıştırılabildiğinden buna benzer durumlarda kullanılabilirler.

Ancak çoğu silindirik implant, kemikteki tutunmasının artması için, biyoaktif bir yüzeye ya da arttırılmış yüzey alanına gereksinim duyar. Aynı işlemlerin vidalı tip implant yüzeyine uygulanması durumunda ise düz silindirik implanta göre, vidalı tip implantta en az %30 daha fazla yüzey alanı artışı olmaktadır.

Kemik-implant arayüzündeki fonksiyonel yüzey alanının daha fazla oluşu, protez için daha iyi bir destek anlamına gelmektedir.

Ayrıca kaplanmış yüzeyi olan bir implantın çevresinde kemik rezorpsiyonu meydana gelmişse, smear tabakası bu pürüzlü yüzeye daha kolay tutunacaktır. Bu kontamine yüzey hemen uzaklaştırılarak dekontaminasyon gerçekleştirilmeli, böylece kemiğin tekrardan adaptasyonu sağlanmalıdır. Ancak silindirik implantlarda yüzey kaplaması uzaklaştırıldığında, kemik-implant arayüzünde kesme tipi kuvvetlere maruziyet artar ve böylece kemik kaybı ilerler. Vidalı implantlarda ise dekontaminasyonun ve kemiğin implanta yeniden adapte olmasının ardından, implant; sıkışma ve kesme tipi kuvvetleri kemiğe iletmeye devam eder. Bu nedenle, kemik kaybının cerrahi tedavisinin prognozu vidalı tip implantlarda dahi iyidir.

2.3.1.2. Kret Modülü

İmplant gövdesi ve protetik abutmenttan oluşan iki parçalı sistemde; protetik parçayı tutmak için tasarlanmış parça kret modülü olarak adlandırılmaktadır. Aynı zamanda implant gövdesi ile implantın transosteal bölümü arasında geçiş zonedir. Kret modülü bazı sistemlerde mukozayı da geçecek şekilde (transmukozal) tasarlanmıştır. Abutment bağlantı bölgesi sıklıkla aksiyal okluzal kuvvetlere fiziksel direnç gösterecek bir platform yapıya sahiptir. Antirostasyonel parçası genellikle platform üzerindedir ancak implant gövdesinin içerisine de uzamış olabilir. İmplant gövdesinin makroskopik dizaynı daha retantifken; kret modülü genellikle, kemik kaybı durumlarında plak retansiyonunun önüne geçmek için daha düz yapılıdır.

2.3.1.3. İmplant Boynu

İmplant boynu, HA ya da titanyum kaplanarak mikroskobik komponent eklenmiş implant gövdelerinde, kret modülünün superior yüzünde yer alır. HA kaplı yüzeyin dış ortama maruz kalmasını önlemek, potansiyel bakteriyel birikimi azaltmak için bir çözüm olabilir.

HA kaplı yüzeyin açığa çıkmasını önlemesinin yanısıra, implant boynunun diğer bir avantajı ise, stresin en yoğun olduğu bölge olan kret tepesinde biyomekanik destek sağlamasıdır. Bu nedenle implant boynunun yüksekliğinin 0,5-1 mm olması; biyolojik ve abutment bağlantısı avantajlarından yararlanmamızı, biyomekanik

dezavantajlarından da kaçınmamızı sağlar.

2.3.2. Jenerik Protetik Parça Terminolojisi

1992 de Misch ve Misch tarafından endosteal implantlar için geliştirilen jenerik dil(89), implantın yerleştirilmesinden, restorasyonun bitimine kadar olan sıralamaya paralel bir düzende sunulmuştur(Şekil 2.14). Bu terminoloji oluşturulurken, Amerika’da en sık kullanılan 5 implant sistemi referans alınmıştır(55, 58, 90, 91).

Endosteal implantların komponentleri ve bu komponentlerin görevleri(87)

- Birinci Etap Kapatma Vidası: 1.aşama cerrahisi sırasında yani implant gövdesinin kemik içerisine yerleştirilmesi sırasında, implantın üst kısmının içerisine yerleştirilen, iyileşme sürecinde, abutment bağlantısının gerçekleşeceği bölgenin kemik, yumuşak doku ve artıklarla kapanmasını önler.

- İkinci Etap Permukozal Uzatma ya da İyileşme Abutmenti: İyileşme sürecinin tamamlanmasının ardından, ikinci aşama cerrahisi ile implant üstü açılır ve bu transeptilyal parça yerleştirilir. Bu parça implantın üzerinden yumuşak dokuya uzanıp, implantın etrafında permukozal bir tıkama sağladığından ‘permukozal uzatma’ olarak isimlendirilir.

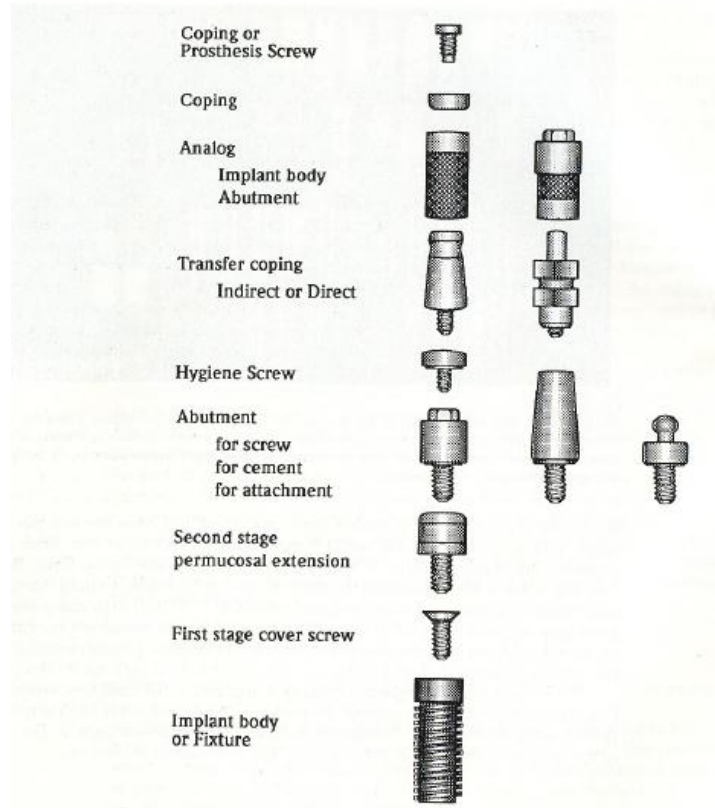
- Abutment: Protezi ya da üst yapıyı tutan ya da destekleyen implant parçasıdır. Üst yapı; abutment ile uyumlu, hareketli protezler için tutuculuk sağlayan ya da sabit protezler için kullanılan metal bir çerçeve olarak tanımlanabilir. Abutmentlar; vida tutuculu, siman tutuculu ve ataçman tutuculu olmak üzere 3 ana başlık altında toplanabilir.

- Hijyenik Kapatma Vidası: Bazı vida tutuculu abutmentların üzerine takılarak, protez yapım sürecinde abutmentin temiz kalmasını sağlayan parçadır.

- Abutment Transfer Koping: İmplantın ya da abutmentin dizaynını ve

pozisyonunu modele transfer edebilmek için gerekli olan ölçü parçasıdır. İndirekt ölçü parçası ve direkt ölçü parçası olmak üzere 2 tipi vardır.

- İmplant Analog: Ölçü transfer parçasına bağlanarak alçı model içerisinde kalan ve implantın özellikle abutment bağlanan kısmını taklit eden parçadır.
- Protetik Koping: İnce bir kapama parçasıdır. Vida tutuculu abutmentların üzerine takılarak, abutment ve protez ya da üst yapı arasında bağlantı sağlar.



Şekil 2.14. Endosteal implant terminolojisi

2.4. Dental İmplantolojide Kemik Fizyolojisi

Dinamik bir yapı olan insan iskeleti; osteoblast ve osteoklastların koordineli bir şekilde hareket etmesiyle sürekli yapım ve yıkım halindedir. Kemik yaşayan bir dokudur, vücut için yapısal destek sağlar ve kalsiyum metabolizmasından sorumludur(92).

Kemik matriksi ise; ileri derecede kompleks kollajen lifler, ve kalsiyum fosfat(%85), kalsiyum karbonat (%10) ve az miktarda kalsiyum florid ve magnezyum florid(%5) içeren mineral tuzlardan oluşur(93). Kemikteki mineral esas olarak HA formundadır. Kemik, mineral matrikse gömülü 'kollajen yapıda olmayan proteinler' (Bone Morphogenetic Protein-BMP ailesine ait) de ihtiva eder. Kemik sağlıklı yapısını idame ettirebilmek için, yeterli miktarlarda protein ve minerallere ihtiyaç duyar.

Kemik mineral densitesinin en yüksek olduğu dönem 30'lu yaşlar olup, kadınlarda ve beyaz ırkta bu döneme daha erken ulaşılır. Kadınlar yaşlandıkça kortikal kemiğin %35'ini, kansellöz kemiğin ise %50'sini kaybederler. Erkekler ise bu değerlerin sadece 2/3'ünü kaybeder(94).

Kemik yapısı ve metabolizmasını anlamak, osseointegrasyon sürecini değerlendirebilmek adına oldukça önemlidir.

Kemik metabolizması ve fizyolojisinden sorumlu; osteoblast, osteosit ve osteoklast olmak üzere 3 ana hücre vardır.

Osteoblastlar; kemikte 2 yerde bulunurlar(periosteal osteoblast, endosteal osteoblast). Periosteal osteoblast; periostun hemen altında yer alırken, endosteal osteoblastlar; kemik içerisindeki vasküler kanallarda yer alır. Matür osteoblastlar kemik matriks proteini üretiminden sorumludurlar. Osteoblastlar kemik matriksinin organik kısmını ürettikten sonra, ürettikleri matriks içerisinde gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar.

Osteositler; sayıca en fazla olan kemik hücresidir. Birbirleriyle ve kemikteki diğer hücrelerle kanaliküller içerisindeki dendritik uzantıları sayesinde iletişim kurarlar.

Osteoklastlar; kemik yıkımından sorumludur ve aktiviteleri paratiroid hormon tarafından kontrol edilir. Monositlerin birleşmesiyle oluşur ve histolojik kesitlerde multinükleer dev hücre şeklindedir. Mineralize kemik yüzeyi boyunca var olan sığ

çukurlarda(Howship Lakünaları) yerleşik olarak bulunurlar(95). Osteoklastlar aktif bir şekilde fagositoz yapmazlar. Hidrolitik enzimler aracılığıyla kemik rezorpsiyonunu başlatırlar.

Osteoprogenitör hücreler ise çok az diferansiye mezenşimal hücrelerdir. Osteoblast ve osteoklastlara dönüşme potansiyelleri vardır. Periostun iç yüzeyinde ve havers kanalları etrafında bulunan bu hücreler kemik gelişiminde ve dokuların iyileşmesinde aktif bir rol alırlar.

Günümüze kadar implant ile kemik arasında oluşabilecek 4 tip bağlantı mekanizması fikri ortaya atılmıştır.

- Çok iyi diferansiye fibroz doku aracılığıyla birleşim: Doğal dişlerde periodontal ligament aracılığı ile sağlanır. İmplantolojide de kemik implant arasındaki birleşimin idealde bu tür olması gerekir.

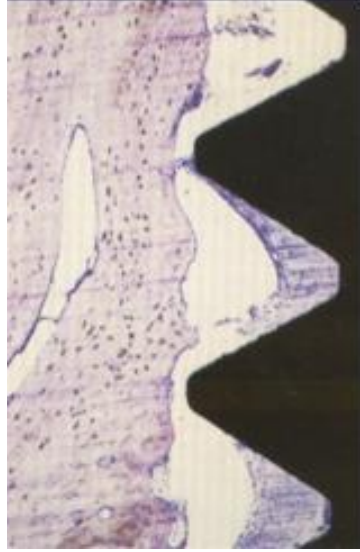
- İyi diferansiye fibröz doku aracılığıyla birleşim: Osseointegrasyon kavramı ortaya çıkmadan önce implant ile ilgili yapılan çalışmalarda fibröz bir doku aracılığıyla birleşim hedeflenmekteydi(Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Fibro-osseointegrasyon

- Yapay fiksatiflerin kullanımıyla sağlanan birleşim: Stresin dağılması ve diş-kemik arasındaki birleşim tipini taklit etmek üzere bir kemik simanı kullanılması fikridir. Bu söz konusu birleşim tipinin çiğneme sisteminin yüklerini taşımak için yeterli olmadığını ortaya koyar.

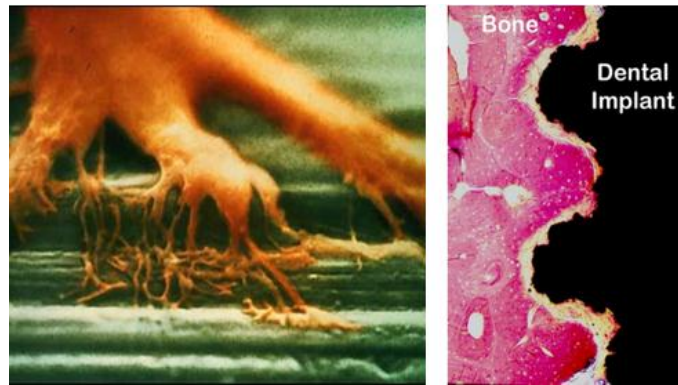
- Canlı kemik ile direk bağlantı: Osseointegrasyon (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Osseointegrasyon

2.5. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı Branemark ve ark. (1985) tarafından ‘canlı kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas’ olarak tanımlanmıştır(32). Yine aynı araştırmacılar tarafından, daha sonra bu tanımlama ‘canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı’ olacak şekilde değiştirilmiştir.



Şekil 2.17. Osseointegrasyonun histolojik kesitlerde görünümü

Amerikan İmplantolojik Dişhekimliği Akademisi ise 1986'da osseointegrasyon tanımını; "normal remodele kemik ve implant arasında kemik dışında herhangi bir doku oluşmaksızın elde edilen ve stresi taşıyarak, yükün implanttan kemik içerisine dağılmasını sağlayan implant-kemik kontağı" şeklinde yapmıştır(96).

Bu kavram ortaya çıktığında kemik ile saf titanyum arasındaki kimyasal bir bağlantı da kastedilmiş; ancak, ultrastrüktürel çalışmalar, osseointegrasyonda kimyasal bağlantının olmadığını, fibrotik dokular olmaksızın direkt kemik temasının olduğunu ortaya koymuştur.

Günümüzde saf titanyum implantlar ile kemik arasında ultrastrüktürel seviyede glikoproteinlerden oluşan bir amorf tabakanın varlığı kabul edilmektedir(97).

2.5.1. Osseointegrasyonun Mekanizması

Osseointegrasyonun mekanizması henüz tam olarak anlaşılamasa da iki hipotez ortaya atılmıştır.

Birincisi; implant yüzeyine bitişik amorf bir alanın ya da granüler tabakanın oluşmasıdır. Bu ilk hipotez, osteoprojenitör hücreler tarafından üretilen 1 µm kalınlığında, kalsifiye afibriler tabakadan oluşan granüler tabakayı açıklar. Bu tabaka kemik formasyonunda görülen inkremental çizgilere benzetilir ve yüksek oranda kalsiyum, fosfor ve sülfür içerir.

İkinci hipotez daha çok kabul görür. Mineralizasyon sonucu ortaya çıkan başlangıç kollajen matriks formasyonunu tanımlar(98).

İmplant kemiğe yerleştirildikten sonrası iyileşme süreci, primer kemik iyileşmesine benzer şekildedir.



Şekil 2.18. Osseointegrasyonun mekanizması

Başlangıçta fixture ile kemik arasında kan mevcuttur. Daha sonra kan pıhtısı şekillenir. Kan pıhtısına polimorfonükleer lökositler, lenfoid hücreler ve makrofajlar gibi fagositik hücreler yerleşirler. Fagositik aktivite 1. ve 3. günler arasında en yüksek haline ulaşır. Bu süre içerisinde fibroblastlar tarafından fibröz doku ve fagosit içeren prekallus formasyonu meydana gelir. Prekallus sıkı bağ dokusuna dönüşür ve mezenşimal hücreler osteoblast ve fibroblastlara farklılaşır. Bu yapıya ‘kallus’ denir. ‘Kallus’ fixture yüzeyinde oluşan osteoblastları içerir. Osteogenetik lifler kalsifikasyon potansiyeli olan osteoblastlar tarafından şekillendirilir. Daha sonra sıkı bağ dokusu, genelde fixture ile kemik arasında şekillenen fibrokartilaj kallusa şekillenir. Yeni kemik penetrasyonu ve yeni kemik matrisi, kemik kallusu olarak tanımlanır. Bu yeni kemik olgunlaşır, yoğunluğu ve sertliği artar. Bu aşamada protezler fixtura konumlandırılır ve stimülasyonlarla kemik remodelasyonu oluşur. Haversian kemiği kalsifiye olur, homojen ve yoğun bir hale gelir. Okluzal stresler kemik çevresindeki remodelasyonu stimüle ederler ve osseointegre fixtureları çiğneme fonksiyonlarına karşı dayanabilir kılar(99).

Başarılı bir osseointegrasyon sağlamak için anahtar faktörler vardır.

- Materyalin karakteri: Titanyum fixture kemik içerisine yerleştirilmeden önce, yüzeyi steril tutulmalı, metal vs. diğer maddeler ile temas etmemesine dikkat

edilmelidir.

- Fixture dizaynı: Fixture'un yivli yapısı nedeniyle yerleştirildiği kemik de mümkünse yivli olarak prepare edilir. Yivler fonksiyonel yüzey alanını artırır, böylece stres dağılımını sağlar. Kemik içerisinde oluşturulan yivler, implantın primer stabilizasyonunda önemli rol oynar. Eğer kemikteki yivler ile fixture arasındaki boşluk fazla olursa direkt kemik bağlantısı yerine arada fibröz doku proliferasyonu görülür. Bu nedenle implantın kemiğe doğru bir şekilde yerleştirilmesi, osseointegrasyon için önemlidir.

- Isının önlenmesi: Kemiğin canlılığını koruyabilmesi için, kemiğin preparasyonu sırasında oluşan ısı 43°C'yi geçmemelidir. 42°C aşıldığında alkalen fosfataz yıkımı başlar, ideali ise 39°C'den fazla ısı oluşturulmamasıdır. Isı oluşumunun önüne geçmek için yeterli miktarda irrigasyon altında atravmatik bir cerrahi teknik uygulanmalıdır. Kemiğin preparasyonu sırasında 400-600 rpm' lik hızda kontrollü olarak çalışılmalıdır.

- Osseointegrasyon dönemi: İmplantın, erken dönemde okluzal kuvvetler ve yüklemeler olmadan kemikte kalmasını sağlamaktır. Bu amaçla maksillaya yerleştirilen implantlar ilk 6 ay, mandibulaya yerleştirilenler ise 3 - 4 ay kuvvet almamalıdır. İyileşme sürecinde yüklerin eliminasyonu osseointegrasyonun başarısı için önemlidir. İki aşamalı cerrahi prosedürünün felsefesinin altında da bu yatmaktadır. Protez yapıldıktan sonra ise, kemik; üzerine gelen kuvvetler ile remodele olur.

Sonuç olarak; osseointegrasyon, biyouyumlu bir implant yüzeyi ile konağın yara iyileşme cevabı ve yaşayan kemik arasındaki etkileşimle oluşur. Bu etkileşimdeki herhangi bir bozukluk osseointegrasyon sürecini etkiler. Yani başarılı bir osseointegrasyon süreci için steril ve non-kontakt cerrahi prosedür ve iyileşme sürecinde aşırı kuvvetlerden kaçınmak gerekmektedir(100).

2.6. Tanı ve Tedavi Planlaması

İmplant uygulaması, eksik dişlerin tedavisinde sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir. Daha iyi estetik ve fonksiyonel sonuç elde edebilmek için, implant yerleştirilmeden önce tüm tedavi planlaması cerrah ve protez uzmanı tarafından yapılmalıdır.

İmplant yerleştirildikten sonra, biyolojik bütünlüğün sağlanması için 3-6 aylık bir iyileşme süreci beklenir. Bu iyileşme periyodunda inflamatuvar matriks yapısı, yerini henüz organize olmamış kemiğe bırakır.

İmplant yerleştirilmesi düşünülen bölgenin lokal olarak değerlendirilmesi ise iki safhadan oluşmaktadır. Bu değerlendirmede;

1. Klinik değerlendirme
2. Radyolojik değerlendirme

İmplant tedavisinin başarılı olabilmesi için klinik ve radyolojik değerlendirme mutlaka bir arada yapılmalıdır.

2.6.1. Klinik Değerlendirme

İmplant yerleştirilecek bölge klinik olarak 4 önemli faktör açısından değerlendirilmelidir.

- Peri-implant mukozanın durumu
- Kemiğin durumu
- Kemiğin tipi
- Kemiğin miktarı önem kazanmaktadır.

Aynı zamanda protetik durumlar da klinik olarak değerlendirilmelidir.

- Yükleme protokolleri
- İnterokluzal mesafe
- Üst yapının genişleyen formda yapılabilmesi
- Kantilever ihtiyacı olup olmadığı göz önünde tutulmalıdır.

Anteriorda ise estetik değerlendirme de önem kazanır.

- Gülme çizgisi
- Dudak desteği
- Mukozanın biyotipi
- İnterkanin mesafesi
- Bukkal koridorlar değerlendirilmelidir.

2.6.1.1. Periimplant Mukozanın Durumu

Mukoza tamamen sağlıklı olmalıdır. Mukoza lezyonları 3-4 hafta izleme periyoduna alınmalıdır. Tedavi edilmesi gereken oral lezyonlar şöyle sayılabilir. Krette hiperplazi, kandidiazis, protez stomatiti, herpetik stomatitis ya da aftöz stomatitis gibi durumlar varsa implant cerrahisinden önce tedavi edilmelidir.

Keratinize dişeti genişliği en az 5 mm, implant yerleştirilecek bölgedeki mukoza derinliği ise en az 3 mm olmalıdır. Mukoza elastikiyetini yitirmemiş olmalıdır(101).

2.6.1.2. Kemik Miktarı

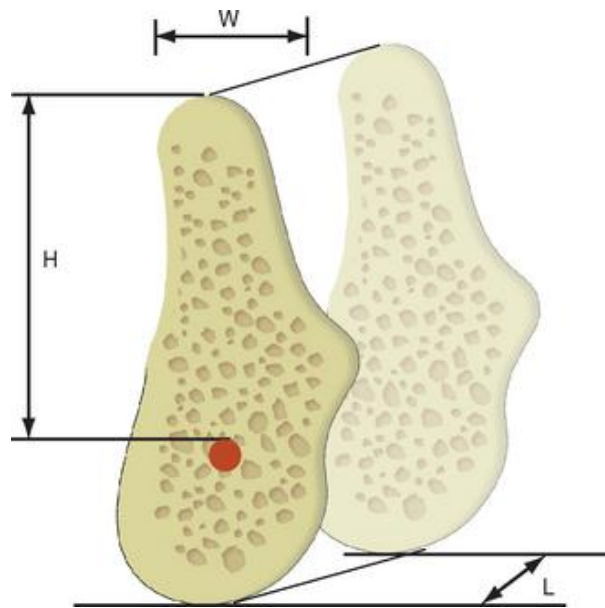
Kemik miktarı denildiğinde anlaşılması gereken kavramlar kemik kalınlığı, uzunluğu, yüksekliği ve açısıdır(Şekil 2.19).

Kemik kalınlığı (W); kemiğin bukkal ve lingual yüzeyi arasındaki mesafedir.

Kemik uzunluğu (L); komşu dişler veya implantlar arasındaki mesiodistal mesafedir.

Kemiğin yüksekliği (H); implant yerleştirilecek bölgeye göre değişmekle beraber; maksiller anteriorda burun tabanı ile dişsiz alveol kretin tepe noktası, posteriorda ise maksiller sinus ile dişsiz alveol kretin tepe noktası arasındaki mesafedir. Mandibula posteriorda ise mandibuler kanal ve mental sinir ile dişsiz alveol kretin tepe noktası arasındaki mesafedir.

Kemik açısı; okluzyon kuvvetleri ile belirlenir ve arktaki dişlerin uzun eksenlerine paraleldir. İmplant uygulamalarında, bu değer üzerindeki açılardır okluzal kuvvetlere uyum sağlayamaz ve sonuç olarak implantın ömrü kısalmır.



Şekil 2.19. Kemik miktarı

2.6.1.3. Kemiğin Durumu

Kemikteki patolojik bir durum, benign mukoza ve kemik tümörlerinin birçok tipi implantın osseointegrasyonunu ve dolayısıyla da başarıyı olumsuz etkileyebilir.

2.6.1.4. Kemiğin Tipi

Diş çekimini takiben gelişen kemik rezorpsiyonu ile ilgili çok sayıda sınıflandırma yapılmıştır. Atwood, Fallschussel, Weiss ve Juddy, Kent(102), Lekholm ve Zarb(103), Misch ve Judy(104), Cawood ve Howell(105) rezorbe kemiği sınıflandıran araştırmacıların önde gelenleridir. Günümüzde en çok kabul gören kemik sınıflandırmaları; Lekholm ve Zarb'ın 1985 yılında yaptığı sınıflandırma(103); Cawood ve Howell'in 1988 yılında yaptığı sınıflandırma(105) ve Misch' in 1999 yılında yaptığı sınıflandırmadır(106).

Lekholm ve Zarb (1985) kemiği 2 grupta sınıflandırmıştır. İlk grupta çene kemiklerinin şekli, 2. grupta ise kemiğin kalitesi baz alınmaktadır(Şekil 2.20). Buna göre;

1. Grup (Kemik şekli)

A: Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Rezidüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Rezidüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik vardır.

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon vardır.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.

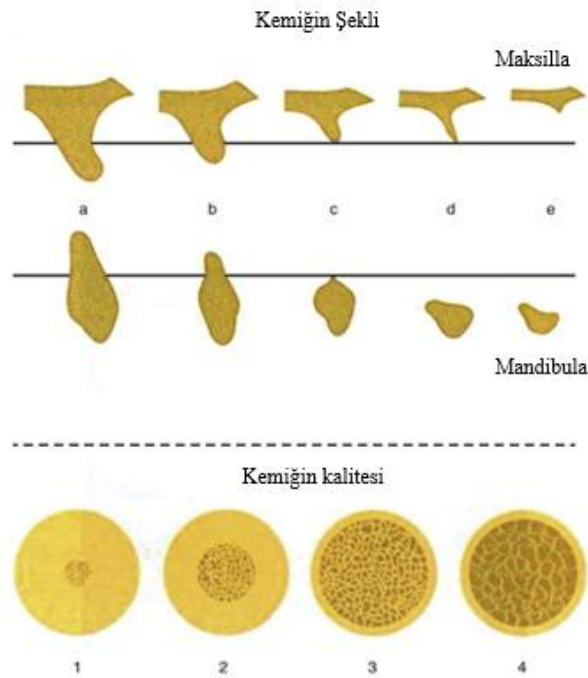
2. Grup (Kemik kalitesi)

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun kansellöz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun kansellöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta kansellöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 2.20. Leckholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması

Misch (1999) sınıflandırması(Şekil 2.21)(106);

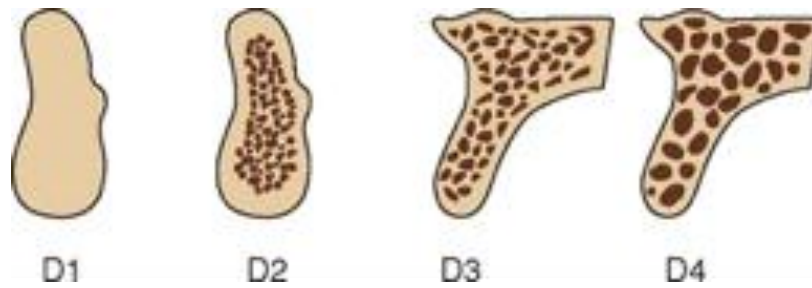
D1 kemik: Hemen hemen tamamı kortikal içerikli kemiktir. Mandibula anteriorda çoğunlukla bu kemik tipi mevcuttur. Kortikal yoğunluktan dolayı, yerleştirilen implantın primer stabilizasyonu iyidir, yüklemeye elverişlidir. Ancak bu tip kemiğin preparasyonu daha zordur. Bu nedenle drilleme ve implant yerleştirilmesi esnasında, oluşan ısının eliminasyonu ve kemik nekrozunun önlenmesi için soğutmaya daha fazla önem verilmelidir.

D2 kemik: Merkezi yoğun kansellöz kemikten oluşan ve bunun etrafını ince (Tip 3'e göre daha kalın) kortikal tabakanın çevrelediği kemiktir. İmplant yerleşimi için ideal ve uygun kemik yapısıdır.

D3 kemik: Merkezi yeterli dayanıklılıkta (Tip 2 'ye göre daha az yoğun) kansellöz kemikten oluşan ve bunun etrafını Tip 2'ye göre daha ince kortikal tabakanın çevrelediği kemiktir. D2 ve D3 kemiğin ayrımı histolojik perspektifte net olarak yapılamamakla birlikte, implant yerleşimi sırasındaki "drilleme rezistansı"na göre yapılır.

D4 kemik: Oldukça düşük yoğunluklu poröz kansellöz yapının üzerini çok ince kortikal tabakanın çevrelediği kemiktir. Bu tip kemiğe yerleştirilen implantlar, bölgenin anatomisine uygun olacak ve iyi primer stabilizasyon alacak şekilde mümkün olduğunca kalın seçilmelidir. İmplant osteotomisi sırasında "drilleme" yerine kemiğin sıkıştırılması esasına dayanan teknik (kapalı sinüs lift tekniği) uygulanmalıdır. Maksilla posterior da çoğunlukla D4 kemik yapısı mevcuttur. Özellikle uzun süreli dişsizliğe bağlı atrofide durum daha da dramatik hale gelmektedir.

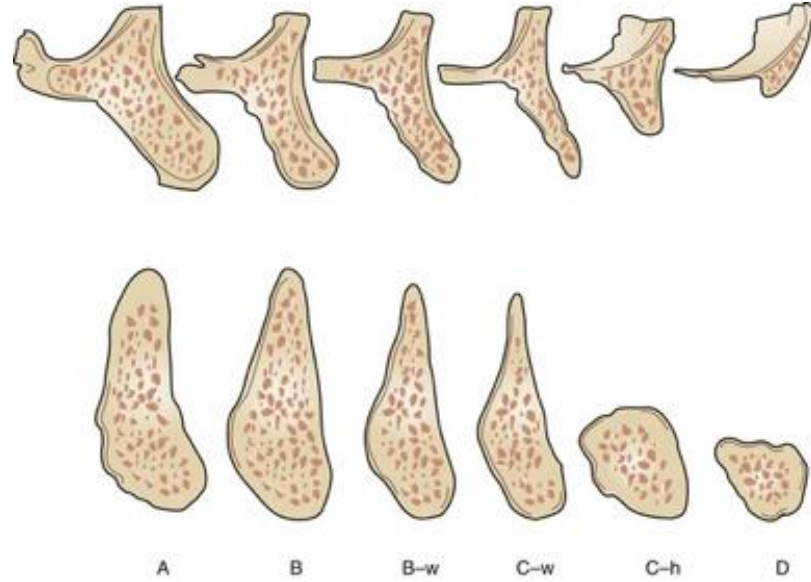
D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.



Şekil 2.21. Misch'in kemik sınıflandırması

D1, D2, D3, D4 kemik sınıflaması Carl Misch tarafından kemiğin implant yerleşimi sırasındaki drilleme direncine göre yapılmış bir yoğunluk sınıflamasıdır. Leckholm ve Zarb'ın yaptığı (Tip 1, Tip 2, Tip 3, Tip 4) sınıflama ile birbirine paralel ve benzerdir. Yalnızca Leckholm ve Zarb'ın sınıflandırmasında hacim ve kalite iki ayrı grupta değerlendirilmektedir.

Misch ve Judy alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre A, B, C ve D olarak sınıflamıştır(104). Bu sınıflamada 'h' yetersiz yüksekliği, 'w' ise yetersiz genişliği temsil etmektedir(Şekil 2.22).



Şekil 2.22. Misich ve Judy'nin kemik sınıflandırması

Cawood ve Howell'in 1988 yılında maksilla ve mandibula rezorpsiyon sınıflandırması ise günümüzde halen kullanılmaktadır(Şekil 2.23)(105).

Sınıf I: Dişli kret

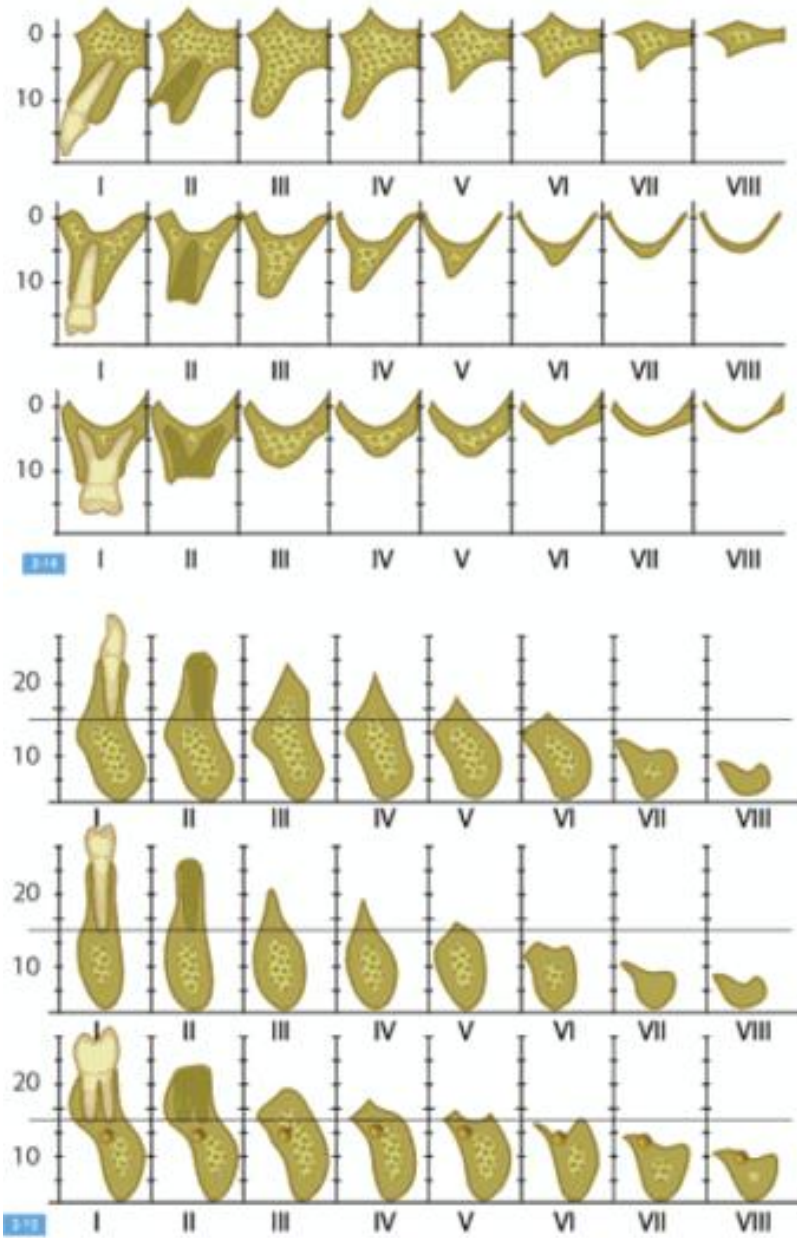
Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz olan bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret



Şekil 2.23. Cawood ve Howell'in kemik sınıflandırması

2.6.2. Radyolojik Değerlendirme

İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesinin cerrahiden önce bilinmesi önemlidir. Cerrahi öncesi radyografik incelemede yapılacak yanlış bir değerlendirme sonucunda; nörovasküler yapıların zarar görmesi, maksiller sinüsün perforasyonu gibi komplikasyonlar oluşabilir; bu da implantın başarısızlığı ile sonuçlanabilir. Bu nedenle cerrahi girişim öncesinde implant yerleştirilecek bölgenin kemik doku niteliği, trabekülasyonu, boyutları, anatomik oluşumlarla olan ilişkisi ve

çevre yumuşak dokuları incelenmelidir(107).

İmplantlarda; mobilite, radyografilerde periimplant radyolusensi ve kemik kaybı, enfeksiyon, parestezi gibi başarısızlıkların önlenmesinde ve başarılı implant tedavisinde en önemli faktör doğru endikasyondur(108).

Radyolojik değerlendirme; doğru endikasyon konulmasında önemli faktörlerden biridir. Radyografik görüntüler implant uygulanması düşünülen bölgedeki kemik miktarı, komşu anatomik yapıların lokalizasyonu hakkında ayrıntılı bilgi verir(107).

Bir implantın uzun süreli başarısı biyomekanik ve anatomik faktörlerle yakından ilişkilidir. Yapılan radyografik muayene sonucunda, uygulanacak implantın sayısı, çapı, yeri ve açısı saptanır. Dental implant uygulamalarında; periapikal, okluzal, panoramik ve lateral sefalometrik incelemeler gibi konvansiyonel radyografiler ile bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme gibi ileri görüntüleme teknikleri kullanılabilir.

Kemik kalitesini radyografik olarak sınıflandırmak için tomografi görüntüsü esas alınarak yapılan 'Hounsfield Skalası' kullanılmaktadır.

Hounsfield Skalası

D1: >1250 Hounsfield Units (HU)

D2: 850 -1250 HU

D3: 350 – 850 HU

D4: 150 – 350 HU

D5: <150 HU

2.7. Rezidüel Kretin Rezorbsiyon Paterni

Diş çekimi sonrasında, çekim boşluğunda kemik depozisyonu olurken, kemiğin dış yüzeyinde rezorpsiyon meydana gelmeye başlar(33).

Maksiller protezlerde yük taşıyan yüzeyin, mandibuler protezlere göre daha fazla olması; rezorpsiyon paterninde mekanik faktörlerin önemli olduğu görüşünü destekler. Çiğneme esnasında protezler tarafından kemiğe iletilen yük, rezidüel kretlerin bütünlüğünü etkiler.

Rezorpsiyonu etkileyen faktörler 3'e ayrılır.

- Mekanik (protez kullanma süresi, uyku esnasında protez kullanımı, brüksizm, uygun olmayan protezler)
- Biyolojik (kemik kalitesi-osteoporöz, sistemik hastalıklar, beslenme, kan desteği)
- Anatomik (çekimden önceki kemik miktarı ve şekli)

Mekanik faktörler, bunların arasında en önemlisidir. Uzun yıllar protez kullanan hastalar, uyku esnasında protezlerini çıkarmama alışkanlığı edinirler. Bruksizm hikayesi olan hastalarda ya da protez tasarımı doğru olmayan hastalarda bu atrofi daha ciddi boyutlardadır.

Kadınlar dişlerini genellikle daha önce kaybederler ve bu nedenle erkeklere göre protez kullanma süreleri daha uzundur. Kemik densitesinde menapoza bağlı azalma görülür. İskeletsel olarak çene kemiklerinin hacmi erkeklere oranla daha küçük olduğundan, rezorbe olabilecek kemik hacmi daha azdır. Bu istenmeyen faktörlerin bir araya gelmesiyle, kadınlarda daha ciddi boyutlarda rezorbsiyon görülür(33).

Dişsiz kretlerdeki kemik değişiklikleri çeşitlilik gösterir. Bu çeşitlilik her bireyin anatomik özellikleriyle ilişkilidir ve bireyden bireye farklılık gösterir. İki

çenenin de benzer etkilendiği noktalar varken, maksilla ve mandibula arasında farklılıklar da gözlenir(33).

2.7.1. Genel Değişiklikler

Diş çekiminin hemen ardından yeterli genişliğe sahip kret, sonrasında sivri bir hal alır, ardından bazal kemik seviyesine kadar düzleşir ve bu noktadan sonra da konkav bir hal almaya başlar(33).

Cawood ve Howell, 1988 yılında 300 kafatası üzerinde kemik rezorpsiyonu ile ilgili yaptıkları çalışmanın sonucunda şu genellemeye varmışlardır:

“Bazal kemik şekil olarak fazla değişmez. Değişme varsa, bu; aşırı yük ya da uygun olmayan protez kullanımı sonucudur.

Alveolar kemik horizontal ve vertikal olarak rezorpsiyona uğrar.

Rezorpsiyon düzeni bölgeye göre değişir;

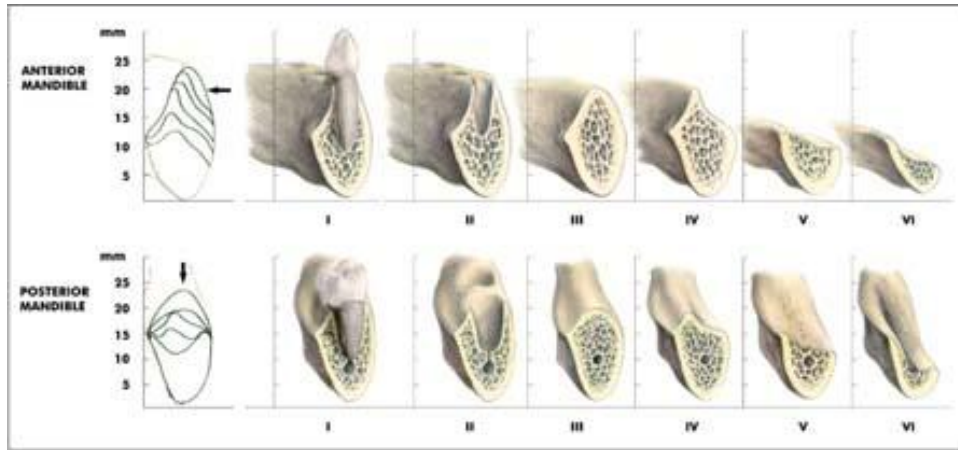
- Anterior mandibula: Kemik kaybı vertikal ve horizontal yönde
- Posterior mandibula: Kemik kaybı çoğunlukla vertikal yönde
- Anterior maksilla: Kemik kaybı vertikal ve horizontal yönde
- Posterior maksilla: Kemik kaybı vertikal ve horizontal yönde gelişir.

Rezorpsiyon miktarı, maksilla ya da mandibulada olmasına ve anterior ya da posterior bölgede olmasına göre değişir”(105).

2.7.2. Mandibuler Değişiklikler

Enlow ve ark. mandibulanın bölgesel rezorpsiyon farklılıklarının nedenlerini incelemişler ve şu sonuçları bulmuşlardır(109).

- Anterior vestibül kortikal kemiğin zayıf yapısı nedeniyle anterior krette düzleşme ve posteriora doğru gerileme görülür('rezorptif zone').
- Anterior lingual kortikal kemiğin dayanıklılığı('non-rezorptif zone') ve genial tüberküllerin('non-rezorptif zone') posteriora doğru belirginleşmesi 'paralingual shelf' oluşmasına neden olur.
- 2 'non-rezorptif zone' (mylohyoid ridge ve linea obliqua eksterna) arasında kalan dorsumun rezorptif doğası nedeniyle posterior krette konkavite meydana gelir.



Şekil 2.24. Mandibulanın rezorpsiyon paterni

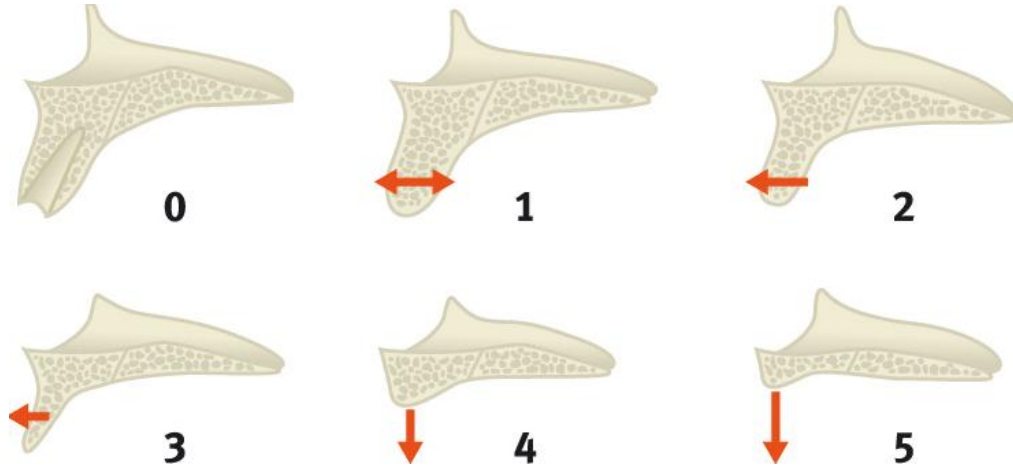
2.7.3. Maksiller Değişiklikler

Rezorpsiyon paterni ve oranı mandibuladan farklıdır. Anatomik yapıların özgünlüğü bu farklılıkta büyük role sahiptir. Bu anatomik farklılıkların başında damak gelir. Damakta protez temas alanı daha geniş olduğundan çiğneme kuvvetleri daha dengeli dağılır. Sonuç olarak kret daha dengeli rezorbe olur. En ilerlemiş rezorpsiyon vakalarında bile konkavite oluşmaz.

Anterior yükseklik daha iyi korunur. Posteriora ise mediale doğru rezorpsiyon daha belirgindir. Posterior maksiller genişlik azalır.

Anterior maksilla, posteriordan daha hızlı rezorbe olduğunda bu durum

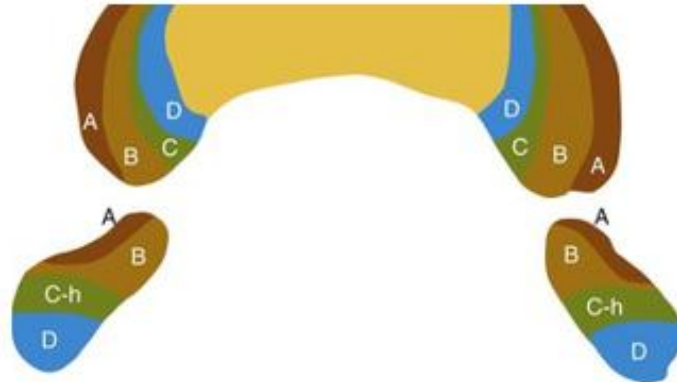
'kombinasyon sendromu' olarak adlandırılır. Doğal mandibuler anterior dişler ve protezin posterior desteğinin yetersiz oluşu bu fenomende rol oynar(33).



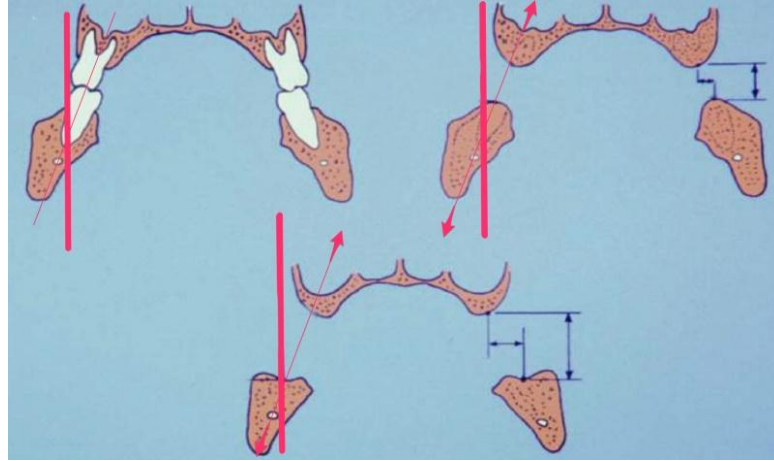
Şekil 2.25. Maksillanın rezorpsiyon paterni

2.7.4. İntermaksiller İlişkide Değişiklikler

Kret rezorpsiyonunun ilerleyen aşamalarında ters maksillomandibuler ilişki gelişmeye başlar. Maksilla posteriora doğru rezorbe olup, daha küçük görülürken; mandibula anteriora doğru rezorbe olur ve daha genişlemiş görülür(105).



Şekil 2.26. Maksilla ve mandibulanın rezorpsiyon paterni



Şekil 2.27. İntermaksiller ilişkide değişiklikler

İmplantın uygun bir şekilde yerleştirilebilmesi için öncelikli olan dişsiz bölgedeki mevcut kullanılabilir kemik miktarıdır. Bu kemiğin yetersiz olduğu durumlarda ileri cerrahi tedavi tekniklerine ihtiyaç vardır. İleri cerrahi yöntemlerle kemik yükseltilmesi sonrasında kemik içi implantların uygulanması konusunda farklı görüşler mevcuttur. Stellingma ve arkadaşları yapmış oldukları derlemede, ileri cerrahi tedavilerinin başarı oranını %88 ile %100 arasında göstermişlerdir (110). Buna karşın Perdijk ve arkadaşları, komplikasyon oranını %66 olarak belirtmişler ve alternatif tedavi olarak kısa implant uygulanmasını önermişlerdir(111).

2.8. Kısa İmplantlar

İmplant uzunluğu; implant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanır(112). Kısa implant tanımlaması, implant uzunluğu 8 mm ve daha az olan implantları içeren bir tanımlamadır. Bununla beraber birçok çalışma kısa implantları 6-10 mm uzunlukta olan implantlar olarak tanımlar(113-115).

Kemik-implant yüzey alanını artırılması amacıyla; implant uzunluğunun ve/veya implant çapının artırılması gerektiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır(116, 117). Ancak çenelerdeki anatomik sınırlamalar nedeniyle bu uzunluk ve çap artışı her zaman mümkün olmayabilir. Bu nedenle çenenin anatomik sınırlamaları, implant uzunluğunun belirlenmesinde etkili bir faktördür. Mandibulada inferior alveolar sinir ve mental foramen, maksillada ise sinüs varlığı uygun kemik miktarını belirler.

Geçmişte yapılmış olan çalışmalarda, uzun implantların daha fazla başarı gösterdiğine inanılsa da son yıllarda; gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı, araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir(32).

Misch özellikle anterior mandibulada uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açacak kadar kemikte ısınmanın olabileceğini göstermiştir(118). Bununla birlikte kısa implant kullanımının da başarısızlığa yol açtığına dair pek çok klinik çalışma vardır(119-121).

Misch; 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm yüksekliğindeki implantları kemik modellere yerleştirerek 50 N'luk lateral kuvvet uyguladığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasının sonucunda; implanta uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığını gözlemlemiştir. 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantların kuvveti dağıtmada yeterli olduğunu ve bütün implant modellerinde en yüksek stres değerlerinin implant uzunluğundan bağımsız olarak kret tepesinde ölçüldüğünü belirtmiştir(32).

Naert ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada, 10 mm'den daha kısa implantlarla, daha uzun implantları karşılaştırmışlar ve 10 mm'den kısa implantların ortalama başarısını %81,5; uzun implantların başarısını ise %97,2 olarak rapor etmişlerdir(122). Van Steenberghe ve arkadaşları ise benzer şekilde, 558 implant ile yaptıkları prospektif bir çalışmada, 10 mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığını rapor etmişlerdir(123).

Felice ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmanın sonucunda; kısa implant uygulamalarında, implant uzunluğundaki eksikliğin, implant çapının artırılması ile tolere edilebileceğini öne sürmüşlerdir(124)

Geng ve arkadaşları yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında; implant tedavisinin başarısında, implantın yerleştirildiği kemik kalitesi ve kortikal kemik temasının, implant uzunluğuna göre daha önemli bir faktör olabileceğini savunmuşlardır(125). Lee ve arkadaşları; kısa implant uygulamalarının daha düşük

başarı oranlarına sahip olmasının sebebinin, bu tip implantların kemik kalitesi ve hacminin en düşük olduğu posterior maksillada kullanılması olabileceğini öne sürmüşlerdir(112).

Kısa implantların uygun klinik durumlarda, uzun implantlar kadar başarılı fonksiyon gördükleri konusunda hipotezler mevcuttur. Yapılan bir çalışmada, 6-8 mm ve 10-16 mm uzunluğundaki implant gruplarının başarısı 2 yıl gözlemlenmiş; başarı oranları, 6 mm uzunluğundaki implantlar için %94,3; 8 mm uzunluğundaki implantlar için %99,3 ve 10 mm uzunluğundaki implantlar için %97,4 olarak rapor edilmiş ve kısa implantların başarılı olduğu sonucuna varılmıştır(126).

Kısa implantlarda peri-implantitis, implant kaybı açısından önemli bir risk faktörüdür. Bu durum, 8 mm ve daha kısa implantların boyun bölgesi etrafındaki 1 mm'lik kemik kaybının, kemik desteğinin %12,5 kaybı anlamına gelmesi ile açıklanabilir(127).

Kısa implant uygulamaları konusunda yapılan çalışmaların çoğu, özellikle tek diş restorasyonları olmak üzere genellikle sabit protetik restorasyonlar ile sınırlı kalmıştır. Son senelerde kısa implantların overdenture desteği olarak da kullanımına başlanmış ve bu konuda çalışmalar artmıştır(128-130).

2.9. Dental İmplantolojide Biyomateryaller

Greftler; alveoler kemik miktarının, dental implant yerleştirilmesi için yetersiz olduğu durumlarda yapısal ve fonksiyonel destek sağlamak için kullanılan materyallerdir. Travma, patoloji ya da geçirilmiş cerrahiler sonucunda oluşmuş kemik defektlerinde kemik rejenarasyonu(131) ve ogmentasyonu için çatı görevi görürler. Aynı zamanda çekim sahasındaki alveoler kretin genişliğini ve yüksekliğini korumak için de kullanılırlar.

Bu ogmentasyon materyalleri; kemik şekillendirme, yeniden şekillendirme ya da implant yerleştirilmesi planlanan ve rezorbsiyon meydana gelmiş alanlarda kemiğin iyileşmesine yardımcı olmak ya da kemik gelişimini stimüle etmek amacıyla

kullanılabilir(132).

2.9.1. Kemik Rejenerasyonunun ve Ogmentasyonunun Mekanizması

Kemik greftleme operasyonu sonrasında; kemik oluşumu, osteogenezis, osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon olmak üzere 3 farklı mekanizma ile gerçekleşir(133-136):

- Osteogenezis: Greft materyali içerisindeki hücrelerin, canlılıklarını devam ettirerek yeni kemik dokusu oluşturması anlamına gelir. Osteojenik hücreler, yumuşak dokuda kemik formasyonu sağlayabilir ya da kemik sahasında daha hızlı kemik iyileşmesini aktive edebilirler.

- Osteoindüksiyon: Grefte komşu mezenşimal hücreler, osteoblastlara dönüşerek kemik oluşumunu sağlarlar. Osteoindüktif greftler, kemik rejenerasyonunu arttırmada ya da normalde kemik dokusu olmayan bir alanda kemik oluşmasını sağlamada kullanılabilirler.

- Osteokondüksiyon: Greft materyali, yeni kemik oluşumu için fiziksel bir matriks ya da çatı görevi görür. Osteokondüktif greftler, var olan bir kemik dokusunun apozisyonuna ya da gelişimine yardımcı olurken, yumuşak dokulara yerleştirildiğinde kemik oluşturamazlar.

Tüm bu greft materyalleri, bu 3 kemik rejenerasyonu modelinden en az birini içerirler.

2.9.2. Kemik Greftleri ve Biyomateryaller

1. Kemik Kaynaklı Biyomateryaller

a. Otojen Greftler

i. İntraoral Otojen Greftler

- ii. Ekstraoral Otojen Greftler
- b. Allogreftler
- c. Ksenogreftler
 - i. Sığır Kaynaklı HA
 - ii. Mercan Kaynaklı HA
- 2. Kemik Kaynaklı olmayan Biyomateryaller
 - a. Alloplastlar
 - i. Biyoseramikler
 - ii. Biyoaktif Camlar
 - iii. Polimerler

2.9.2.1. Otojen Greftler

Endosseöz implantların yerleştirileceği bölgedeki, kemik yüksekliği ve genişliği yeterli değilse rekonstrüktif tedavi gereklidir(12, 137, 138). Kemik greftinin morfolojisi, seçilecek rekonstrüksiyon tekniğini belirler. Kemik defekti ne kadar büyükse, kemik uyarıcı tekniklere ihtiyaç o oranda önemlidir(6-8, 139).

Son yıllarda alveol kretlerdeki kemik defektlerinin tedavisi için farklı teknikler ve otojen greftler, allojen ya da alloplastik materyaller gibi farklı materyaller gelişmiştir. Otojen greftler, osteojenik potansiyelleri ve non-immünolojik yapıya sahip olmaları nedeniyle, günümüzde halen 'altın standart' olarak kabul edilirler. Allojenik(140, 141) ve alloplastik(142) materyallerin kullanımı, YKR'da umut vaat edici gözükse de(143), otojen kemik greftleriyle karşılaştırıldığında iyileşme süreci ve prognoz açısından bilgi eksikliği vardır(11). Otojen kemik

greftlerinin biyolojik ve non-immünolojik özelliklerinin yanısıra, mekanik(kortikal) ve osteojenik(kansellöz) özellikleri de bu greftleri allogreft, ksenogreft ya da alloplastik materyallere üstün kılar(9, 12, 13).

Literatürde pek çok donör saha tanımlanmıştır. Kranyum(parietal kemik)(144), tibia(7), kosta, maksiller tüberosite, palatal kemik, torus, zigomatik ark(51), iliak krest(9, 103, 145, 146) ve mandibuler greftler tanımlanan intraoral ve ekstraoral donör sahalar arasındadır. Bunlar arasında en az rezorpsiyonun mandibuler greftlerde gözlemlendiği görülmüştür(10). Bu donör sahalar; embriyolojik kökenlerine (intramembranöz kemikleşme, endokondral kemikleşme) göre, kemik tipine (kortikal ya da kansellöz) göre, yapısına (kalınlık, şekil, kurvatur), elde edilebilen kemik hacmine göre, rezorpsiyon oranı ve morbidite oranına göre farklılık gösterebilirler(147). İntraoral donör sahalar, ekstraoral donör sahalar ile karşılaştırıldığında, kolay ulaşılabilir olması, düşük maliyeti ve düşük morbidite oranı gibi avantajlara sahiptir.

Optimal donör saha; gereken kemik hacmi ve tipine bağlı olarak değişir. En geniş hacimli kemik grefti ‘posterior iliak krestten alınırken (~140 mL), bunu ikinci sırada anterior iliak krest izler (~70 mL). Tibiadan 20-40 mL, yükselen ramustan 5-10 mL, anterior mandibuladan 5 mL, tüberositeden 2mL’ye kadar kemik elde edilebilir. Kemik kazıyıcılarla, suction traplerle ya da ekzostozlardan ise değişen hacimlerde kemik grefti toplanabilir(132).

Patofizyolojik olarak, tüm otojen greftlerde (osseöz, gingiva ya da dental) benzer bir rejeneratif süreç görülür. Greftlemenin başarısı ise esas olarak revaskülarizasyonun miktarına bağlıdır. Yani greftin prognozu revaskülarizasyonun yoğunluğuyla belirlenir(148, 149).

Greft revaskülarizasyonu normalde cerrahiden sonra ilk birkaç saat içerisinde başlar(148). Osteoblastlar ve osteositler, sıvı ve besin desteğini difüzyonla sağlayarak 4 güne kadar canlılıklarını sürdürebilirler(150). İlk 3-4 gün içerisinde erken revaskülarizasyon sağlanabilirse bu süre daha da uzayabilir. İliak krestten alınan greft, kansellöz içeriğinin fazla oluşu nedeniyle rejenerasyon açısından en

iyisidir(146, 149, 151). Ancak densitesinin düşük oluşu nedeniyle osseointegrasyon açısından zayıftır. Mandibuler greftlerin ise yüksek kortikal içerikleri nedeniyle revaskülarizasyon ve buna bağlı da rejenerasyon kapasiteleri düşüktür. Optimal osseointegrasyon için mandibuler greftlerin kemik kalitesinin ve densitesinin mükemmel olduğu düşünülse de, revaskülarizasyonun ve rejenerasyonun zayıf oluşu osseointegrasyonu kötü etkiler(152).

Greftin revaskülarizasyonu yalnızca donör sahanın kalitesine bağlı değildir, aynı zamanda alıcı sahanın da rejeneratif kapasitesine bağlıdır(150). Bu nedenle mandibuler blok greftlerde; daha iyi sonuçlar elde edebilmek için greft rejenerasyonunu ve revaskülarizasyonunu geliştirmek ve kortikal greftlerin rejeneratif kapasitesini arttırmak bir çözüm olabilir(153).

Otojen greftler, 3 farklı mekanizmayla kemik rejenerasyonu sağlarlar: Yaşayan osteoblastlarla osteogenezis, osteokondüksiyon ve osteoindüksiyon. Greft kaynağına ve kemik kalitesine göre iyileşme modeli değişir. Kansellöz greftlerde, osteojenik hücreler sayıca fazla olduğundan kemik rejenerasyonu osteogenezis ile olur. Kortikal kemik içeriği fazla olan mandibuler greftlerde ise sınırlı sayıda osteoprodüktif hücre olması nedeniyle, cerrahiden sonra canlılığını devam ettirebilen osteoblastlar sadece %10-15 oranında osteogenezis gerçekleştirebilir. Bu tarz greftlerde esas rejenerasyon modeli osteokondüksiyondur ve iyileşme sürecinin %50'sinin fazlasından sorumludur(152, 153). Osteokondüksiyonun başarısı, alıcı sahayla yakın temasta olan serbest greft yüzeyine bağlıdır. Tek parça blok greftler, sınırlı yüzey alanına sahipken, aynı greft küçük partiküller halinde kullanıldığında yüzey alanı artacağından rejenerasyon potansiyeli ve yeni kemik formasyonu artar(153).

Mandibuler Ramus

Mandibuler ramus ya da simfizisten önemli miktarda kemik grefti elde edilebilir. Bu mandibuler greftler, implant yerleştirilmesi öncesinde alveoler defektlerin onarımında oldukça başarılıdırlar. Mandibuler kortikal kemik greft, implant yerleştirilebilmesi için, kısa süreli iyileşme periyodunda yüksek yoğunlukta

kemik kazanımı sağlar(154). Alıcı ve donör sahanın birbirine yakın oluşu, cerrahi ve anestezi süresini kısaltır ve greft alımına bağlı ortaya çıkan morbidite ve rahatsızlığı azaltır(9, 155). Bunların yanı sıra operasyon, intravenöz sedasyon ya da lokal anestezi altında gerçekleştirilebilir.

Ramus %100 kortikal yapıda, maksilla ve mandibulada, horizontal ve vertikal ridge ogmentasyonu için kullanılabilir. Ramus kemik grefti ile atrofik çene kemiğinde, vertikal ve horizontal yönde 3-4 mm'lik ogmentasyon yapılabilir. 2-4,5 mm kalınlığında ortalama 3-4 diş mesafesi uzunluğunda bir dişsiz alan ogmente edilebilir. Simfizis ve diğer intraoral donör sahalarla karşılaştırıldığında, ramustan elde edilen kemik grefti yaklaşık 2 katı kadar yüzey alanına ve hacme sahiptir. Donör saha ile alıcı sahanın yakın olması avantajının yanısıra, inferior alveoler ve lingual sinire hasar verme riski, hematoma, enfeksiyon, fraktür riski gibi dezavantajları vardır. Ayrıca greft sahasında gömülü bir 3.molar diş varlığında dikkat edilmesi gerekmektedir(147, 156). Daha fazla grefte ihtiyaç duyuluyorsa bilateral olarak da alınabilir.

Yükselen ramustan alınan kemik grefti, implant öncesi ogmentasyon(138, 155, 157), sinüs greftleme(158, 159), fasiyal ogmentasyon(160, 161), ortognatik cerrahi(162) ve tümör rezeksiyonu sonrası immedat rekonstrüksiyon(163) için kullanılabilir.

Mandibuler Simfizis

Simfizis esas olarak kortikal kemik sağlar ve diğer intraoral donör sahalarla karşılaştırıldığında yüksek miktarda kansellöz kemik de elde edilebilir. Orta hattan yaklaşık 1,5 x 6 cm boyutlarında kortikokansellöz blok greft alınabilir. Bu blok greft, horizontal ve vertikal ridge ogmentasyonunda ya da ortognatik cerrahi esnasında oluşan boşlukları doldurmak için kullanılabilir. Simfizisten elde edilen kansellöz kemik grefti ise sinüs lift prosedürlerinde kullanılabilir. Ramus ile karşılaştırıldığında düşük morbidite oranı; diğer intraoral donör sahalarla karşılaştırıldığında fazla miktarda kansellöz kemik elde edilebilmesi gibi avantajlarının yanı sıra; mandibuler

anterior dişlerde his bozukluğu ve periapikal defekt, alt dudak ve çene ucunda duyu bozukluğu, çene ucu kontüründe bozulma gibi dezavantajları vardır (164).

Greft materyali seçimi çoğunlukla; kansellöz içeriğinin yoğunluğuna bakılarak ya da blok formunun yapısal destek sağlayabilirliğine bakılarak yapılır(165).

Kortikal membranöz greftler, yüksek kansellöz içerikleri nedeniyle endokondral greftlerden daha hızlı revaskülarize olurlar ve endokondral greftlere göre daha az rezorbe olurlar(155, 166, 167). Bu da kortikal içeriği yüksek olan simfizis blok greftin, iliumdan alınan blok grefte göre daha hızlı iyileşmesini ve daha az hacim kaybını açıklar. Ayrıca mandibuler simfizisten alınan greftin diğer maksillofasial bölgelere olan biyokimyasal benzerliği de bu üstünlüğün sebeplerinden biridir(165). İliak ve simfizis greft arasında çok az fark olduğunu(168) ve iliak greftlerin daha az morbiditeye neden olduğunu(169) rapor eden çalışmalar olsa da, maksiller kemik greftlerinin ilium ve simfizisle karşılaştırıldığı histolojik bir çalışmada, simfizis greftler kullanıldığında daha kaliteli bir kemik elde edildiği öne sürülmüştür(170).

Mandibuler simfizisin, alıcı sahayla birbirine yakın komşuluğu avantajlarından biridir. Kutanöz skar elimine edilse de hastalar çene ucu deformasyonundan rahatsız olabilir. Bu deformasyonu önlemek için, donör sahaya dolgu materyali yerleştirilebilir ya da operasyon esnasında flep doğru bir şekilde kaldırılıp, operasyon sonunda dokular orjinal pozisyonlarına suture edilerek bu deformasyonunun önüne geçilebilir(132).

Çene ucu ya da mandibuler anterior dişlerde his kaybı meydana gelebilir. Ancak genellikle bu etki minimaldir ve zamanla düzelir. Mental sinir, greft alma prosedürü esnasında travmatize edilirse ya da insiziv sinirin bütünlüğü bozulursa bu tarz duyu değişiklikleri meydana gelebilir(170, 171). Doğru hasta seçimi ve doğru bir teknikle bu riskler minimize edilir.

Mandibuler anterior diş köklerinin çok uzun olduğu, greft alınması için mandibuler yükseklik ve genişliğin yeterli olmadığı, çok büyük vertikal kayıplarda veya ogmente edilecek genişlik 4 diştten daha uzun mesafeyi içerdiği durumlarda mandibuler simfizis greftler kontrendikedir. İntraoral yolla alınan kemik greftlerinde, daha az alıcı saha morbiditesi görülürken, iliak ya ta tibial kemik greftlerine göre çok düşük hacimlerde kemik elde edilir(132).

Greftleme prosedürünün başarısında, greft materyalinin özelliğinin yanı sıra greftin stabilizasyonu ve alıcı saha ile greft arasındaki temas daha önemli rol oynar(172, 173).

Maksiller Tüerosite

Maksiller tüerositeden, küçük defektlerde kullanılabilir kansellöz yapıda, sınırlı miktarda(1-3 mL) greft elde edilir. Elde edilen bu kansellöz yapıda greft; soket koruma, küçük sinüs lift prosedürlerinde kullanılabilir ya da küçük osteotomi boşlukları doldurulabilir. Greft alma prosedürü esnasında, maksiller sinüs perforasyonu sonucu oroantral ilişki gelişebilir, posterior süperior alveoler(PSA) ya da sfenopalatin arterde kanama meydana gelebilir, donör sahada keskin kenarlar bırakılırsa, bu keskin kenarların periosta zarar vermesi sonucunda periostitis gelişebilir. Ayrıca 50 yaşın üstündeki hastalarda tüerositenin yağ dokusu içeriği artacağından, içerdiği osteojenik hücre sayısı azalır(174, 175).

Tibia

Lokal anestezi ve intravenöz sedasyonla ya da genel anesteziyle tibiadan geniş miktarda kaliteli otojen kemik grefti elde edilir(176). 20-40 cm³ hacminde kansellöz ve partiküler grefte ihtiyaç duyulduğunda; tibia, iyi bir alternatiftir(177). Greftin içeriği ise; osteokompetent hücreler içeren tibial kortikal kemik, mineralize kansellöz kemikten oluşur(178).

Proksimal lateral tibial kemikten alınan otojen greftin avatajları(132);

- 20-40 cm³ hacminde sıkıştırılmamış kansellöz kemik alınabilir(kemik iliği boşluğundan).
- Klinik şartlarda lokal anestezi ve bilinçli sedasyonla gerçekleştirilebilecek basit bir prosedürdür.
- Toplam operasyon süresi ortalama 20-40 dk' dır.
- Kan kaybı minimaldir ve drenaj gerekmez.
- Postoperatif ağrı ve rahatsızlık minimaldir.
- İyileşme süreci sorunsuz, kutanöz skar ise belirsizdir.

İliak krestten daha az komplikasyon ve morbiditeye neden olduğunu söyleyen çalışmalar mevcuttur(179, 180). Tibial greftlerde komplikasyon oranı, %1.3-3.8 iken iliak greftlerde bu oran %8.6-9.2 lere çıkmıştır(181).

Blok kemiğe ihtiyaç duyulduğunda, diz yaralanması ya da geçirilmiş cerrahi hikayesi olan hastalarda, ileri derecede romatoid artrit ya da dejeneratif artrit ve metabolik kemik hastalığı olan hastalarda tibial kemik grefti kontrendikedir(132). Ayrıca genç ve büyümesi devam eden hastalarda büyüme merkezlerine zarar verilebilme riskinden dolayı tibia kemik grefti kullanılmaz. Mandibuler rekonstrüksiyon, sinüs lift, maksiller rekonstrüksiyon ve ortognatik cerrahi gibi çeşitli prosedürlerde kullanılabilir(182).

Fibula

Fibula yeterli dayanıklılık ve uzunlukta greft sağlar ve kolaylıkla alınabilir. Ancak yavaş iyileşmesi ve donör saha komplikasyonları gibi dezavantajlara sahiptir. Bacağın lateralinde yapılan ve intermuskuler septuma kadar uzanan uzun bir cilt

insizyonunun ardından fibular şaftın orta üçlüsünden greft alınır. Greft alımı esnasında peroneal sinir ve kaslar korunmalıdır. Diz ekleminin stabilitesi için önemli olan sindesmozise hasar riskini minimize etmek için distalde diz ekleminin 10 cm proksimalini geçmemelidir. Fibulanın orta üçlüsü osteotomize edilirken, greftte fraktüre sebep olabilecek osteotomlar yerine kemik testeresi kullanılmalıdır. Greft alımını takiben ödem ve rahatsızlığın azalması için birkaç gün bacağa sıkı bandaj yapılıp ve bacak eleve edilir.

Vaskülarize fibular greftler ise çok daha hızlı iyileşir ancak greftin alınması ve vasküler anastomozların sağlanması zordur(183).

Atrofik çenelerin rekonstrüksiyonunda, fibula grefti kullanılmasının; geniş hacimlerde ve vaskülarizasyonu iyi kemik elde edilebilmesi, greftin şekillendirilebilir olması gibi avantajlarının yanısıra, yeterli yükseklik elde edilemeyeceğinden istenmeyen kron/implant(K/İ) oranı gibi biyomekanik dezavantajları da bulunmaktadır(184).

Kosta

Kostadan alınan greftler; vaskülarizasyonu kötü ve biyomekanik olarak fibuladan daha zayıf greftlerdir(185).

Kosta greftleri, 1950'lerden itibaren maksillofasiyal rekonstrüktif cerrahide kullanılmaktadır. Literatürde tanımlanan teknikler birbiriyle benzer olmakla beraber, kostal kartilajı içerip içermemelerine (sıklıkla Temporomandibuler Eklem (TME) rekonstrüksiyonlarında) ya da greftin şekline göre farklıdır(186-188).

Maksillofasiyal rekonstrüktif cerrahide, iliak greftler yüksek başarı oranı ile sıklıkla kullanılmakla beraber kostal greftlerin de aynı oranda güvenilir ve başarılı (%92,6) olduğu rapor edilmiştir(187-192).

Kostal kemik greftleri tekniğin basit ve hızlı olması, kolay şekillendirilebilmesi, servikal insizyon gerektirmemesi, donör saha morbiditesinin

neredeysse hiç olmaması, başarılı estetik ve fonksiyonel sonuçları olması gibi avantajlara sahiptir(193). Fibula ile karşılaştırılınca daha az invaziv bir yaklaşım olması nedeniyle, postoperatif dönemde donör sahada ve alıcı sahada daha az ağrı görülür. Ayrıca operasyon süresinin daha kısa olması nedeniyle daha az morbidite oranına sahiptir(192).

Kalvaryum (Paryetal Kemik)

Kalvaryal kemik greftlerinin kullanımı ilk kez 1670'lerde rapor edilmiş ve 1980'lerde Tessier tarafından tanımlanan teknikle kraniyofasiyal deformitelerin düzeltiminde popüler hale gelmiştir(194, 195). Literatürde kalvaryal kemik greftlerinin mandibuler ve maksiller rekonstrüksiyon amacıyla kullanıldığı rapor edilmiştir(196-198).

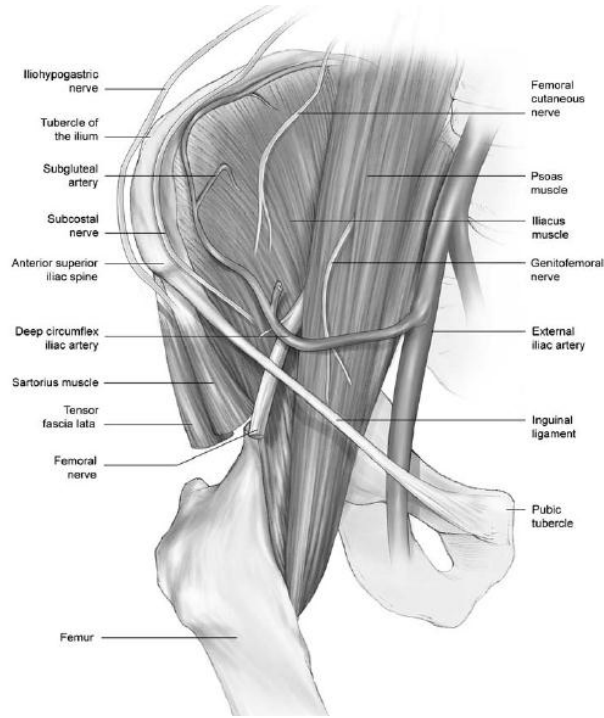
Kalvaryal kemik greftlerinin dış tabakası,kafatası kemiğinin en kalın olduğu bölge olan koronal sütünun posteriorunda parietal kemik bölgesinden alınır. Kalvaryal kemik greftleri, minimal donör saha morbiditesi, düşük komplikasyon ve rezorpsiyon oranı, ve skar dokusunun saçlı deri altında kalması gibi avantajlara sahiptir(199-202). Geometrisi ve konveksitesi nedeniyle çoğu maksillofasiyal rekonstrüksiyon prosedürü için uygundur. Kalvaryal kemik greftleri, kortikal yapısı nedeniyle rijit olarak fikse edilebilir ve böylece başarılı bir revaskularizasyon ve osseointegrasyon sürecine izin verir. Donör saha ile alıcı sahanın yakın oluşu; ikinci bir uzak cerrahi saha gerekliliğini ortadan kaldırır ancak greft alımı ve alıcı saha hazırlığının simultane olarak yapılmasının önüne geçer. Postoperatif komplikasyonlar nadirdir ve iyileşmesi diğer donör sahalara kıyasla daha ağrısızdır. İntraserebral hematom, subaraknoid hemoraji, serebrospinal sıvı sızıntısı gibi komplikasyonları nedeniyle geniş hacimlerde greft gerektiğinde kullanımları kısıtlıdır(203). Greft alınırken sagittal sinüse zarar verme riski nedeniyle orta hattan uzak kalınmalıdır(202).

Anterior İliak Krest

Anterior iliak krest, anterior iliak spina(AIS) ile AIS'in 6 cm posteriorunda bulunan iliak tüberkül arasında yer alır. Kansellöz kemiğin çoğu AIS ile iliak

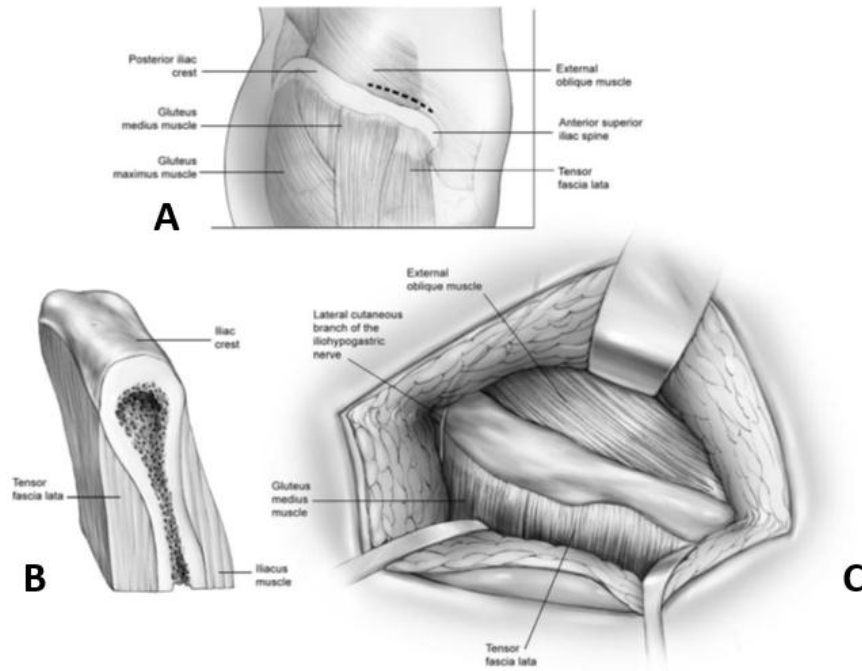
tüberkül arasındaki bu bölgeden alınır. Kabaca bir hesapla; her 1 cm defekt için 10 cc greft yeterlidir. 5 cm'lik bir defekt, tek taraflı anterior iliak krestten alınan greftle etkili bir şekilde rekonstrükte edilebilir(204, 205). Anterior iliak krest; diğer otojen donör sahalarla karşılaştırıldığında en yüksek osteojenik hücre konsantrasyonuna sahiptir. 50 mL'ye kadar sıkıştırılmamış partiküler kansellöz kemik ya da 2 x 6 cm (ortalama 13,5 cm³) hacminde kortikokansellöz blok kemik grefti elde edilebilir. Yürüme bozukluğu, sakroiliak eklemden instabilite, enfeksiyon, kan kaybı, Lateral Femoral Kutanoz sinir(LFCN) hasarına bağlı ağrılı nöropati, peritoneal perforasyon, adinamik ileus, hematom, üreter hasarı ve pelvik fraktür riski; anterior iliak krestten greft alınımına bağlı görülen komplikasyonlar arasındadır(164, 206).

M. Oblikus eksternus abdominis; AIS'e medialden, tensor fascia lata ise lateralden yapışır. Tensor fascia lata anterior iliak krestten başlar, laterale doğru genişler ve aşağıda kalça ve diz eklemlerine yapıştıktan sonra tibianın lateralinde son bulur. Tensor fascia lata, post-operatif yürüme bozukluğuyla ilişkili en önemli anatomik oluşumdur ve bu nedenle post-operatif ağrı ve yürüme bozukluğundan kaçınmak için iliak krestin medial yüzünde sınırlı disseksiyon yapılmalıdır. Anterior iliak krestin inferiorunda yer alan, M. Gluteus maksimus ve minimus, lateral kortekse yapışır. M. İliacus, iliak krestin medialine yapışır ve disseksiyon sırasında kaldırılır. İnguinal ligament anterior superior iliak spinaya(ASIS) yapıştıktan sonra pubik tüberkülün üzerinde son bulur. M. Sartorius, anterior inferior iliak spinaya yapışır ve tibianın medial yüzünde son bulur. Disseksiyon sırasında bu iki yapı ile de karşılaşılmalıdır(204).



Şekil 2.28. Anterior iliak krestin anterior görünümü ve ilişkili anatomik yapılar(204)

İliak krest bölgesinde birkaç duyuşal kutanöz sinirle karşılaşılabılır, bu sinirlerin hepsi pelvisi superior-medial ya da inferior-lateral yönde çaprazlar. En sık etkilenen sinir n. iliohypogastricus'un (L1, L2) lateral kutanöz dalıdır ve iliak tüberkülün üzerinden geçer(207). Subkostal sinirin (T12, L1) lateral kutanöz dalı ASIS'in uç noktasından geçer ve n.iliohypogastricusun hafif anteriorunda yer alır. LFCN, ilgili alandaki en aşağıda seyreden sinir olup, m.psoas majör ve m.iliclus arasında mediale ilerler, inguinal ligamentin derininde tensor fascia latayı perfore eder ve kalçanın lateralinin üzerindeki cildi innerve eder. Popülasyonun %2,5' inde, LFCN; ASIS'in 1 cm içerisinde seyrederek disseksiyon aşağı doğru fazla genişletilirse yanlışlıkla kesilebilir. Bu sinir hasar gördüğünde, kalçanın lateralinde kalıcı disestezi ya da anesteziyle seyreden 'Meraljia Parestetika' denen durum meydana gelir(204, 205).



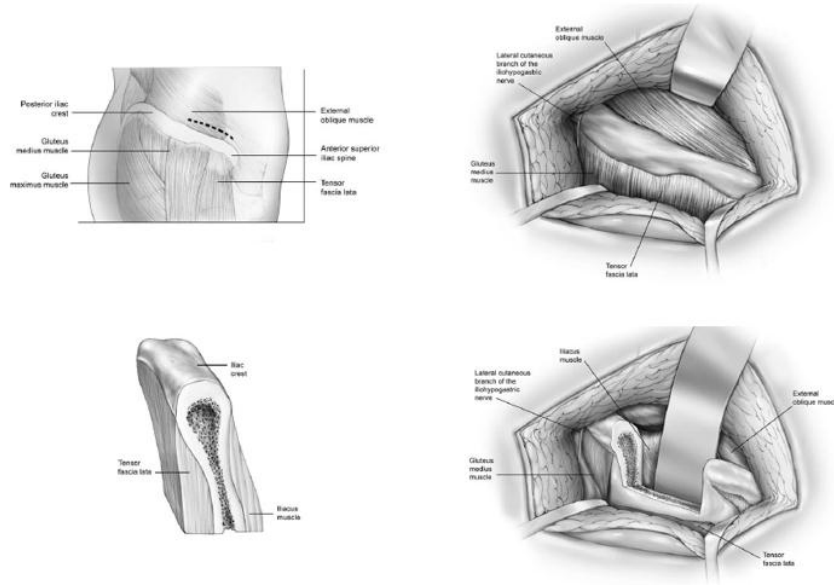
Şekil 2.29. Anterior iliak krest; **A)** İnsizyon hattı; **B)** Greft sahası; **C)** medial ve lateraldeki kas ataçmanları(204)

AIS'in kan desteği, iliumun medialinde yer alan derin sirkumfleks arter ve venden sağlanır. Gluteal arter AIS'ten greft alma esnasında kanamaya en sık neden olan arterdir.

Cerrahi Teknik

AIS'in üzerindeki cilt, postoperatif skarın lateralde kalması ve bu dönemde giysilerin yara yerini travmatize etmesinden kaçınabilmek amacıyla mediale retrakte edilerek insizyon yapılır. İliak tüberkülün 1-2 cm posteriorunda, ASIS'in 1 cm posteriorunda olacak şekilde anterior iliak krest boyunca 4 - 6 cm uzunluğunda oblik insizyon yapılır(208). Böylece iliohipogastrik ve subkostal sinirlerin superior seyrinden ve LFCN'ün inferiomedial seyrinden kaçınılmış olunur. Cilt, ciltaltı dokular ve scarpa fasyası sırayla disseke edilir. Disseksiyon hattı lateralde tensor fascia lata ve medialde m.abdominus eksternus ve m.abdominus transversus arasında kalacak şekilde iliak krestin yoğun fibröz periostumuna ulaşılan kadar devam edilir. Post-operatif ağrı ve yürüme bozukluğu komplikasyonlarından kaçınabilmek için herhangi bir kas kesisi içermeyen bu hipovasküler disseksiyon hattı takip edilmelidir.

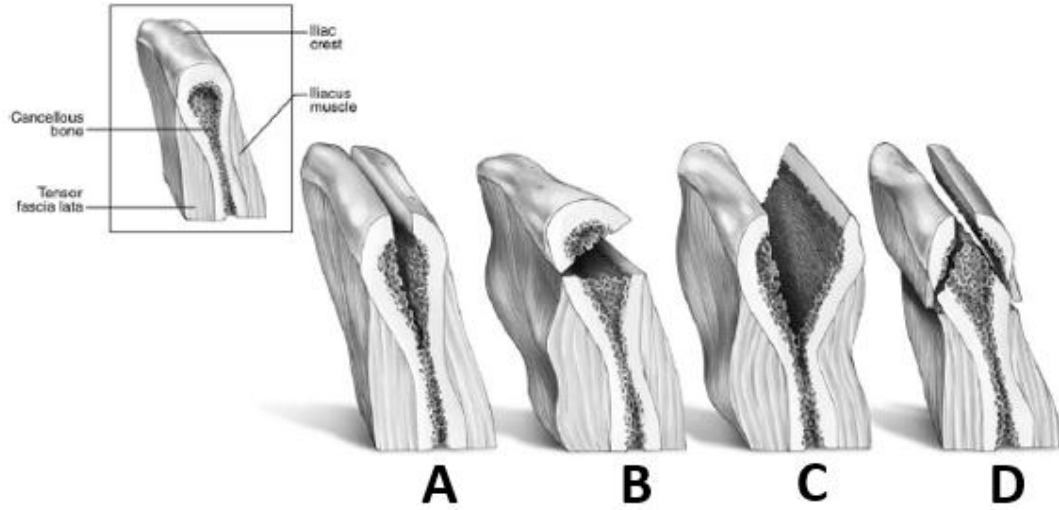
İliak kreste ulaşıldığında periostta insizyon yapılır ve m.iliacus disseke edilerek mediale doğru retrakte edilir ve medial iliak kreste ulaşılır. Bu musculo-periosteal tabaka greft alma işlemi sırasında intraabdominal içeriğin korunmasını sağlar. İliak kreste lateral yaklaşımla intraabdominal yaralanma riski azaltılmış olsa da, tensor fascia lata ve m.gluteus medius'un eleve edilmesi gerektiğinden postoperatif ağrı ve yürüme bozukluğunda belirgin artış görülür(169, 204, 208, 209).



Şekil 2.30. Anterior iliak kreste lateral yaklaşım(204)

İliak krest açığa çıktıktan sonra greft alınması için farklı teknikler uygulanabilir(Şekil 2.31). Tamamen kansellöz kemik grefti gerekliyse ‘Clamshell yaklaşım’ı kullanılabilir. Bu yaklaşımda midkrestal osteotomiyle medial ve lateral korteksler ayrılarak aradaki kansellöz kemiğe ulaşılır. Daha geniş hacimli kemiğe ihtiyaç varsa tam kalınlık kortikokansellöz blok greft alınabilir. ASIS ile iliak tüberkül arasında 4-6 cm uzunluğunda kemik elde edilebilir. AIS ve iliak tüberkülün fraktür riskini en aza indirmek için, AIS’in posteriorunda 1-2 cm kemik bırakılmalıdır. Greftin toplam derinliği 5 cm’e kadar ulaşabilir (anterior ve posterior kortikal kemik bu derinlikte birbiriyle birleşir). Daha sonra eğer gerekliyse kansellöz kemik kürete edilebilir. ‘Trap door yaklaşımı’nda medial ve lateral korteksteki kas ataçmanları kaldırılmadan kansellöz kemiğe ulaşılabilir. ‘Tschopp yaklaşımı’nda iliak krest oblik olarak osteomize edilir. ‘Tessier yaklaşımı’nda ise medial ve lateral

kortekse oblik kesiler yapılarak kansellöz kemiğe ulaşılır. Cerrahi yara yeri kapatılmadan önce hemostazın sağlandığından emin olunmalıdır. Kansellöz kemikteki kanama bonewax, mikrofibriler kollajen, jelatin sünger gibi hemostatik ajanlarla durdurulabilir ve dren yerleştirilebilir. İliak krestin üzerindeki periost, cilt altı dokular ve cilt sırasıyla suture edilir(204).



Şekil 2.31. A) Clamshell yaklaşımı; B) Tschopp yaklaşımı; C) Trap door yaklaşımı; D) Tessier yaklaşımı(204)

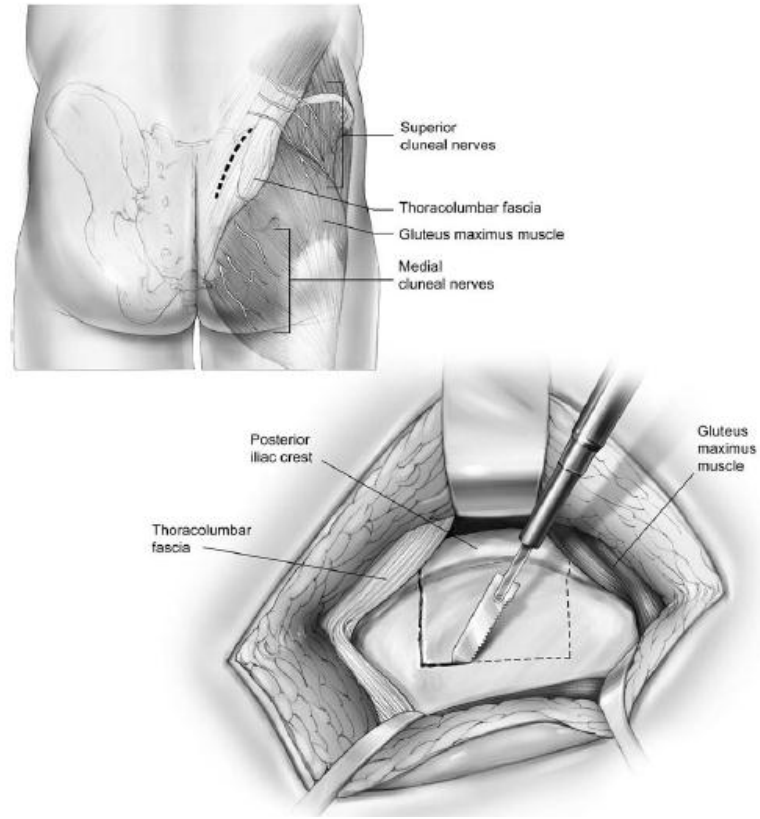
İliak krestten greft alma işlemi sonrasında meydana gelebilecek komplikasyonlar %0,7 ile %25 arasında rapor edilmiştir(204). Enfeksiyon, hematoma ya da seroma, yürüme bozukluğu, iliak krest fraktürü, intraabdominal perforasyon, ileus, sakroiliak instabilite, abdominal herni, kronik ağrı ve kozmetik kontur deformitesi görülen komplikasyonlardandır(169, 205, 210-214). Greft sahasında enfeksiyon (%1-2) drenaj ve antibiyotik tedavisi ile kontrol altına alınabilir. Hematom ve diğer sıvıların toplanması, anterior iliak krestte (%10) posterior iliak krestte göre daha sık rastlanılan bir durum olarak rapor edilmiştir. Yürüme bozukluğu, tensor fascia lata ve m.gluteus medius kasının aşırı sıyrılmasına bağlı olarak meydana gelir. İliak krest fraktürü ASIS ya da tüberkülün altındaki kansellöz kemiğin aşırı toplanmasına bağlı meydana gelir. Tedavisinde cerrahiye gerek yoktur, yatak istirahati ve yardım alarak yürüme yeterlidir. İleus postoperatif dönemde meydana gelebilir, tedavi gerektirmez ancak yakın takip gerektirir. İntraabdominal yaralanma, aşırı retraksiyona ya da uygun olmayan medial korumaya bağlı olarak

gelişir. Nadiren herni meydana gelebilir. Herni için risk faktörleri; tam kalınlık greftin anterioposterior olarak 4 cm'den daha uzun alınması, obezite ve kadın cinsiyet olarak sıralanabilir. Sakroiliak eklem posterior destabilizasyonu nedeniyle sakroiliak instabilite görülebilir. Hastalar belde ve pubik ramide birkaç ay boyunca ağrı tarif edebilir. Kronik ağrı ve sinir hasarı, greft alma esnasında farkedilmeyen sinir yaralanmalarına, kapama esnasındaki sıkışmalara ya da disseksiyon esnasında aşırı fibrozisin neden olduğu nöral kompresyona bağlı olarak gelişebilir. Kozmetik deformite özellikle zayıf hastalarda; greft, iliak krestin riminden alınırsa görülür. Superior-lateral rim intak bırakılıp, medial-superior korteksten greft alınırsa bu komplikasyonun önüne geçilebilir(204).

Posterior İliak Krest

Posterior iliak krestten alınan kemik grefti, non-vaskülarize greftler arasında en geniş kansellöz hacme sahiptir. Posterior iliak krestten 100 cc'ye kadar sıkıştırılmamış kemik elde edilebilir ve bu kemik greftiyle 10 cm'lik bir mandibuler defekt rekonstrükte edilebilir. Sakroiliak eklem komşuluğundaki m.gluteus maximusun sonlandığı yerin(triangular fossa) aşağısında yer alır. M.Gluteus medius ise m.gluteus maximusun sonlandığı yerin aşağısında posterior iliama yapışır.

Kutanöz duysal sinirlerle (superior ve middle kluneal sinir) greft alma prosedürü esnasında karşılaşılmaz. Superior kluneal sinir (L1-3) posterior iliak krestin superiorundaki lumbodorsal fasyayı delerek geçer ve kalçanın posteromedialinin üzerindeki cildi innerve eder. Medial kluneal sinir (S1-3) sakral foramenden çıkar ve lateralde seyrederek kalçanın medialinin üzerindeki cildi innerve eder. M.Gluteus maksimusun insersiyosu medial ve superior kluneal sinir arasında yer alır. Alt ekstremitelerin motor innervasyonunu sağlayan siyatik sinir ve siyatik düğüm, posterior iliak krestin 6-8 cm aşağısında yer alır ve rutin disseksiyon esnasında karşılaşılmamalıdır(204).



Şekil 2.32. Posterior iliak krest greft sahası(204)

Posterior iliak krestten, anterior iliak kreste göre; 2-2,5 kat daha fazla greft elde edilebilir. Daha az postoperatif morbidite, ağrı ve yürüme bozukluğu gibi avantajlarının yanı sıra, hastanın pozisyonlandırılması için ek intraoperatif süre (yaklaşık 2 saat), endotrekal tüpün yerdeğiştirme riski, greft alma ve greftleme prosedürlerinin aynı anda gerçekleştirilememesi gibi dezavantajlara sahiptir. Subgluteal arterde kanama, üretral hasar(hematüri) , abdominal gerginlik, ileus, herni görülen komplikasyonlar arasındadır. Kluneal sinir hasarıyla da karşılaşılabilir(206, 215-217).

İntraoral ve ekstraoral donör sahalardan elde edilen greftlerin şekli ve elde edilebilecek maksimum hacim miktarları Tablo 2.2' de özetlenmiştir (132, 153).

Tablo 2.2. Donör sahalardan elde edilen otojen kemik greftlerinin fiziksel özellikleri

	Donör saha	Greft tipi	Maksimum hacim (mL)
İntraoral	Yükselen ramus	Blok	5 - 10
	Simfizis	Blok ve/veya partiküler	5
	Maksiller tüberosite	Partiküler	2
	Diğer(Kemik kazıyıcıları, suction traplar)	Partiküler	değişen miktarlarda
Ekstraoral	Posterior iliak krest	Blok ve/veya partiküler	140
	Anterior iliak krest	Blok ve/veya partiküler	70
	Tibia	Partiküler	20 – 40
	Kalvaryum	Yoğun kortikal blok	40

2.9.2.2. Allogreftler

Allogreftler, kadavralardan ya da hastanın yaşayan akrabalarından elde edilirler. Kolay elde edilebilirliği, hastada ikinci bir donör sahaya ihtiyaç duyulmaması, azalmış operasyon süresi, daha az komplikasyon görülmesi gibi avantajlara sahiptir(134). Başka bir bireyden elde edilen allogreftler, antijenik özellikleri nedeniyle konakta immün cevap oluşturabilir; kadavralardan elde edilenler ise organ ya da diğer doku nakillerinde görüldüğü gibi direkt reddedilebilir(133, 134, 218).

En sık kullanılan allogreft formları; dondurulmuş, dondurulmuş-kurutulmuş, demineralize edilmiş-dondurulmuş-kurutulmuş ve irradiye edilmiş allogreftlerdir. Taze allogreftler en antijenik özelliğe sahipken, dondurulmuş ve dondurulmuş-kurutulmuş allogreftlerde antijenite belirgin ölçüde azalmıştır(219). Osteojenik olmadıklarından, kemik formasyonu daha uzun sürer ve bu da otojen greftlerle elde edilebilecek hacimden, daha az hacimde kemik elde edilmesine neden olur(134). Allogreftler; HIV geçiş riski nedeniyle endişelere neden olmuşsa da, uygun laboratuvar ortamında hazırlandığında, farkedilmeden HIV’li bireylerden alınmış

allogreftlerde bu risk 1:1,600,000 olarak rapor edilmiştir(220).

Dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri(FDBA) mineralize ya da demineralize (DFDBA) formlarda kullanılabilirler. Demineralizasyon sürecinin, greftin mineral fazını ortadan kaldırarak, altta yatan kemik kollajenini ve bazı büyüme faktörlerini (özellikle BMP) açığa çıkardığı ve böylece osteoindüktif kapasitesinin arttığı varsayılmaktadır(133, 221, 222). FDBA osteoindüksiyon ve osteokondüksiyonla kemik oluşumu sağlar(134). Mineralize olması sebebiyle DFDBA'dan daha hızlı kemikleşir. DFDBA kullanılarak yapılmış sinüs greftleme prosedüründe 6 ay sonra yoğun bağ dokusu görülürken, FDBA kullanıldığında, yeni kemik formasyonu görülmüştür(223). Bir çalışmada klinik ve histolojik bulgular, implant yerleştirilmeden önce alveoler kret greftlenecekse en tahmin edilebilir sonuçların; FDBA ile greftlenip, e-PTFE bariyer membran kullanıldığında elde edildiğini göstermiştir(224). Fenestrasyonların tamirinde, minör kret ogmentasyonlarında, taze çekim soketlerinde(dolgu materyali olarak), sinüs lift prosedürlerinde(greft materyali olarak), başarısız implant tedavisinde; FDBA, DFDBA'dan daha başarılıdır. DFDBA endikasyonu ise periodontal defekt tamirleriyle sınırlıdır(132).

İrradiye kansellöz kemik ise, otojen kemik greftlerine alternatif olarak kullanılmıştır. Bu allogreft, vertebradan elde edilmiş ve 2,5-3,8 Megarad radyasyon verilmiş kansellöz kemiktir. Bazı çalışmalar bu allogreftlerin, hızlı yer değiştirmesi ve kabul edilebilir oranlarda kemik formasyonu olması nedeniyle otojen greftlere en benzer allogreft olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca otojen greftlere göre daha ucuz ve daha az morbidite görülmesi avantajları arasındadır(225). Ancak literatürde, bu allogreftlerle ilgili yeterince bilimsel çalışma olmadığından kullanımları tavsiye edilmez.

2.9.2.3. Alloplastlar, Ksenogreftler ve Doku Mühendisliği Ürünleri

Kemik yerine geçen materyallerden en sık kullanılanları, 'seramik' materyallerdir. Bunlar; sığır kaynaklı greftler, kalsiyum fosfat sentetikleri (HA, TriCalsiyum Phosphate-TCP) ve kalsiyum karbonattır. Bu seramiklerin etki

mekanizması osteokondüksiyondur(134, 226). Yüzeyleri boyunca, yerlerini oluşturan yeni kemik dokusuna bırakırlar(218, 227).

Bu materyaller, kemik dokusu tamirinin ve gelişiminin hızlanmasında bir çatı fonksiyonu görerek, kemik defektlerini rekonstrükte etmek ve rezorbe alveoler kretleri ogmente etmek için kullanılırlar. Kemiğe benzer şekilde, sıkışma tipi kuvvetlere daha dirençliyken, gerilme tipi kuvvetler karşısında güçsüz kalmaktadırlar. Biyolojik yanıtları farklı olmasına rağmen, ogmentasyon prosedürlerinde tavsiye edilirler. Kullanılan diğer alloplast materyaller, polimerler ve biyoaktif camlardır.

Alloplastlar ve ksenogreftler çeşitli yapı, büyüklük ve şekillerde üretilmişlerdir. Porözitelerine göre; makroporöz, mikroporöz, kristalin ya da amorf olarak sınıflandırılabilirler. Alloplastlar aynı zamanda granüler ya da blok olabilirler. Başarılı bir tedavi, bu spesifik özellikleri dikkate alınarak, doğru seçilmiş bir alloplastik greft materyalinin kullanılmasıyla elde edilir(134, 228).

Hidroksiapatit

Kemiğin esas inorganik komponenti olan HA(134, 135, 142, 229), yüksek derecede biyouyumludur ve yakınındaki sert ve yumuşak dokulara hızlıca bağlanır. Fiziksel (yüzey alanı, ürünün şekli, porözitesi ve kristallenme derecesi) ve kimyasal özellikleri (kalsiyum/fosfat oranı, saflılık oranı, etrafındaki alanın pH'ı) greftin rezorpsiyon oranı ve klinik kullanımlarını belirler. Geniş partiküllü HA'ler, daha uzun sürede rezorbe olurlar ve ogmentasyon alanında daha uzun süre kalırlar(142, 230). Poröziteleri arttıkça oluşacak yeni kemik dokusu için daha iyi bir çatı görevi görür ve daha hızlı rezorbe olurlar. Kristallenme derecesi arttıkça, daha yavaş rezorbe olurlar. Dolayısı ile amorf greftler, kristalize greftlerden daha hızlı rezorbe olurlar. Solid ve dens hidroksiapatit blok greftleri sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdırlar ancak kolay kırılırlar. Bu sebeple yük taşıyan alanlarda kullanımları tavsiye edilmez. Poröz seramiklerin dezavantajı, poröziteleri arttıkça dayanıklılıkları katlanarak azalır.

Partikül fomdaki HA'ler (yaklaşık 1mm çapında), alttaki kemiğe kolayca uyumlanabilirler ve kret ogmentasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Partikül HA greft kullanımı; solid, dens blok HA greftlerde görülen kırılma dezavantajını minimize eder. Poröz yapıdaki blok HA greftler ise kemik gelişimini artırır ve partikül greftlere alternatif olarak kullanılabilir(231).

Sığır Kaynaklı İnorganik Kemik Matriks Materyali

Sığır kaynaklı HA'ler, sığır kemiklerinin organik komponentinin tümüyle uzaklaştırılarak deproteinize edilmesi ile elde edilirler. Organik bileşenleri uzaklaştırıldıktan sonra kalan inorganik kısım ise poröz yapıdaki HA partikülleridir ve yapısal olarak insan kansellöz kemiği ile benzerlik gösterir. Osteokondüktif mekanizmayla kemik oluşumunu sağlarlar ve vücut tarafından iyi tolere edilirler.

Mercan Kaynaklı Kalsiyum Karbonatlar

Bu greftler, deniz mercanlarının iskeletlerindeki 'Kalsiyum Karbonat'tan elde edilen sentetik greft materyalleridir. Avantajlarından biri 3 boyutlu yapılarının, kemiğe benzerlik göstermesidir. Poröz yapısı yüzey alanını genişletir. Bu tür greftlerde, kemik iliğinden gelen hücreler porlara göç eder ve daha sonra damarlanma başlar. Bunu takiben, bir yandan osteoklastlar, greft materyalinin rezorpsiyonunu sağlarken, diğer yandan osteoblastlar yeni kemik oluşumunu başlatırlar. Yeni kemik oluşumunda osteokondüktif etki gösterirler(132).

Trikalsiyum Fosfat (TriCalcium Phosphate - TCP)

TCP'ler, HA'lere benzerler ancak kemiğin doğal bir bileşeni değildir, vücutta kristalize HA'lere dönüştürülürler. TCP'nin rezorpsiyon oranı materyalin kimyasal yapısına, porözitesine ve partikül büyüklüğüne göre değişir. Osteokondüksiyonla iyileşir ve yeni oluşacak kemik için matriks fonksiyonu görür(134). Patolojik durumlarla ilişkisi olmayan rezorpsiyon sahalarında sıklıkla kullanılırlar(142).

TCP'lar da HA gibi, rezorbe kretleri ogmente etmek için kullanılan, güvenli,

iyi tolere edilebilen greft materyalleridir(232).

Biyoaktif Camlar

Kalsiyum oksit, fosfat, sodyum oksit ve silikondioksitin diş ve kemiktekine benzer oranlarda birleştirilmesiyle elde edilen greft materyallerdir. Bu greftler amorf yapıdadır ve poröz değildirler(132).

Biyoaktif cam seramiklerin başarısında; konak hücreleriyle çok çabuk tepkimeye girmeleri ve bağ dokusunda bulunan kollajenlere bağlanabilmeleri önemli rol oynar(233).

Greftin implantasyonunun ardından dakikalar içerisinde tepkimeler başlar. Bu materyaller; biyoaktif özelliklerinin fazla oluşu nedeniyle, tamir sürecini stimüle edebilirler ve osteogenezisi indükleyebilirler. Yine bu nedenle, Osteojenik hücreler; implantasyon sahasında, partiküllerin yüzeyinde kolonize olurlar ve kollajen üretirler. Greft materyalinin üzerinde osteoblastlar görülmeye başlar ve osteokondüksiyonla kemik oluşumu tamamlanmış olur.

Biyoaktif camların yalnızca kemiğe değil, yumuşak dokulara da bağlandığı rapor edilmiştir(234).

ERMI(endosseous ridge maintenance implant), çekim soketine yerleştirilen, biyoaktif camlardan elde edilmiş konik şekilli bir materyaldir. Özellikle anterior ve premolar dişlerde kullanımını önerilmiştir, diş çekimini takiben alveol kretinin konturunu korumak için kullanılabilir(235). Dokulara kimyasal olarak bağlanır(132).

Polimerler

Bu greftler, polimer yapıdaki tek greft olup, kalsiyum hidroksit, polimetilmetakrilat ve polihidroksietilmetakrilattan oluşan mikroporöz yapıdaki greftlerdir. Çok yavaş rezorbe olur, yerlerini kemiğe yaklaşık 4-5 yılda bırakırlar. Etki mekanizmaları osteokondüksiyondur. Çekimden hemen sonra sokete

yerleştirilen polimerlerin, kret genişliğini koruduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur(132).

2.10. Mandibulanın Mekanik Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Kuvvet Analizi Yöntemleri

2.10.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler

Bir cisme etki eden kuvvetlerin, cisim içerisinde oluşturduğu gerilimleri saptamak ve etkilerini değerlendirmek için yapılan kuvvet analizi yöntemlerinin daha iyi anlaşılabilmesi için, analizlerde kullanılan terimleri kısaca açıklamak gerekmektedir.

2.10.1.1. Kuvvet

Bir cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanır. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir. Birimi; Newton (N) veya kilogram kuvvettir (kgf). 1 kgf, 9,8 N'a eşittir.

F (kuvvet)= m (kütle) x a (ivme) olarak formüle edilir.

Cisme etkileyen kuvvet, sıkışma (baskı/compressive), gerilme (çekme/tensile) ve makaslama (kayma/shear) olmak üzere 3 tiptedir. Baskı kuvvetleri, cismin partiküllerini bir araya getirmeye zorlar; çekme kuvveti, birbirinden uzaklaştırır; makaslama kuvvetleri ise birbiri üzerinde kaymalarına sebep olur.

2.10.1.2. Kütle

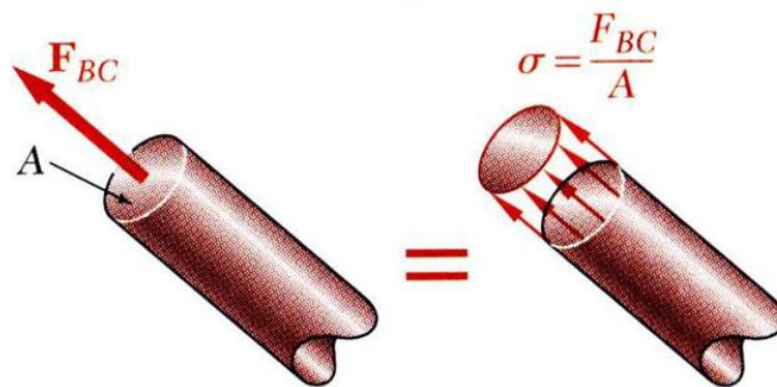
Cismin değişmeyen madde miktarıdır. Bir cismin ivme kazanmaya karşı uyguladığı direnç olarak da tanımlanabilir. Bir cismin ağırlığı ise, cisim üzerindeki yerçekimi kuvvetidir. Kütle ve ağırlık karıştırılsa da, kütle yerçekiminden bağımsızdır ve cismin değişmeyen bir özelliğidir.

2.10.1.3. Stres (Gerilim)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır(236-238). Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır(239).

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formüle edilir. Birimi 'Paskal'dır (P= N/m²) (Şekil 2.33). Ancak çalışmalarda genellikle gerilme birimi Megapaskal olarak geçmektedir. 1 MPa, 1 N/mm² ye eşittir (240, 241).

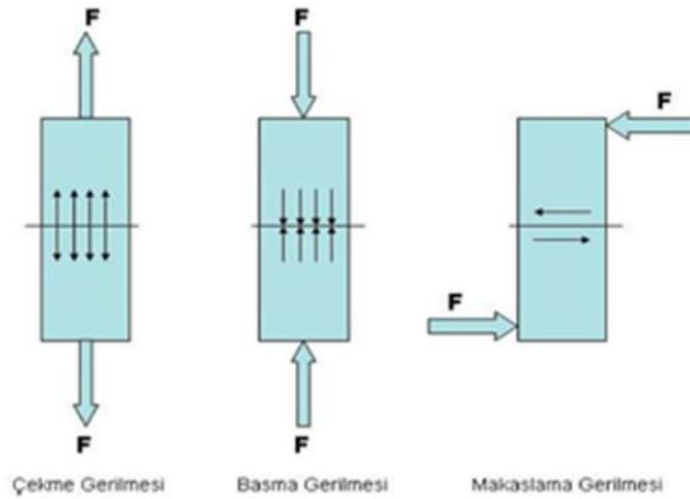
İmplant ve çevreleyen dokular üzerinde oluşan stresler implantın uzun dönem başarısını etkiler(17, 242). Osseointegre dental implantlar, üzerine gelen okluzal yükleri direkt kemiğe iletilirler. İletilen stres implant ile kemik arasında mikro kırıklara, implantın kırılmasına ve istenmeyen kemik rezorpsiyonuna neden olabilir (243).



Şekil 2.33. Stres formülü

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet, uygulandığı alanla ters orantılı olarak etki eder. Kuvvet cismin üzerine çok farklı açılardan ve yönlerden gelebilir. Bu kuvvetlerin bileşenleri sonucu stres türü ortaya çıkar(Şekil 2.34). Cisme dik olarak uygulanan kuvvetler, cisim içinde dik (normal) stresleri yaratırlar. Horizontal ya da teğet olarak gelen kuvvetler ise makaslama tipi (kayma/shear) streslere neden olurlar.

Dik gelen stresler doğrultularına göre sıkışma (baskı) ya da uzama (çekme) etkisi yaratırlar. Aynı doğrultuda ancak farklı yönlerde uygulanan kuvvetler cisimde uzamaya neden olurlar. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç, uzama (tensile) stresidir. Eğer cisme uygulanan kuvvet aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde ise, bu durumda cisim içinde baskı direnci yani baskı stresi (compressive stres) oluşur(244-246)



Şekil 2.34. Stres tipleri

Normal gerilimler ' σ ' sembolü ile gösterilirler. Kayma gerilimleri ise ' τ ' ile sembolize edilirler. Cisim üzerinde oluşan stresler genelde tek başına oluşmaz, bir kuvvet daha baskındır ancak 3 kuvvet de aynı anda mevcuttur. Bu streslere birleşik (kompleks) stresler denilmektedir(247, 248).

2.10.1.4. Gerinim (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda, cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir(17). Yani uzunluktaki değişimin, orjinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur ve genellikle yüzdelik ifadelerle ölçümlendirilir (249). Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner. Plastik gerinimde ise olay geri dönüşümsüzdür ve cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalara neden olur (248, 250).

$$\text{Strain} = x/d$$

x: Birim boyutta meydana gelen değişiklik

d: Orjinal uzunluk

Gerinim(strain) ve gerilim(stres) birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür(251).

2.10.1.5. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme kabiliyetine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denir (252).

Elastisite modülü, oransal limit veya altındaki streslerin neden oldukları strain(gerinim) değerlerine bölünmesiyle elde edilen sabit bir değerdir ve cismin rijiditesi hakkında bilgi verir(253). Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir. Elastisite modülü arttıkça cismin rijiditesi de artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (249).

2.10.1.6. Hooke Kanunu

Belirli sınırlar dahilinde, cisimde meydana gelen uzamanın, çekme kuvveti ile orantılı olduğunu söyleyen kanundur. Kuvvet ile meydana getirdiği uzama arasındaki basit lineer bağlantı, ilk defa İngiliz matematikçi Hooke tarafından 1678 yılında formüle edilmiştir.

Hooke kanununa göre;

$$\gamma = P / AE$$

γ : cismin toplam uzaması

P: cismi uzatan kuvvet

l : cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin elastisite modülü

Formülden de anlaşılacağı üzere, cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı iken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır.

2.10.1.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin, aksiyal gerinime oranıdır (254). Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranı 'Poisson oranı' olarak ifade edilmektedir. ν ile sembolize edilir.

$\nu = - \varepsilon_2 / \varepsilon_1$ şeklinde formüle edilir.

ε_2 : enine birim deformasyon

ε_1 : boyuna birim deformasyon

Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırt edici bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek gösterilebilir (239, 248).

2.10.1.8. Lineer Elastik Cisim

Cismin yapısında oluşan deformasyonun veya gerinimin, uygulanan kuvvetler ile orantılı olarak değiştiği cisimdir.

2.10.1.9. İzotropik Cisim

İzotropik materyal, yükün doğrultusuna bağlı olmaksızın, her yerinde aynı fiziksel özelliği gösteren materyaldir(241). Başka bir tanım ise, cismin yapısal elemanlarının her doğrultuda materyal özelliklerinin aynı olduğu durum şeklindedir (254).

2.10.1.10. Homojen Cisim

Materyalin noktadan noktaya aynı özelliği gösterdiği cisimdir. Yani bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir.

2.10.2. Kuvvet Analizi Yöntemleri

Mandibulanın mekanik özelliklerinin incelenmesinde pek çok yöntem kullanılmıştır(255).

1. Serbest cisim diyagramı
2. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi
3. Gerilim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analizi yöntemi
4. Kırılgan vernik (Brittle Lacquer) kaplama tekniği ile kuvvet analizi yöntemi
5. Sonlu elemanlar kuvvet analizi yöntemi
6. Lazer ışınları ile stres analizi yöntemi
7. Termografik stres analizi yöntemi

2.10.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analizi Yöntemi

Diğer analiz yöntemleri ile karşılaştırıldığında, modelde oluşan iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek direkt olarak gözlenebilmelerini sağlayan bir analiz yöntemidir. Bu yöntem, materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir(256). Günümüze kadar implant destekli overdentureların yük transfer özelliğini değerlendirmek için bu yöntemle çok sayıda araştırma yapılmıştır(257-261)

2.10.2.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer kuvvet analizi yönteminde, yük altındaki cisimlerde meydana gelen doğrusal şekil değişiklikleri; mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özellikli aletler kullanılarak değerlendirilir. Elektriksel gerilim ölçer ile, cisim elastik sınırlar dahilinde gerilir, böylece daha ince ve daha uzun bir forma kavuşur. Bu şekil değişikliği sonucunda ise cismin içerisindeki elektriksel direnç artar ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yaparak ve cismin daha kısa ve kalın bir forma dönüşmesine sebep olur ve bu sayede elektriksel direnç azalır. İşte gerilim ölçer yönteminde, bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içinde oluşan stres miktarı belirlenir(254, 262, 263).

2.10.2.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analizi Yöntemi

Bu kuvvet analizi yönteminde ise; analizi yapılacak olan modele özel bir vernik sürülüp fırınlanır ve ardından yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede görülen çatlaklar ile kuvvetin doğrultusu gözlenir(255).

2.10.2.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi(SEA) yöntemi; kompleks mekanik problemlerin analitik olarak çözümlenmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Günümüzde mühendislik, diş hekimliği ve tıp gibi çok çeşitli alanlarda karşılaşılan problemlerin,

pratik çözümünü için kullanılan popüler bir yöntem haline gelmiştir. Problemin bir bütün olarak çözümlenmesinden önce, daha küçük ve basit alt birimlere (sonlu eleman) ayrılarak, bu alt birimlerin her birinin kendi içerisinde çözümlenmesi ve bu çözümlerin uygun bir biçimde birleştirilmesiyle problemin tamamının çözümlenmesi esasına dayanır. Dental implant sistemlerindeki komponentlerin kompleks geometrisi nedeniyle, SEA bu sistemlerin analizinde kullanılabilecek en uygun yöntem olarak görülmektedir(22). SEA, kompleks geometriye sahip yapılarda görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde analiz edilmesine olanak sağlayan analitik bir yöntemdir. Yani bu yöntem ile analizi yapılacak olan yapılar, orijinaline en yakın biçimde modellenerek ve bu yapıların fiziksel özellikleri bu modellere gerçeğe en uygun şekilde aktarılarak oluşan stres değerleri hesaplanabilmektedir(23).

Günümüzde “Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi” şeklinde bilinen çözüm yönteminin arkasında bulunan temel fikirler yüzyıllar öncesine dayanmaktadır. Örneğin, yüzyıllar öncesinde bilim adamları çemberin çevre uzunluğunu bulmak için çemberin etrafına çizilen poligonlardan yararlanmış ve poligonların köşe sayılarının artmasıyla, sonuca daha çok yaklaşıldığı belirtilmiştir. Günümüzde bilinen SEA yöntemi ise 1956’da Turner ve arkadaşları tarafından, uçak mühendisliği alanındaki yapısal problemlerin çözümü için kullanılmaya başlanmış, sonra ısı transferi, sıvı akışı, elektromanyetik ile ilgili problemlerin çözümü için de kullanılmıştır(264). İmplant diş hekimliğinde SEA’nın kullanımı ise ilk olarak 1976’da Weinstein ve ark. tarafından tanımlanmıştır(265). Atmaram ve Mohamed(266-268); implant geometrisi, implant uzunluğu ve psödo-periodontal ligament varlığının tek diş implant üzerindeki stres dağılımı üzerine etkisini SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Borchers ve Reichart(269) implant-kemik arayüzünün farklı evrelerini 3 boyutlu SEA ile değerlendirmişlerdir. Cook ve ark.(270) poröz yüzeyli dental implant gövdelerini değerlendirmede SEA yöntemini kullanmışlardır. Meroueh ve ark. osseointegre silindirik implantları, William ve ark.(271) dental implantlar üzerine yapılan kantilever protezleri, Akpınar ve ark.(272) ise doğal diş ve implant destekli protezleri SEA yöntemi ile simüle etmişlerdir.

Dental implantların mekanik davranışlarını simüle etmekteki esas zorluk; insan kemik dokusunu ve uygulanan mekanik kuvvetlere verdiği yanıtı modellemektir(22). Bu durumda bazı varsayımlar ve sadeleştirme işlemleri gerekmektedir.

Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Uygulama Aşamaları

Sonlu elemanlar analizi yönteminde, çok sayıda farklı paket program kullanılmasına rağmen; temel uygulama adımları, en genel haliyle 3 aşamada gerçekleştirilir ve bu aşamalar tüm programlarda aynıdır. Bu aşamalar; Pre-processing (ön işlemci), Solution (çözüm) ve Post-processing (son işlemci) aşamalarıdır.

Pre-Processing (Ön İşlemci)

Problemin; çizgiler, alanlar ve hacimlerden oluşan geometrik modelinin ve sonlu eleman modeli ağ örgüsünün (mesh yapısı) hazırlanarak analize uygun hale getirilmesi için gerçekleştirilen işlemler bütünüdür. Bu aşama 5 adımda gerçekleştirilir.

- **Modelleme:** İlk olarak problemin geometrik yapısı oluşturulur. Bu geometrik yapı; analiz programının kendi içerisinde oluşturulabilir ya da bilgisayar destekli katı model programları ile oluşturulup uygun formatlarda analiz programının içerisine alınarak elde edilebilir.

- **Eleman Seçimi:** Yapılan analiz türüne ve yapının geometrik şekline göre yapılan eleman seçimi, problemin çözümünde doğrudan etkilidir.

- **Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi:** Analiz edilen yapının belirli bir yük altındaki davranışı, malzemesinin elastisite modülü, poisson oranı, kayma modülü, ısıl genleşme katsayısı vb. gibi değerlerine göre değişir.

- **Sonlu Eleman Modeli Ağ Örgüsü Oluşturma (Meshing) :** Bu adımda; geometrik yapı, davranışı daha öncesinde belirlenmiş belirli sayıda elemana bölünür. Bu elemanların boyutu paket program tarafından otomatik veya kullanıcı tarafından tanımlanarak belirlenir.

- **Yüklerin ve Sınır Koşulların Belirlenmesi:** Genel olarak problemin tanımına uygun bir şekilde, yapıya verilen yüklerin ve sınır koşullarının (serbestlik derecelerinin belirlenmesi) uygulanması aşamasıdır.

Solution (Çözüm)

Yükleri ve sınır koşulları belirlenmiş modelin, oluşturulan sonlu sayıda elemanları arasında kurulan denklemlerin çözülmesi ve sonuçların ortaya çıkarılması aşamasıdır. Kullanılan programlarda, bir sonlu elemanlar çözücü; ön çözücü, matematik motoru ve son çözücü olmak üzere üçe ayrılır. Ön işlemci aşamasında tanımlanmış tüm parametreler, ön çözücü tarafından kontrol edilir ve model doğruysa elemanın rijitlik matrisini oluşturarak, yer değiştirme, sıcaklık gibi sonuçları üreten matematik motorunu devreye sokar ve böylece bütün düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler veya sıcaklık bulunur. Herhangi bir eksiklik bulunduğu durumda ise matematik motorunun devreye girmesini önler.

Post-Processing (Son İşlemci)

Analizi yapılan problemin, çözüm işlemi sonucunda elde edilmiş düğüm noktalarındaki değerlerinden yararlanılarak ikincil değerler hesaplanır. Örneğin; düğüm noktalarındaki yer değiştirme değerlerinden hareketle genleşmeler, genleşmelerden hareketle gerilmeler hesaplanır ve sonuçlar düğüm noktası veya eleman bazında tablolar halinde listelenebildiği gibi, renkli grafiklerle görselleştirilebilir.

Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları

SEA ile karmaşık geometriye sahip şekiller incelenebilir. Çözüm bölgesi alt birimlere ayrılarak değişik sonlu elemanlar kullanılabilir ve bu alt birimler için daha hassas çözümler yapılabilmesi yönüyle, SEA yöntemi diğer sayısal yöntemler ile karşılaştırıldığında daha esnek ve kullanışlıdır.

SEA yöntemi, noktadan noktaya farklı özellikler gösteren, non-lineer, anizotropik, zamana bağlı ve sıcaklığa bağlı değişimler gösteren malzeme özellikleri olan sistemlerde bile kolaylıkla uygulanabilir.

Değişken, sürekli ve süreksiz yükler kolaylıkla ele alınabilir.

Sınır koşulları, temel denklemler kurulduktan sonra basit satır ve sütun işlemleri ile sisteme dahil edilebilir.

SEA, matematiksel anlamda genelleştirilebilir ve aynı model pek çok problemin çözümünde kullanılabilir.

SEA, hem fiziksel anlama hem de matematiksel temele sahiptir.

Uygulanan kuvvetin yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası istendiği takdirde değiştirilebilir ve istenirse çalışma defalarca tekrarlanabilir.

Girişimsel olmayan bir tekniktir.

Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları

Malzeme parametreleri iyi tanımlanmadığı takdirde; çatlama, kırılma, temas problemleri, non-lineer malzeme davranışı gibi durumların söz konusu olduğu problemlere uygulanmasında bazı zorluklar yaşanmaktadır.

SEA, problemin türüne bağlı olarak büyük bellekli bilgisayarlara ve zamana ihtiyaç duyulmaktadır.

Elde edilen sonuçların hatasız olabilmesi için, sürekli ortamın doğru şekilde bölünmesi ve giriş bilgilerinin hatasız olması gerekmektedir.

SEA yönteminin çeşitleri ise;

- Termal analiz

- Nonlineer analiz
- Model analizi
- Burkulma (Buckling) analizi
- Dinamik analiz şeklindedir.

2.10.2.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi

Holografik interferometri yöntemi, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanıp görünen ışın saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir(255).

2.10.2.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemi; ‘homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibini esas almaktadır. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır(273).

2.10.2.7. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuş bir analiz yöntemidir(273).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; 2 farklı tedavi yöntemiyle tedavi edilmiş ileri derecede atrofik mandibula modellerinde, mandibuler 1.molar bölgeye yerleştirilen endosseöz implantlara uygulanan dik ve açılı kuvvetler sonrası; implant, abutment ve implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerleri ve dağılımının sonlu elemanlar yöntemi ile incelemesi yapılmıştır. Çalışmamızda 3 farklı mandibula modeli tasarlanmıştır. Standart mandibula modeline (Model 1) yerleştirilecek implant uzunluğu 10 mm olarak belirlenmiş, atrofik mandibula modeli (Model 3) ise 6 mm uzunluğunda implant yerleştirilebilecek şekilde oluşturulmuştur. Rekonstrükte mandibula modeli (Model 2) ise atrofik mandibula modeline, 10 mm uzunluğunda implant yerleştirilebilmesi için iliak kemik grefti ile 4 mm vertikal ogmentasyon yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Standart mandibula modelinde implant uzunluğu 10 mm, kron yüksekliği mesafesi(KYM) 8 mm olarak kabul edilmiştir. Maksiller okluzal düzlem sabit tutulduğunda, karşılaştırılacak olan stres değerleri; rekonstrükte mandibula modelinde KYM 8 mm iken ölçülen stres değerleri; atrofik mandibula modelinde ise KYM 12 mm iken ölçülen stres değerleri olarak belirlenmiştir. Tüm modeller kendi içlerinde; 8 mm, 10 mm ve 12 mm KYM’de ölçülen stres değerleri açısından da karşılaştırılmıştır. 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 analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından (Şekil 3.1), 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 yararlanıldı.



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 düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin bilgisayarda çözümünde takip edilen aşamalar;

- Pre-Processing (Ön İşlemci)
 - a. Modellerin oluşturulması
 - b. Ağ örgüsünün oluşturulması

- c. Eleman ve düğüm noktalarının seçimi
- d. Materyal özelliklerinin belirlenmesi
- e. Yüklerin ve sınır koşulların belirlenmesi
- Solution (modelin çözümü)
- Post-Processing (Son İşlemci)

3.1. Modellerin Oluşturulması

Protez ve metal altyapı smartoptics tarayıcısında yapılan 3D taramayla elde edildi. İmplantların modellerinin elde edilmesi için büyük ebattaki implant modelleri tedarik edildi ve smartoptics tarayıcısında tarandı. Straumann tissue level, silindir endosseöz implantlar kullanıldı.

Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, KIBT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kVp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı.

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

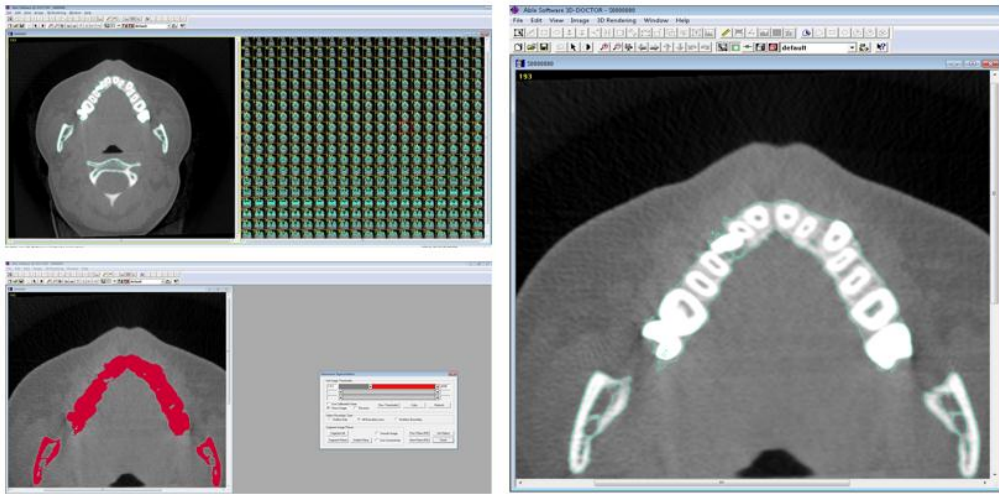
Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına atıldı(Şekil 3.2) ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu(Şekil 3.3).

Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edildi. Daha sonra model standardize edilerek analize uygun hale getirildi.

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

Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongiöz kemik, implantlar, blood interface, abutmentlar, vidalar ve protez modele taşındı(Şekil 3.4).

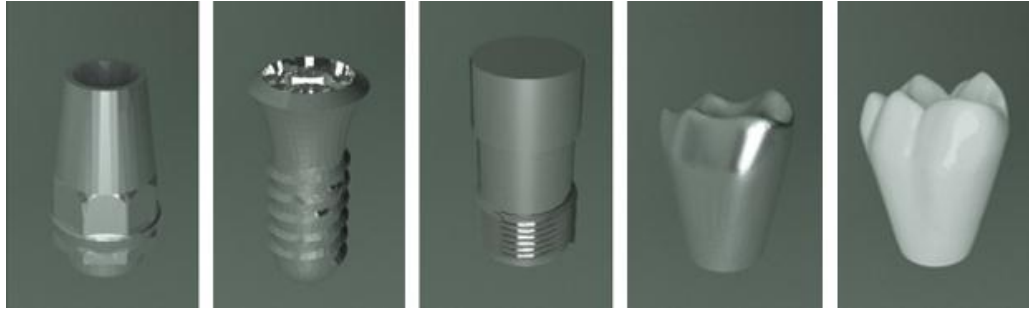
Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



Şekil 3.2. 3D-Doctor yazılımı programı



Şekil 3.3. Elde edilen 3 boyutlu mandibula modelleri



Şekil 3.4. 3 boyutlu abutment, implant, vida ve sabit protez modelleri

3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması

Sonlu elemanlar analizi yönteminde kullanılan modellerin oluşturulması için gerekli ağ yapısı 2 tipte hazırlanabilir.

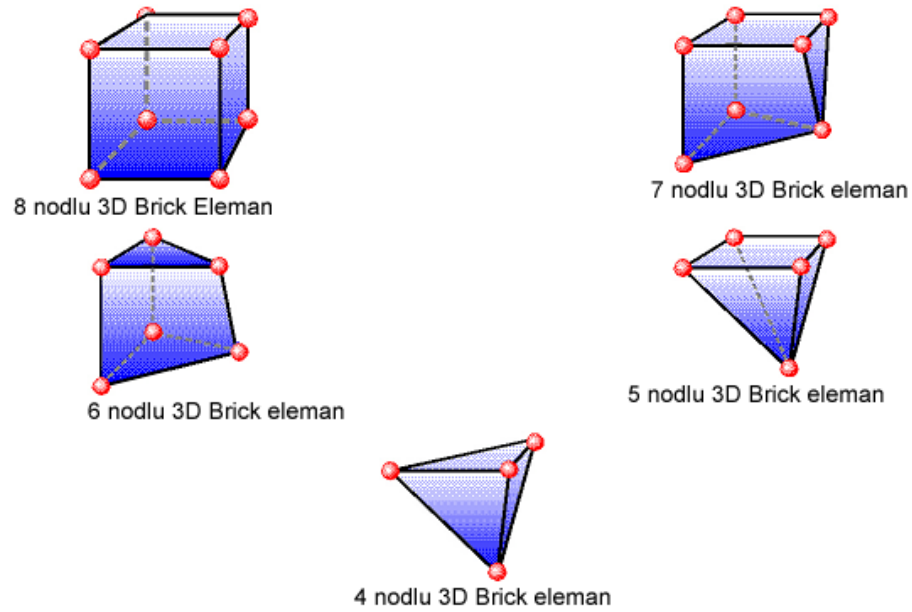
a) Haritalama yöntemi (Mapped meshing) : Bu yöntemde eleman tipler ve hacimleri kısıtlı olup sadece tuğla (brick) ve kama (wedge) tip elemanlar kullanılabilir. Çalışmamızda ağ yapısının oluşturulmasında haritalama yöntemi kullanılmıştır.

b) Serbest yöntem (Free meshing) : Bu yöntemde ise elemanlar istenilen hacimde oluşturulabilir.

3.3. Eleman ve Dügüm Noktalarının Seçimi

Rhinoceros' ta yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır(Şekil 3.5). Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.



Şekil 3.5. Brick modelleme sisteminde kullanılan elemanlar

Çalışmamızda modellerin elde edilmesinde kullanılan düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Dügüm ve eleman sayıları

Kron Yüksekliği Mesafesi	Dügüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1		
8 mm	40336	205840
10 mm	39442	200659
12 mm	38650	196093
Model 2		
8 mm	44825	227459
10 mm	44121	223277
12 mm	43552	219789
Model 3		
8 mm	39606	200987
10 mm	38782	196272
12 mm	37957	191426

3.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi

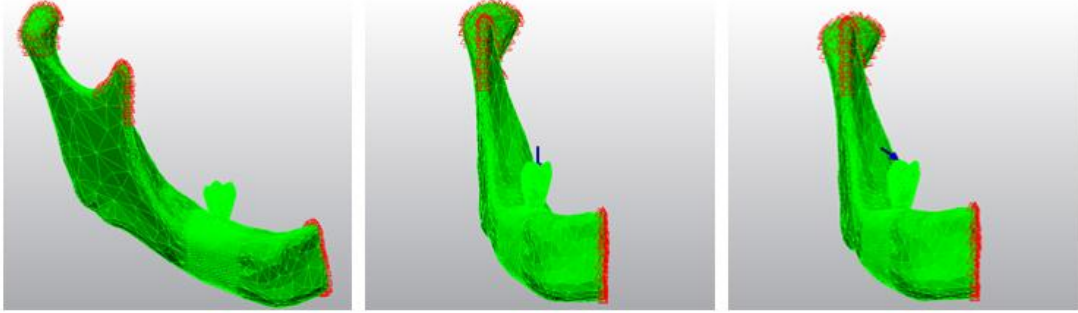
Materyallerin mekanik özellikleri güncel literatürden alınarak belirlenmiş ve kullanılan malzeme değerleri Tablo 3.2’de belirtilmiştir.

Tablo 3.2. Kullanılan materyallerin mekanik özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Titanyum abutment ve implant(274, 275)	110	0.35
Cr-Co alaşım(251, 275)	218	0.33
Feldspatik porselen(275, 276)	82.8	0.35
Mandibuler kortikal kemik(275, 277)	13.7	0.3
Mandibuler kansellöz kemik(275, 277)	1.37	0.3
İliak kortikal kemik(278-280)	15	0.33
İliak kansellöz kemik(278-280)	1,5	0,3

3.5. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Model çene kemiğinin üst bölgesinden Şekil 3.6’da görüldüğü gibi her DOF (Degree of freedom)’ta 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.



Şekil 3.6. Modellerin sınır koşulları görüntüsü

Yapılan 9 modelde toplam 18 analiz gerçekleştirildi. Tüm modellerde 150 N’luk kuvvet santral fossadan vertikal yönde, 50 N’luk kuvvet meziobukkal cusptan oblik yönde uygulandı.

3.6. Sonuçların Yorumlanması

SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Yapılması gereken, çıkan değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve büyük bir titizlikle yorumlanmasıdır.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanır. Bunlar ‘ σ ’ normal(gerilme/sıkışma stresi) stresler ve ‘ τ ’ makaslama(kesme) stresleridir. Tek bir 3 boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine, bir normal iki makaslama stresi etki eder. Kesme stresleri $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir 3 boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır. Bu 3 boyutlu elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere ‘Principal Stres’ denir. Principal stres; maksimum principal stres, intermediate principal stres ve minimum principal stres

olmak üzere üçe ayrılır. Genelde ‘ σ_1 ’ en büyük pozitif değeri, ‘ σ_2 ’ ara değeri, ‘ σ_3 ’ ise en küçük negatif değeri göstermektedir. Bu değerleri sıralayacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ olarak gösterilebilir.

σ_1 : Maksimum principal stresi temsil eder, en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini ifade eder.

σ_3 : Minimum principal stresi temsil eder, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini ifade eder.

Analiz sonuçlarında artı değerler Maksimum Principal (gerilme tipi) stresleri, eksi değerler ise Minimum Principal (sıkışma tipi) stresleri temsil etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde, hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır.

Kırılgan materyaller için principal stres değerleri önemlidir. Çünkü; $\sigma_1 > S_{ut}$ [en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate compressive strength)] olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises stres, çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve aşağıdaki denklemle açıklanır;

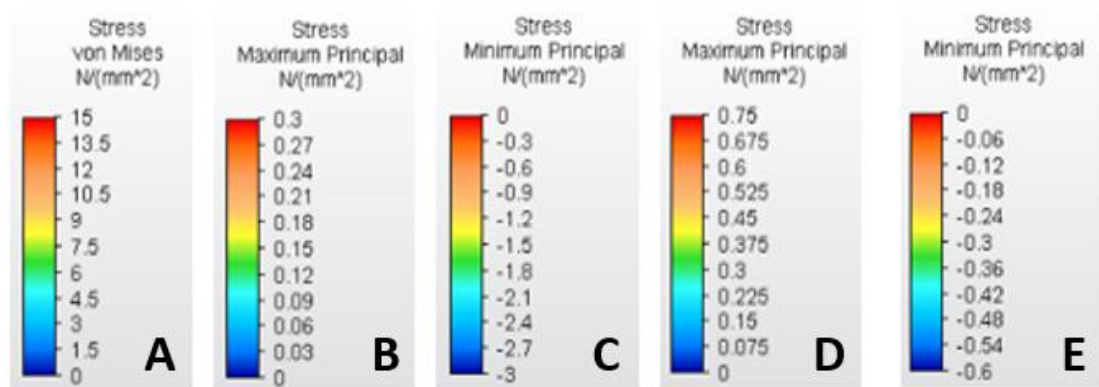
$$\sigma_e = \sqrt{\frac{((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}{2}}$$

Von Mises stres değeri implant materyalinde oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesinde principal stres değerlerinden daha anlamlıdır. Dolayısıyla implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri titanyumun gerilme dayanıklılığını geçerse başarısızlık olur. Ayrıca Von Mises stres değerleri stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, 2 farklı tedavi yöntemiyle tedavi edilmiş ileri derecede atrofik mandibula modellerine yerleştirilen endosseöz implantlara uygulanan dik ve açılı kuvvetler sonrası, implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerleri ile standart mandibulaya yerleştirilen endosseöz implantlara uygulanan dik ve açılı kuvvetler sonrası implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemik üzerinde oluşan stres değerleri sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Aynı yükleme koşullarında implant ve abutment üzerindeki Von Mises stres değerleri de gösterilmiştir.

Çalışma sonucunda elde edilen görüntülerde her renk, bir değer aralığını temsil etmektedir ve bu değer aralıkları görüntülerin üzerindeki mevcut skalalarda belirtilmektedir. Renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir.



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

Maksimum principal stres (gerilme tipi) ve Von Mises stresi değerleri pozitif değerler iken; minimum principal (sıkışma tipi) stres değerleri negatif değerlerdir. Bu değerler karşılaştırılırken, değerlerin mutlak değerleri dikkate alınmalıdır(281).

Sonuçlar değerlendirilirken, tüm modellerde farklı KYM' de ölçülen stres değerleri; ardından standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde ölçülen stres değerleri karşılaştırılmıştır.

Rekonstrüksiyon yapılmasının amacının, biyomekanik başarısızlıklara neden olan artmış interokluzal mesafenin azaltılması olduğu düşünülecek olursa; modellerde karşılaştırılacak olan stres değerleri; standart ve rekonstrükte mandibula modellerinde (4,1x10 mm implant) 8 mm KYM'de ölçülen; atrofik mandibula modelinde (4,1x6 mm implant) ise 12 mm KYM'de ölçülen stres değerleridir. Maximum Principal (gerilme tipi) Stres ve Minimum Principal (sıkışma tipi) Stres değerlerinin en yüksek ve en düşük değerlerinin yanı sıra; bukkal, lingual, mezial ve distalde belirli noktalarda kuvvet uygulanması ile oluşan en yüksek stres değerlerinin ortalamaları da alınarak değerlendirilmiştir. Aynı zamanda tüm modeller kendi içlerinde; 8 mm, 10 mm ve 12 mm KYM'de ölçülen stres değerleri açısından da karşılaştırılmıştır.

Vertikal yüklemelerde kortikal kemikte sadece sıkışma meydana geleceğinden minimum principal (sıkışma tipi) stres değerleri; kansellöz kemikte ise implantın boynu etrafında sadece gerilme meydana geleceğinden maksimum principal (gerilme tipi) stres değerleri, implantın apeksi etrafında ise sadece sıkışma meydana geleceğinden minimum principal (sıkışma tipi) stres değerleri karşılaştırılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenir ve yorumlanır. Bu analiz, üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülerek yapılır.

4.1. İmplant ve Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerleri

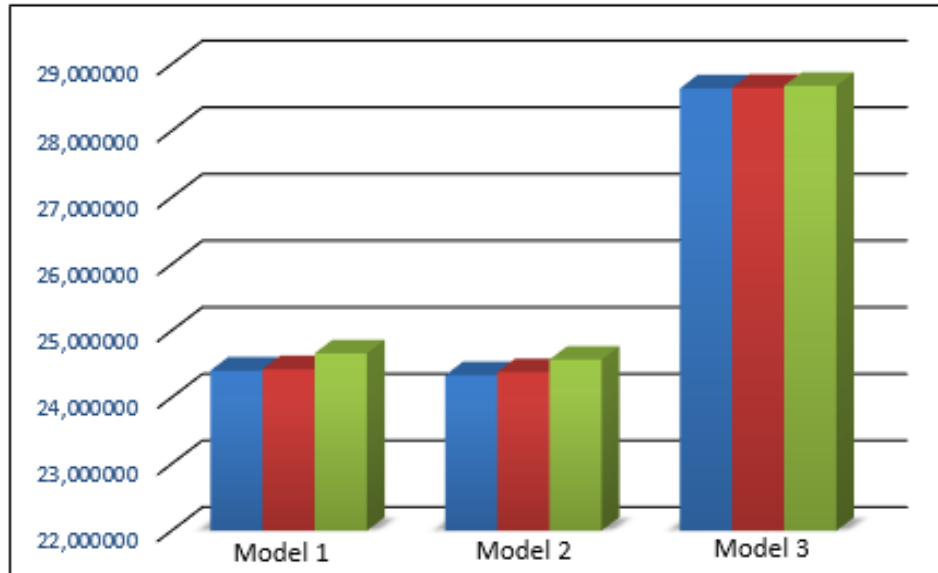
4.1.1. Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerleri

4.1.1.1. Vertikal Yükleme ile Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

Vertikal yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerleri, Tablo 4.1’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

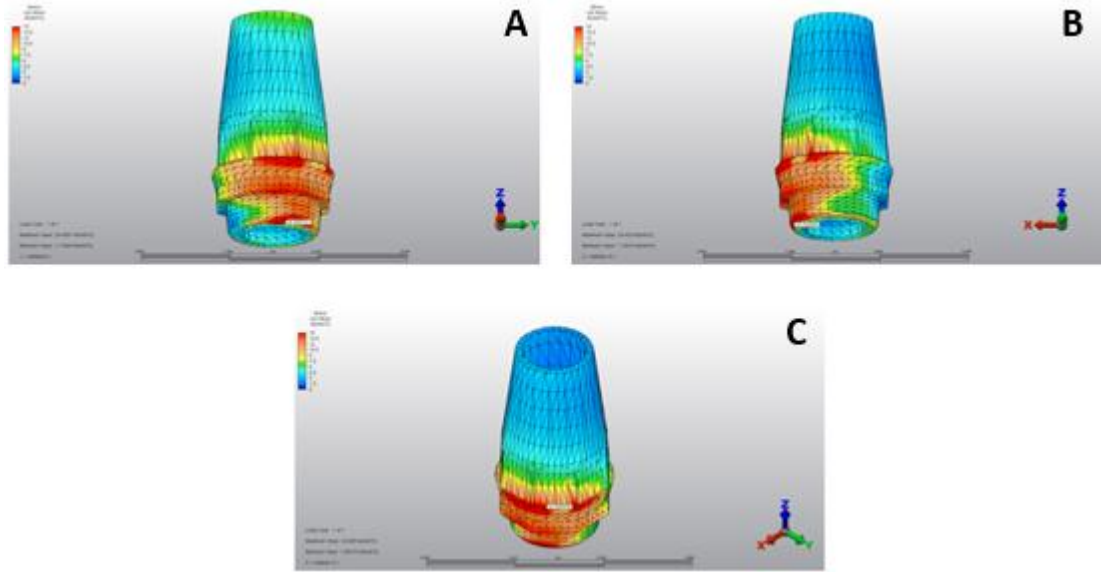
Tablo 4.1. Vertikal yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi		Model 1	Model 2	Model 3
8 mm	●	24,405131	24,335695	28,640875
10 mm	●	24,426044	24,381013	28,651446
12 mm	●	24,665035	24,569539	28,678914



Şekil 4.2. Vertikal yükleme sonucu abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi

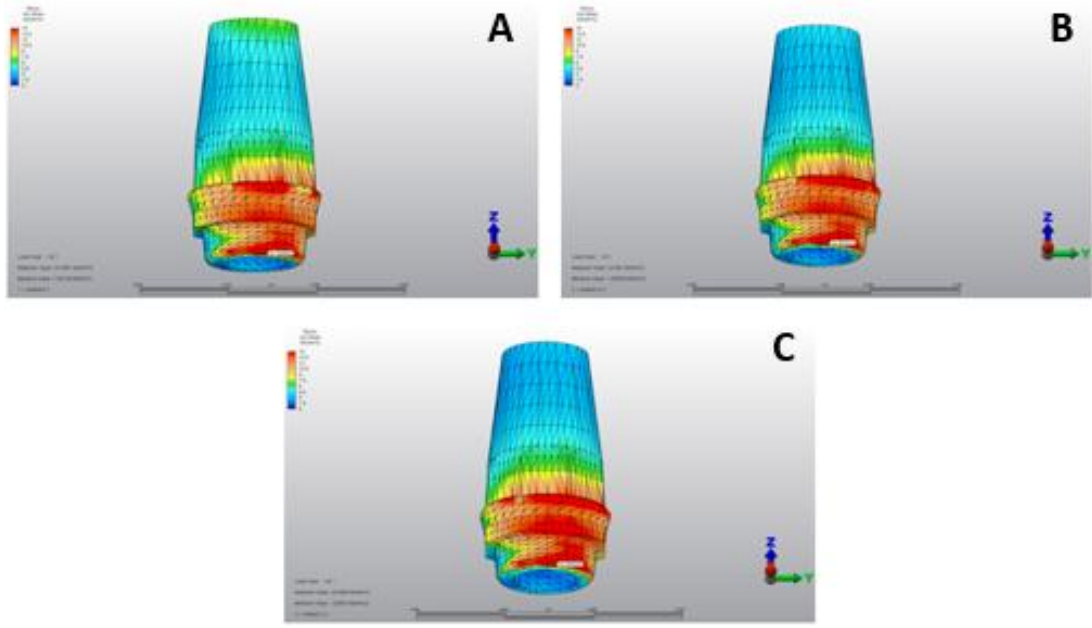
Standart mandibula modelinde vertikal yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi streslerin abutment üzerindeki dağılımları Şekil 4.3’te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Vertikal yükleme ile Model 1' de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), 4,1x10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiş standart mandibula modelinde; abutment üzerinde en yüksek Von Mises stres değeri, 3 farklı KYM'de de abutmentin boyun bölgesinde ölçülmüştür. KYM arttıkça, oluşan Von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

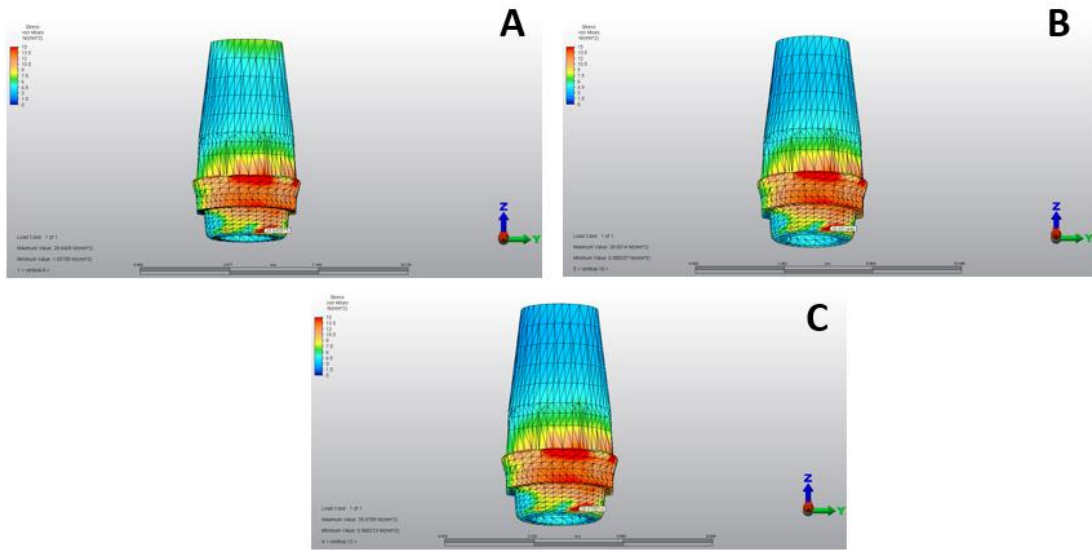
Rekonstrükte mandibula modelinde vertikal yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi streslerin abutment üzerindeki dağılımları Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Vertikal yükleme ile Model 2’de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

İliak kemik grefti ile 4 mm yüksekliğinde vertikal ogmentasyon yapılmış ve 4,1x10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiş rekonstrükte mandibula modelinde; aynı yükleme koşullarında ilk modeldekine benzer şekilde abutment üzerinde en yüksek Von Mises stres değerleri, 3 farklı kron yüksekliği mesafesinde de abutmentin boyun bölgesinde ölçülmüş ve bu mesafe arttıkça, ölçülen Von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

Atrofik mandibula modelinde vertikal yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi streslerin abutment üzerindeki dağılımları Şekil 4.5’te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Vertikal yükleme ile Model 3’te abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

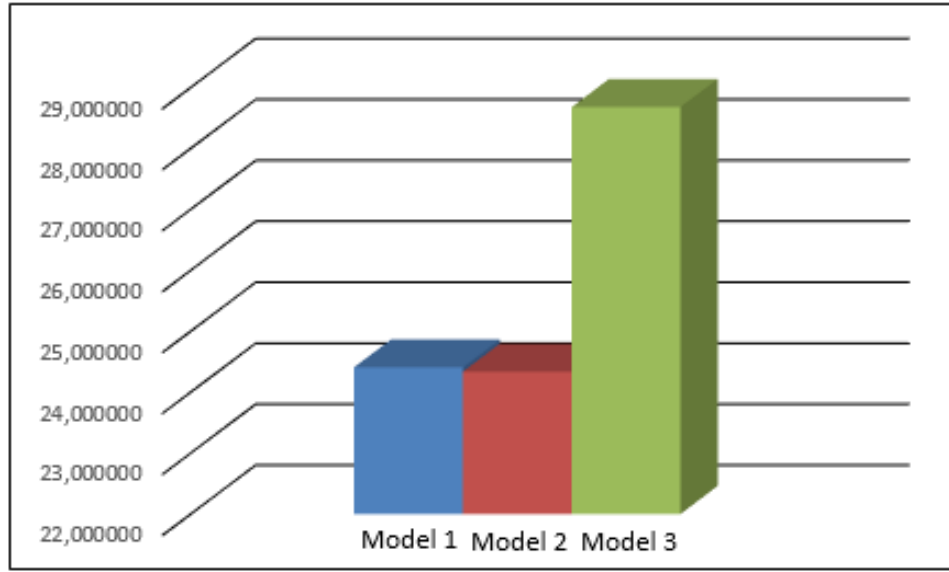
Atrofik mandibula modelinde ise diğer 2 model ile benzer şekilde abutment üzerinde en yüksek Von Mises stres değerleri, 3 farklı KYM’de de abutmentin boyun bölgesinde ölçülmüş ve yine aynı şekilde KYM arttıkça, ölçülen Von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

4.1.1.2. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

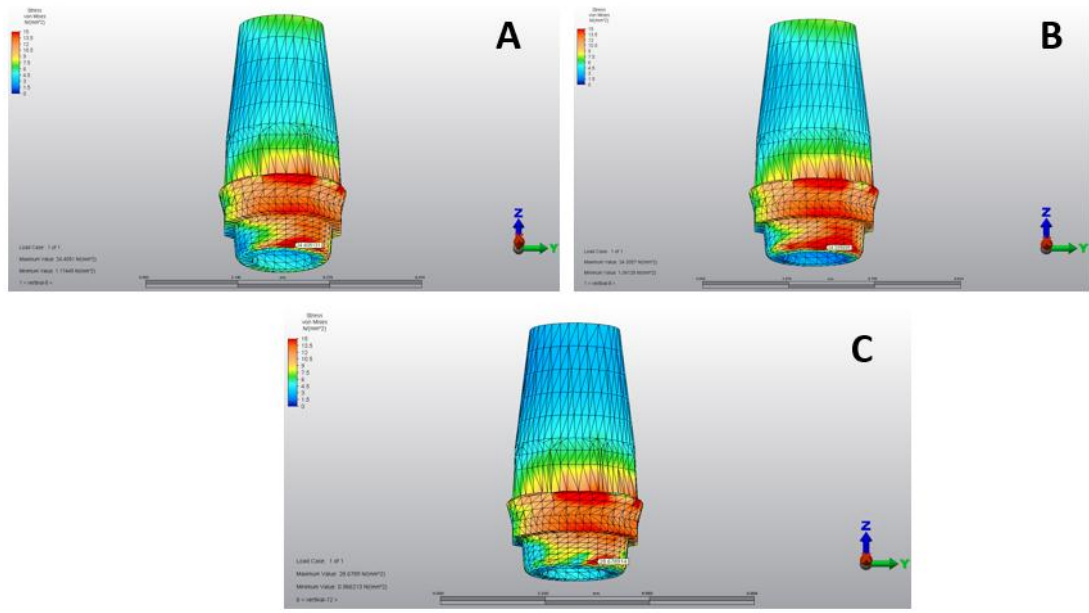
Vertikal yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerlerinin karşılaştırılması, Tablo 4.2’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.6’da, streslerin abutment üzerindeki dağılımları Şekil 4.7’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması

		Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (8 mm)	●	24,405131
Model 2 (8 mm)	●	24,335695
Model 3 (12 mm)	●	28,678914



Şekil 4.6. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi



Şekil 4.7. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

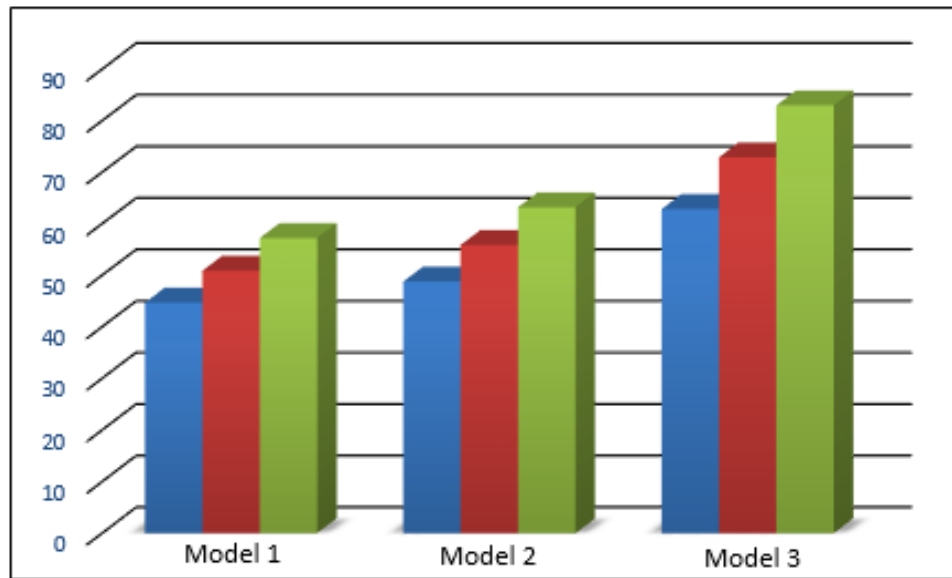
Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), abutment üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri; atrofik mandibula modelinde, en düşük Von Mises stres değeri ise rekonstrükte mandibula modelinde ölçülmüştür.

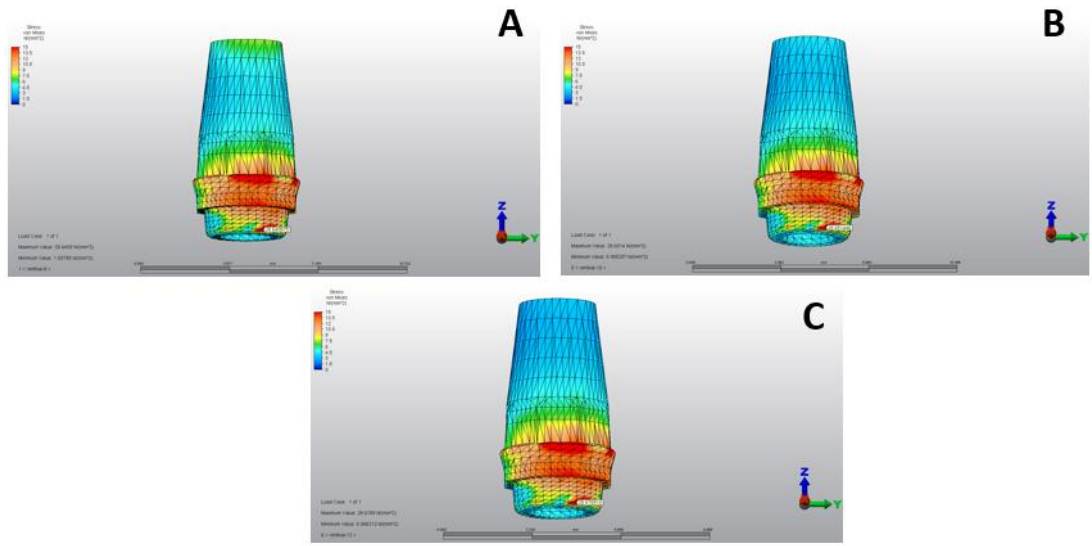
4.1.1.3. Oblik Yükleme ile Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

Oblik yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.3'te; bar olarak ifadesi Şekil 4.8'de; streslerin abutment üzerindeki dağılımları Şekil 4.9, Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de gösterilmiştir.

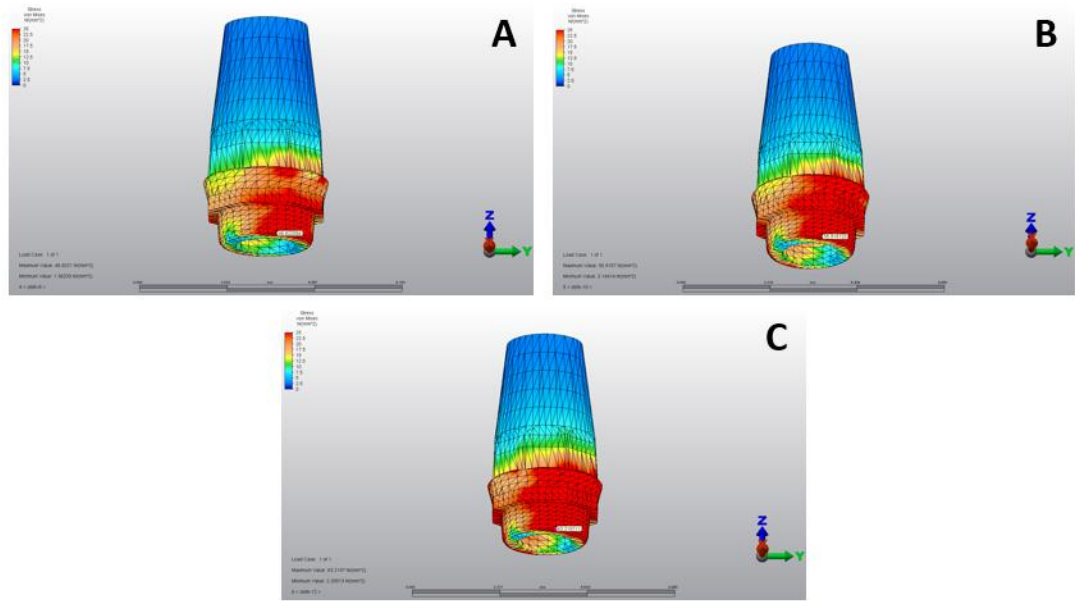
Tablo 4.3. Oblik yükleme ile abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi		Model 1	Model 2	Model 3
8 mm	●	44,716727	48,822054	62,866884
10 mm	●	50,912981	55,915723	72,897029
12 mm	●	57,243241	63,219711	82,991082

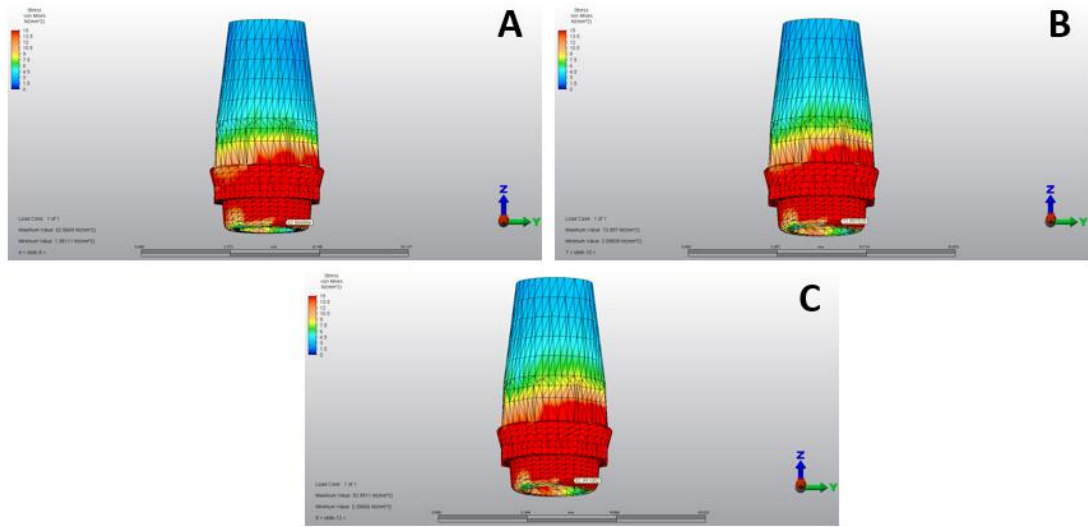
**Şekil 4.8.** Oblik yükleme sonucu abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.9. Oblik yükleme ile Model 1’de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.10. Oblik yükleme ile Model 2’de abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.11. Oblik yükleme ile Model 3'te abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

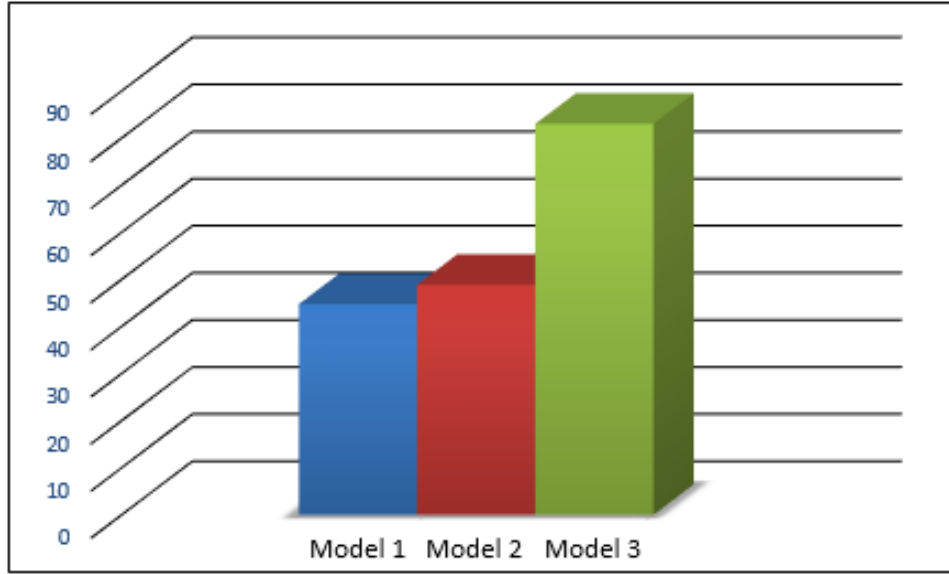
Uygun yükleme koşullarında (50 N, oblik); tüm modellerde, abutment üzerinde en yüksek von Mises değeri, 3 farklı kron yüksekliği mesafesinde de abutmentin boyun bölgesinde ölçülmüştür. Kron yüksekliği mesafesi arttıkça, ölçülen von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

4.1.1.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

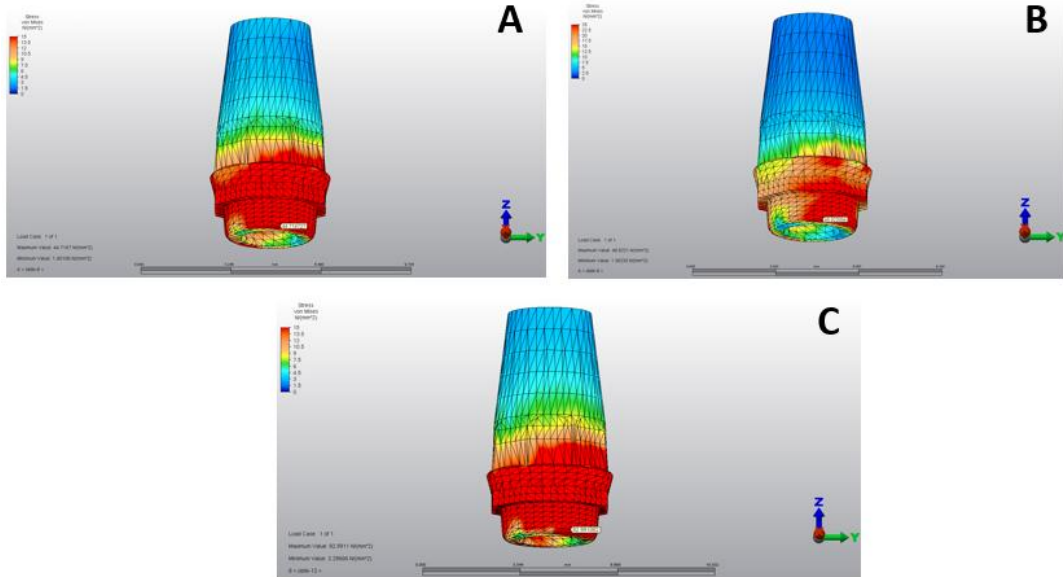
Oblik yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde abutment üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerlerinin karşılaştırılması, Tablo 4.4'te; bar olarak ifadesi Şekil 4.12'de, streslerin abutment üzerindeki dağılımları Şekil 4.13'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması

		Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (8 mm)	●	44,716727
Model 2 (8 mm)	●	48,822054
Model 3 (12 mm)	●	82,991082



Şekil 4.12. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi



Şekil 4.13. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde abutment üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm

implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; C) Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), abutment üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değereri; atrofik mandibula modelinde; en düşük Von Mises stres değereri ise standart mandibula modelinde llmştr.

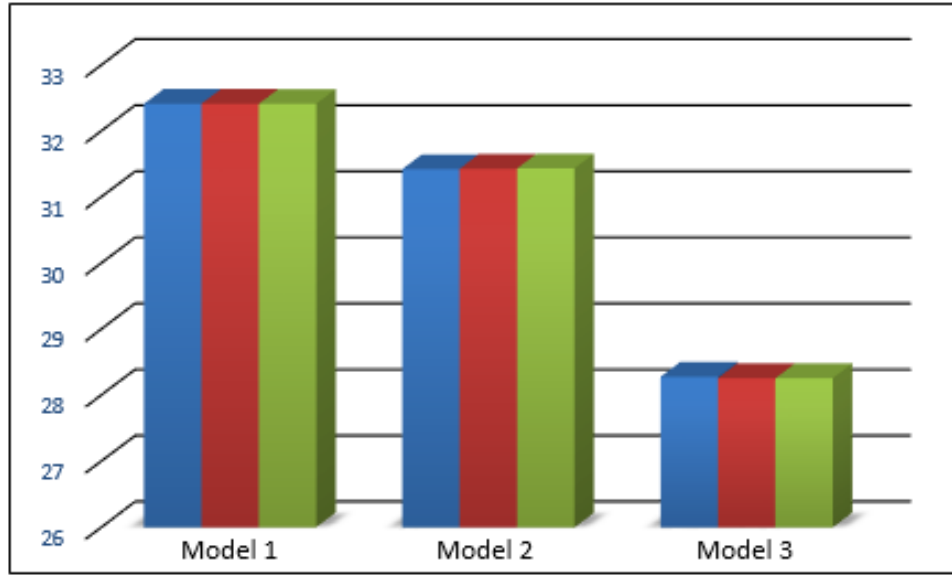
4.1.2. İmplant zerindeki Von Mises Gerilim Değerleri

4.1.2.1. Vertikal Yükleme ile İmplant zerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

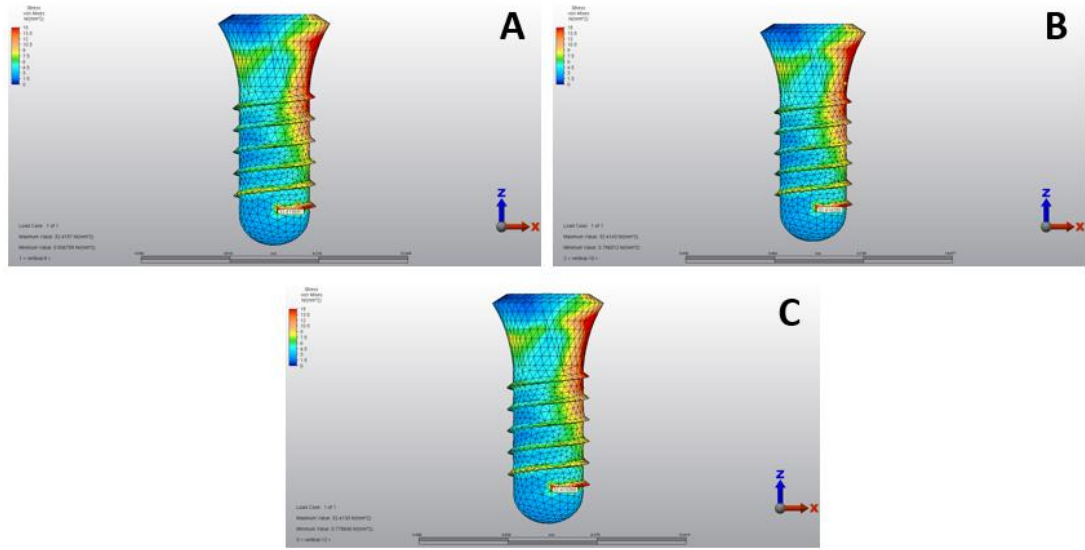
Vertikal yükleme ile implant üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerleri, Tablo 4.5'te; bar olarak ifadesi Şekil 4.14'te ve streslerin implant üzerindeki dağılımları Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17'de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Vertikal yükleme ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

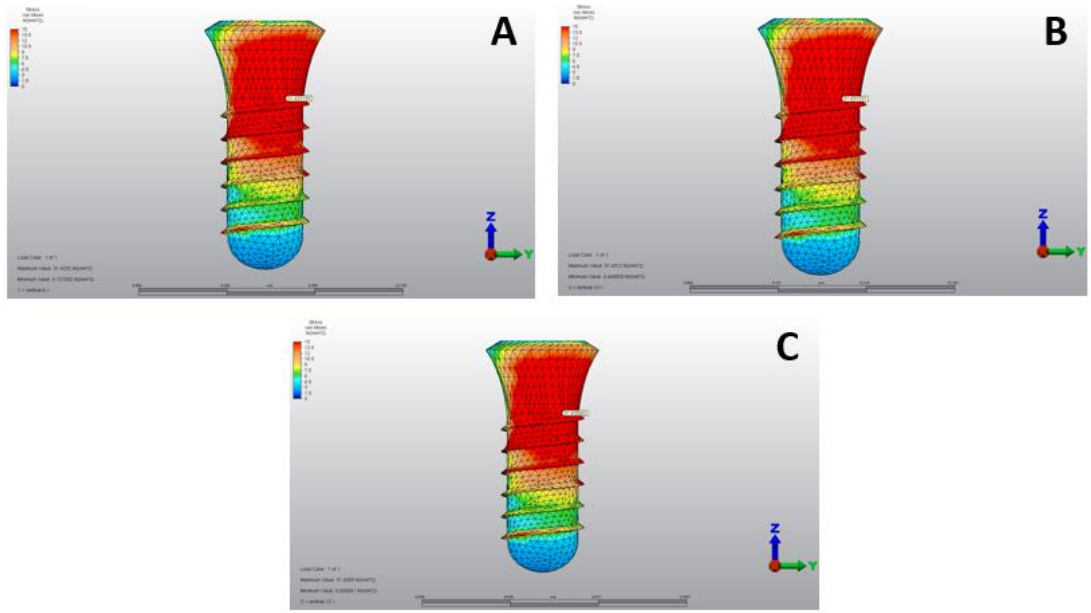
Kron Yüksekliği Mesafesi	Model 1	Model 2	Model 3
8 mm ●	32,415691	31,423193	28,280544
10 mm ●	32,414280	31,431231	28,261315
12 mm ●	32,413268	31,435892	28,260094



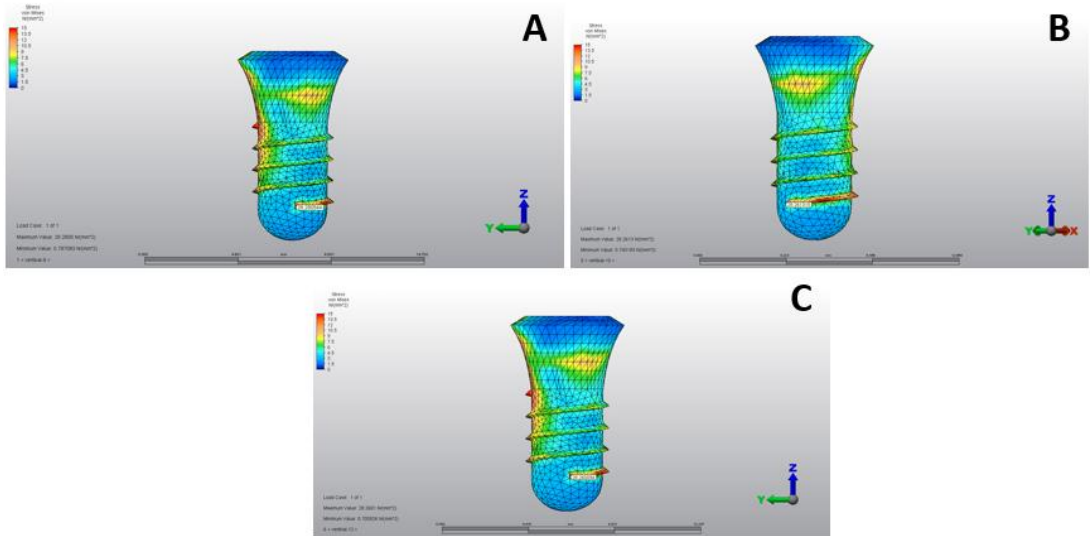
Şekil 4.14. Vertikal yükleme sonucu implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.15. Vertikal yükleme ile Model 1’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.16. Vertikal yükleme ile Model 2’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.17. Vertikal yükleme ile Model 3’te implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (150 N, vertikal), standart mandibula modelinde (Şekil 4.15) ve atrofik mandibula modellerinde (Şekil 4.17); implant üzerinde en yüksek Von Mises stres değerleri, 3 farklı KYM’de de de implantın boyun bölgesinde ölçülmüştür. KYM arttıkça, oluşan Von Mises stres değerlerinin azaldığı görülmüştür.

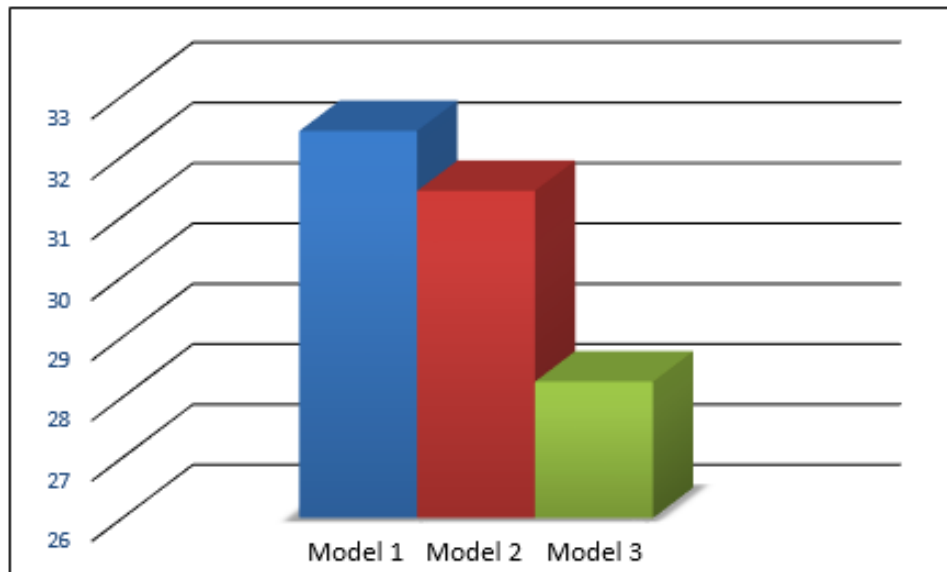
Aynı yükleme koşullarında, rekonstrükte mandibula modelinde ise; benzer şekilde en yüksek Von Mises değeri, 3 farklı KYM’de de implantın boyun bölgesinde ölçülmüş ancak KYM arttıkça, oluşan von Mises stres değerlerinin arttığı görülmüştür(Şekil 4.16).

4.1.2.2. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

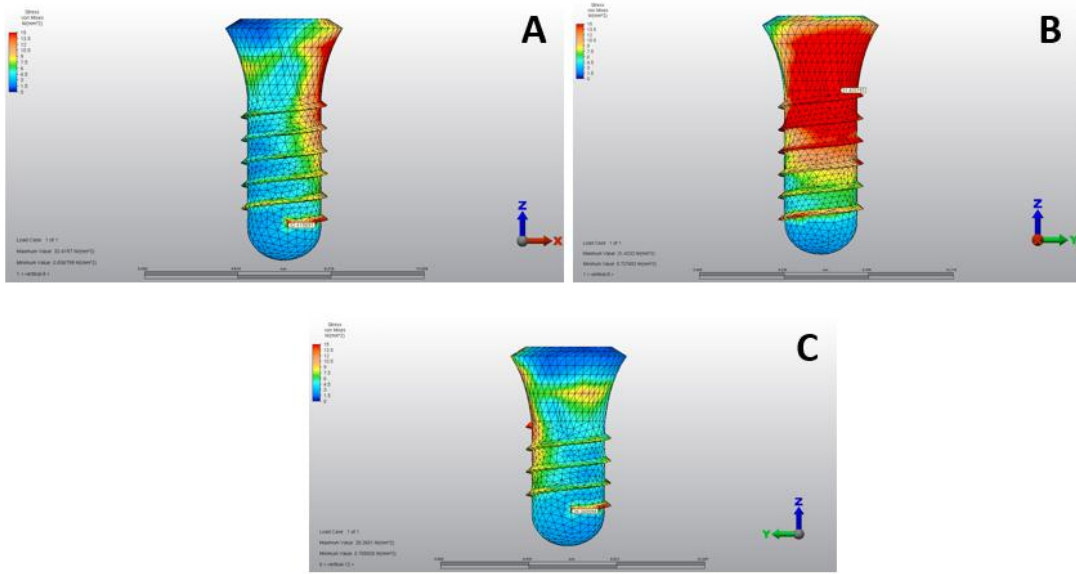
Vertikal yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde implant üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerlerinin karşılaştırılması, Tablo 4.6’da; bar olarak ifadesi Şekil 4.18’de, streslerin implant üzerindeki dağılımları Şekil 4.19’de gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması

		Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (8 mm)	●	32,415691
Model 2 (8 mm)	●	31,423193
Model 3 (12 mm)	●	28,260094



Şekil 4.18. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi



Şekil 4.19. Vertikal yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

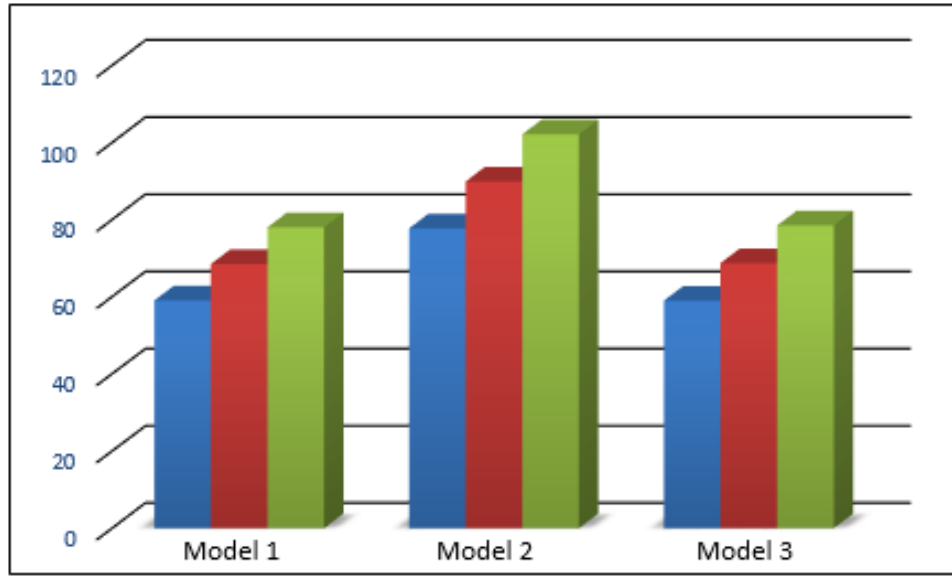
Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri; standart mandibula modelinde; en düşük Von Mises stres değeri ise atrofik mandibula modelinde ölçülmüştür.

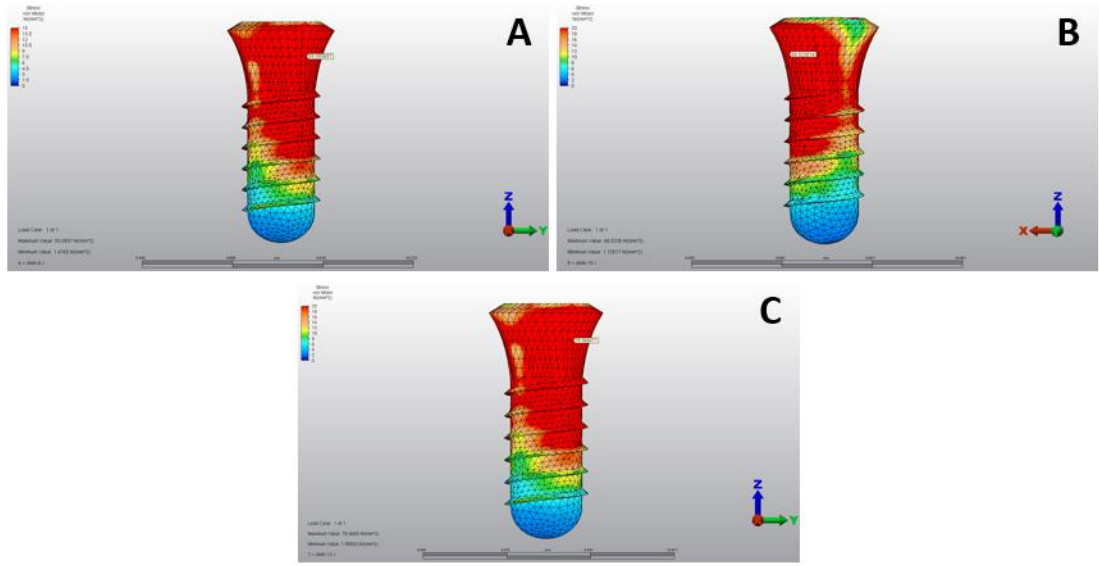
4.1.2.3. Oblik Yükleme ile İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

Oblik yükleme ile implant üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.7'de; bar olarak ifadesi Şekil 4.20'de; streslerin implant üzerindeki dağılımları Şekil 4.21, Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te gösterilmiştir gösterilmiştir.

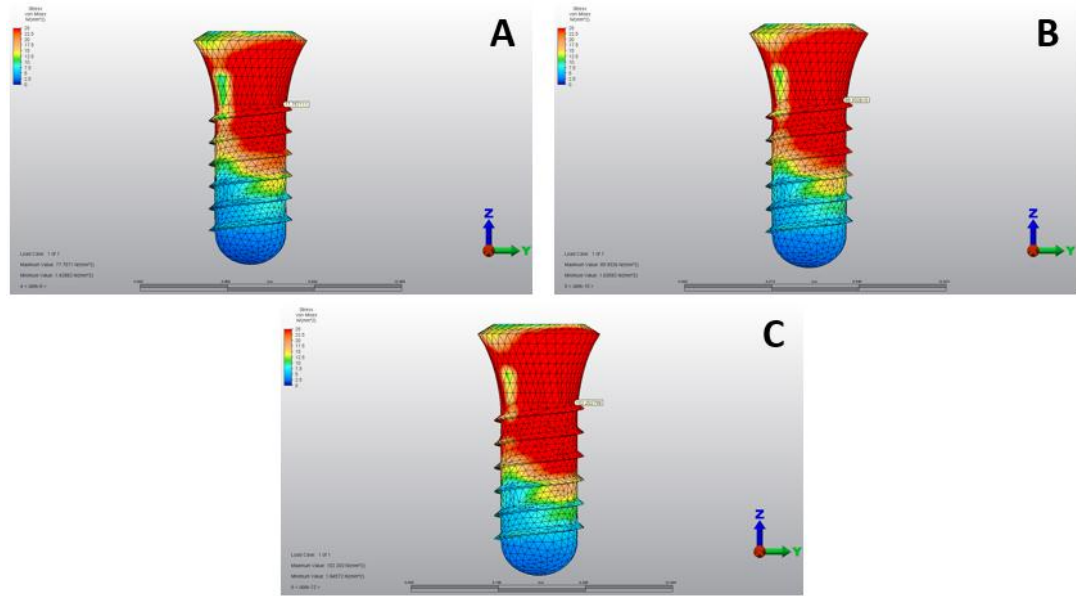
Tablo 4.7. Oblik yükleme ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi		Model 1	Model 2	Model 3
8 mm	●	59,093697	77,757111	59,043277
10 mm	●	68,523514	89,932615	68,780634
12 mm	●	78,066471	102,202798	78,540980

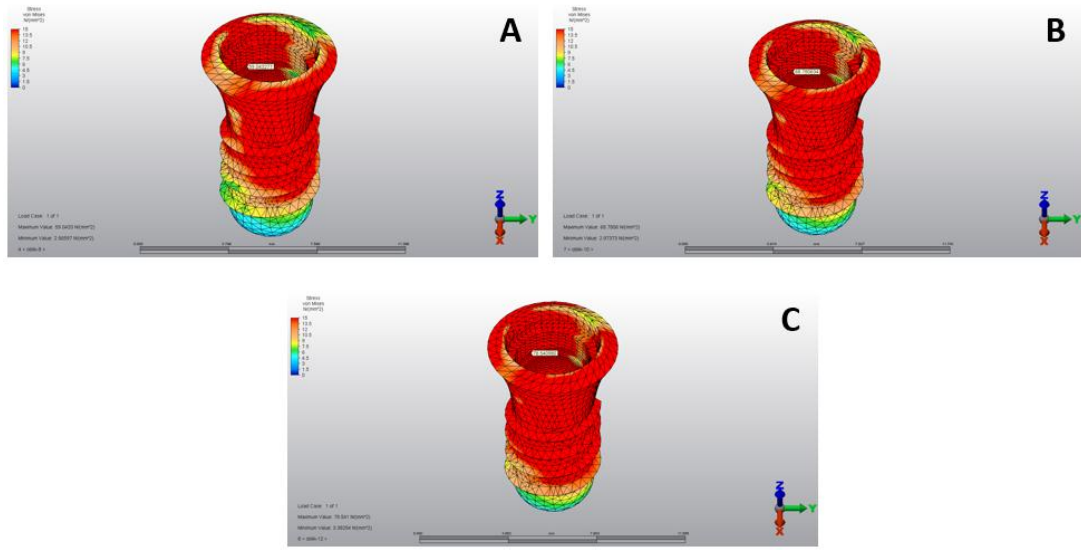
**Şekil 4.20.** Oblik yükleme sonucu implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.21. Oblik yükleme ile Model 1’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.22. Oblik yükleme ile Model 2’de implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.23. Oblik yükleme ile Model 3’te implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

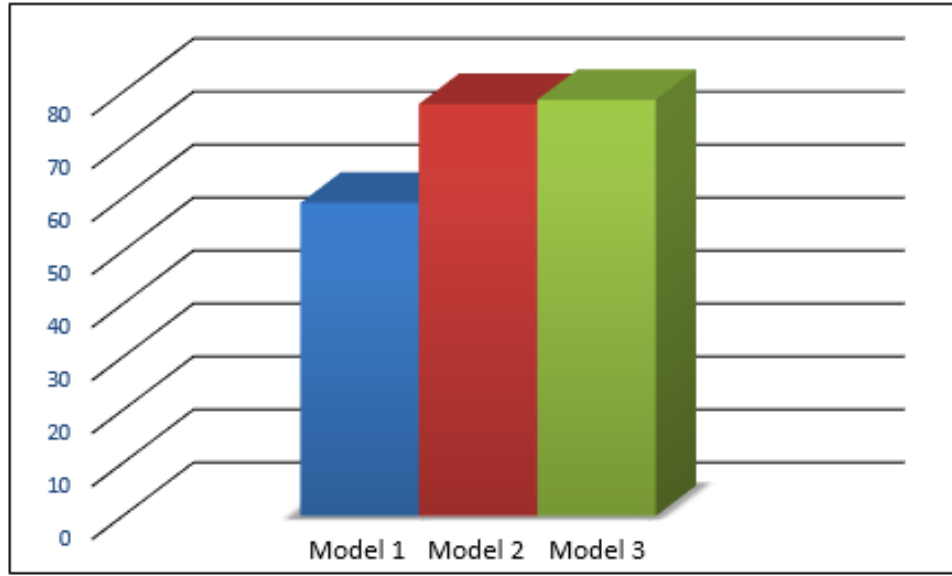
Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik); tüm modellerde, implant üzerinde en yüksek Von Mises değeri, 3 farklı kron yüksekliği mesafesinde de implantın boyun bölgesinde ölçülmüştür. KYM arttıkça, ölçülen Von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

4.1.2.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

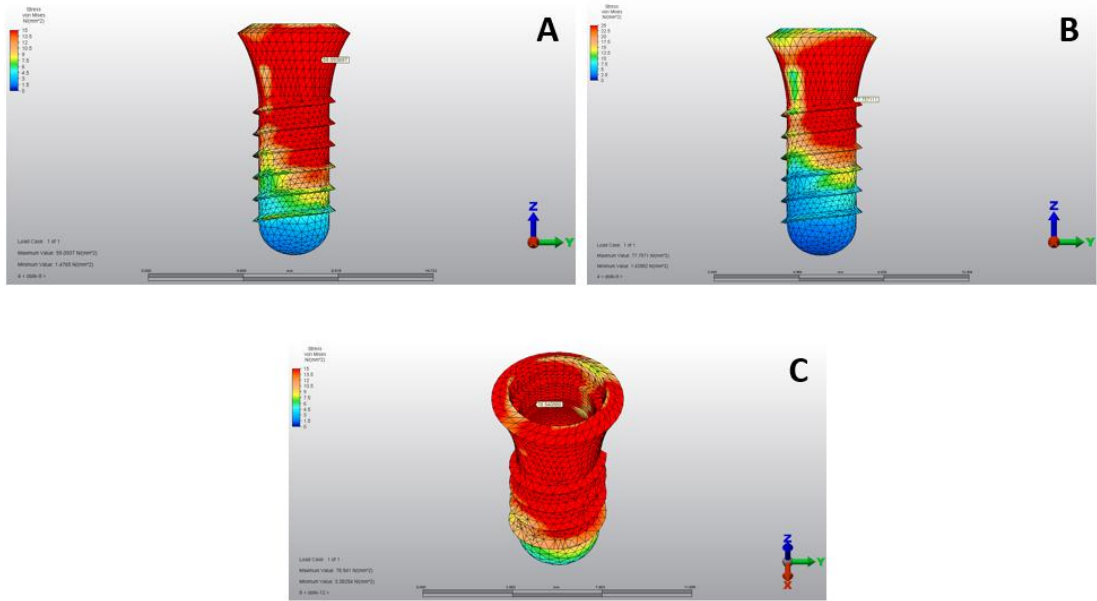
Oblik yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde implant üzerinde oluşan Von Mises tipi stres değerlerinin karşılaştırılması, Tablo 4.8’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.24’te, streslerin implant üzerindeki dağılımları Şekil 4.25’te gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılması

		Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (8 mm)	●	59,093697
Model 2 (8 mm)	●	77,757111
Model 3 (12 mm)	●	78,540980



Şekil 4.24. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmasının grafik ile ifadesi



Şekil 4.25. Oblik yükleme ile 3 farklı mandibula modelinde implant üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı karşılaştırılması. **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri; atrofik mandibula modelinde; en düşük Von Mises stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür.

4.2. Kemik Gerilim Değerleri

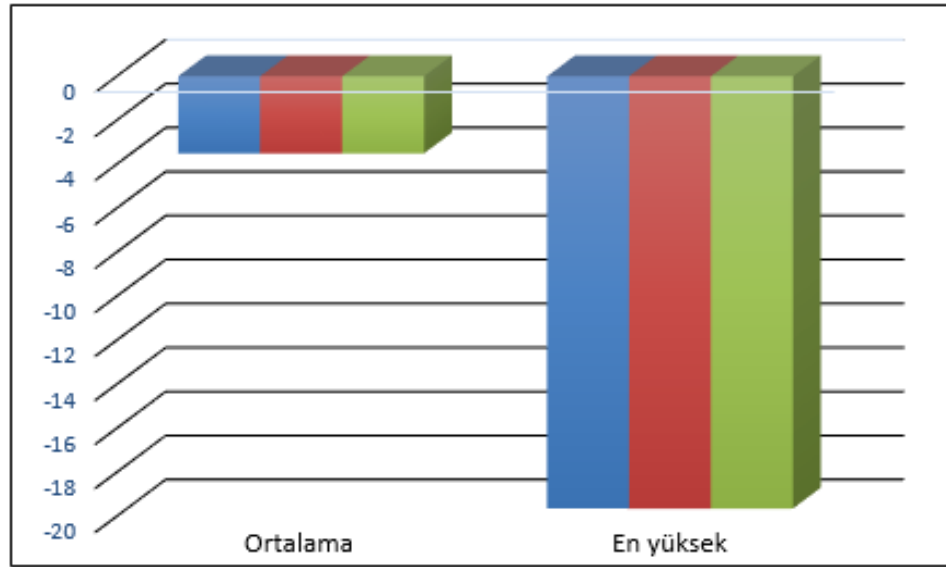
4.2.1. Kortikal Kemik Bulguları

4.2.1.1. Vertikal Yükleme ile Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

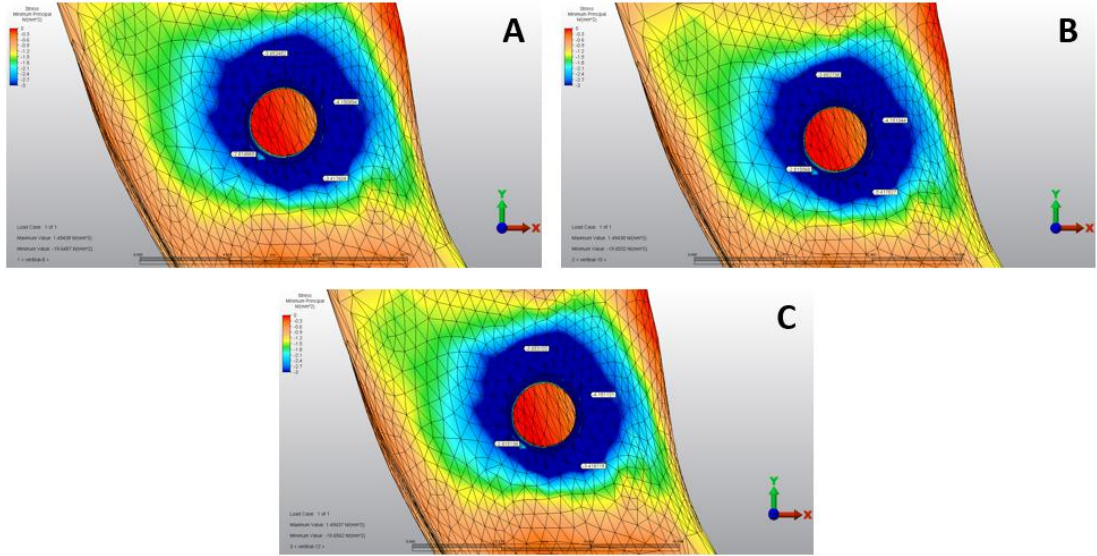
Vertikal yükleme ile standart mandibula modelinde kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.9'da; bar olarak ifadesi Şekil 4.26'da ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.27'de gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Vertikal yükleme ile Model 1’ de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-2,814869	-4,150854	-3,417604	-3,652452	-3,508945	-19,6487
10 mm ●	-2,815068	-4,151044	-3,417827	-3,652738	-3,509169	-19,6532
12 mm ●	-2,815138	-4,151121	-3,418115	-3,653102	-3,509369	-19,6562



Şekil 4.26. Vertikal yükleme ile Model 1’ de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.27. Vertikal yükleme ile Model 1’ de kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), standart mandibula modelinde, en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

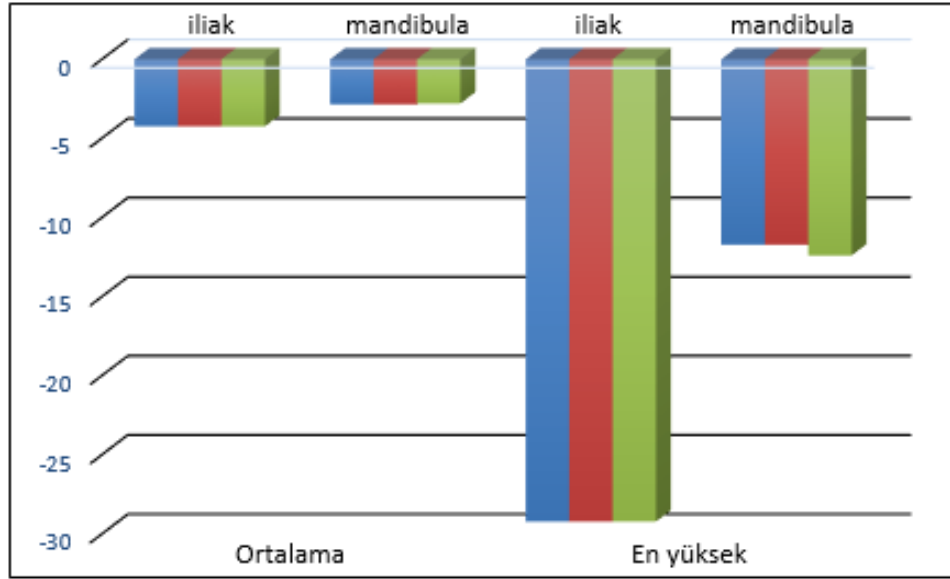
Vertikal yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.10 ve Tablo 4.11’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.28’de ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.29 ve Şekil 4.30’da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

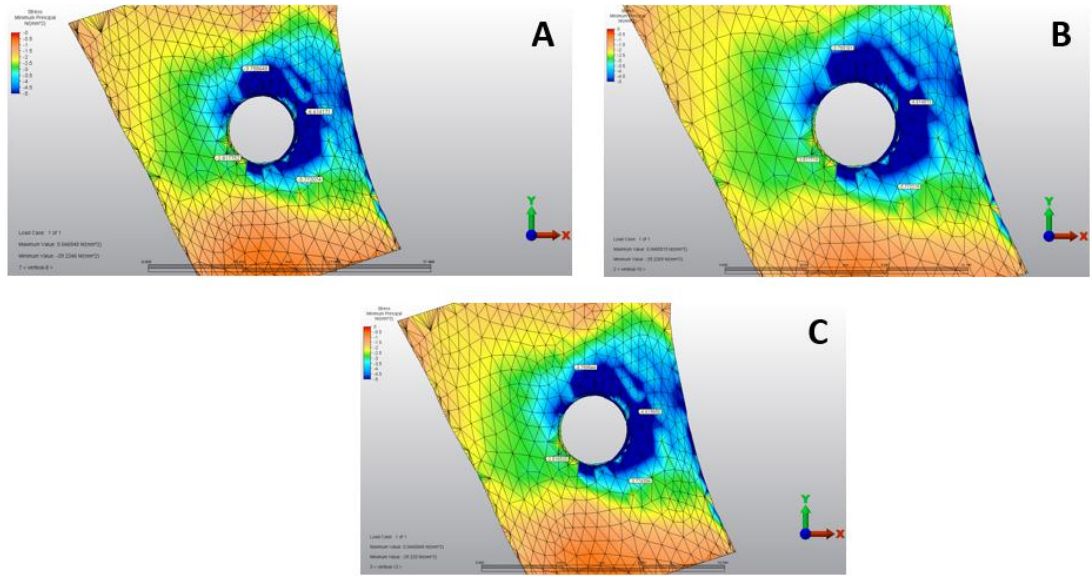
Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kortikal)				MANDİBULAR KEMİK (kortikal)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm ●	- 2,817752	- 6,614171	- 3,772074	- 3,758648	- 2,321445	- 2,624277	- 3,606836	- 2,845066
10 mm ●	- 2,817719	- 6,614873	- 3,772219	- 3,759181	- 2,321259	- 2,624090	- 3,606665	- 2,844917
12 mm ●	- 2,816520	- 6,619650	- 3,774394	- 3,759544	- 2,321474	- 2,425718	- 3,611085	- 2,845327

Tablo 4.11. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

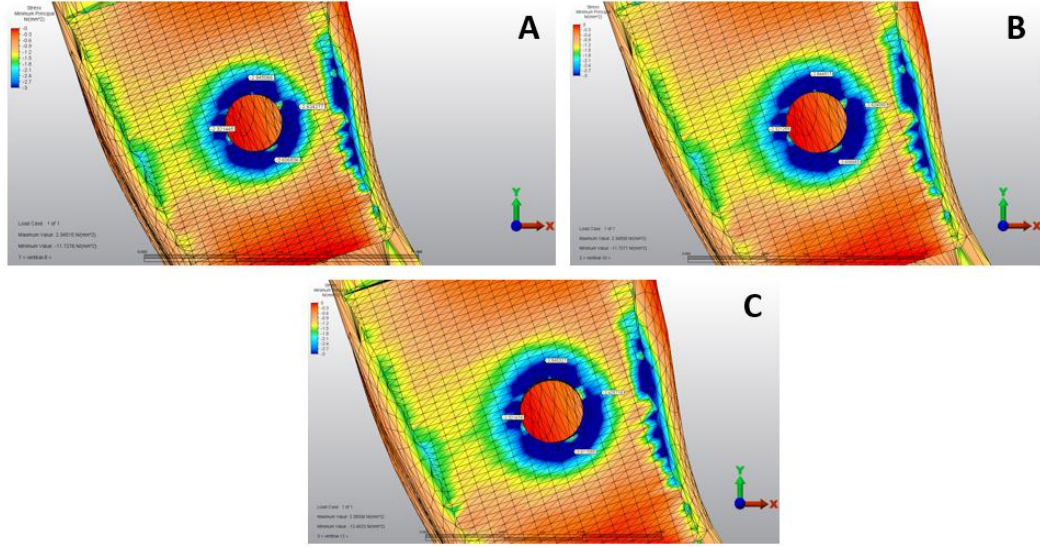
Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kortikal)		MANDİBULER KEMİK (kortikal)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-4,240661	-29,2246	-2,849406	-11,7276
10 mm ●	-4,240998	-29,2269	-2,849233	-11,7271
12 mm ●	-4,242527	-29,2230	-2,800901	-12,4022



Şekil 4.28. Vertikal yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.29. Vertikal yükleme ile Model 2’ de iliak kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



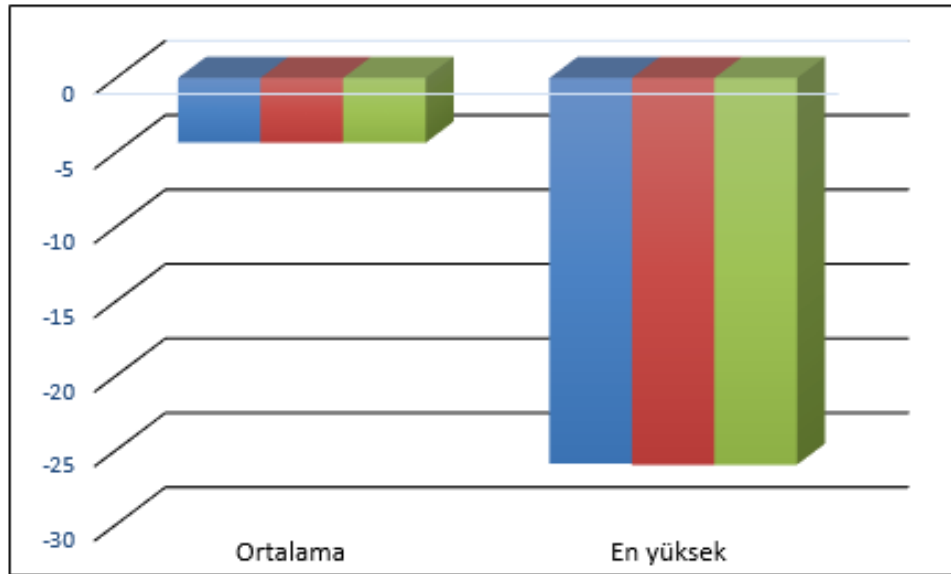
Şekil 4.30. Vertikal yükleme ile Model 2’ de mandibuler kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (150 N, vertikal), rekonstrükte mandibula modelinde, en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki iliak kortikal kemikte ölçülmüştür. En yüksek stres değeri 10 mm KYM’de ölçülürken, en düşük stres değeri ise 12 mm KYM’ de kaydedilmiştir. İliak kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

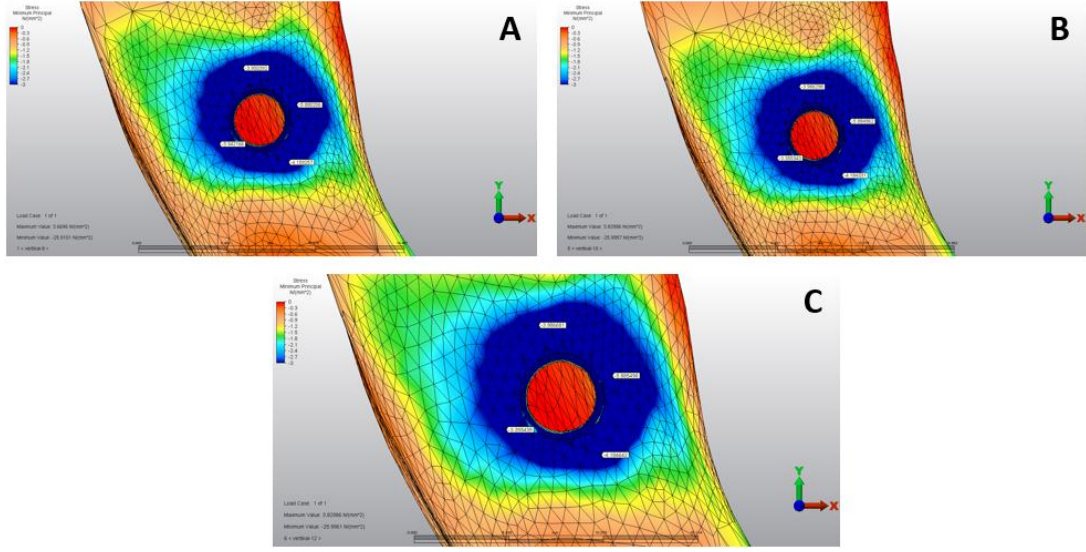
Vertikal yükleme ile atrofik mandibula modelinde kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.12’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.31’de ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.32’de gösterilmiştir.

Tablo 4.12. Vertikal yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-3,342166	-5,880206	-4,159257	-3,950392	-4,333005	-25,9101
10 mm ●	-3,355345	-5,884962	-4,184331	-3,986298	-4,352734	-25,9957
12 mm ●	-3,355439	-5,885498	-4,184642	-3,986681	-4,353065	-25,9961



Şekil 4.31. Vertikal yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.32. Vertikal yükleme ile Model 3’ te kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

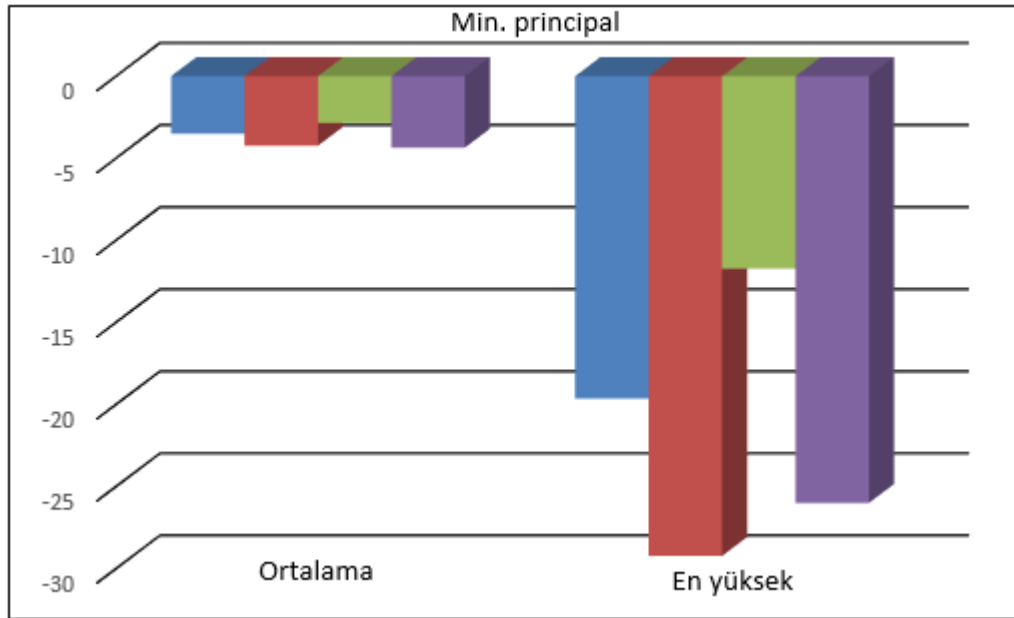
Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), atrofik mandibula modelinde, en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama minimum principal stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

4.2.1.2. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kortikal Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

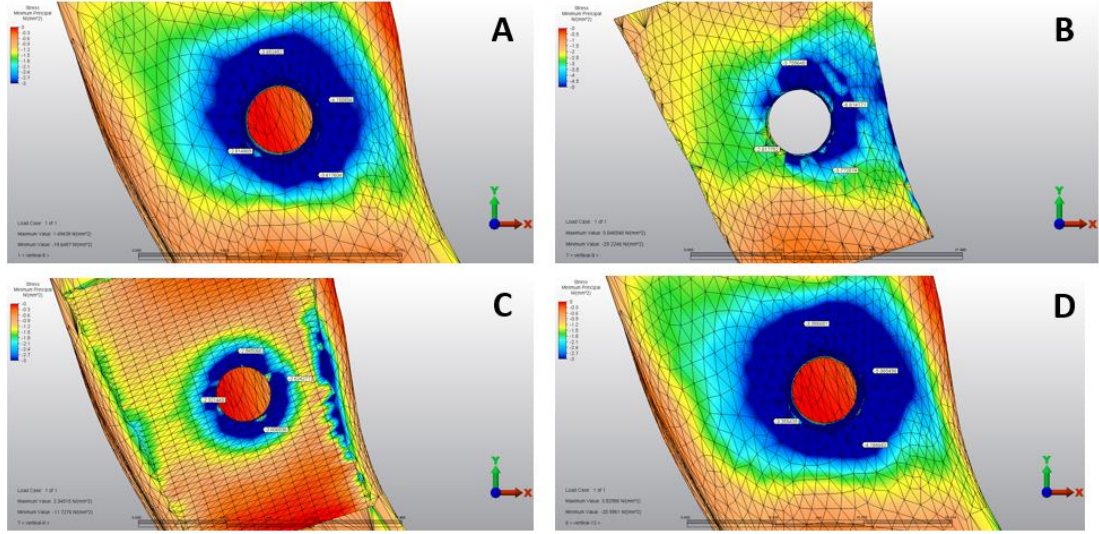
Vertikal yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.13’te; bar olarak ifadesi Şekil 4.33’te ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.34’te gösterilmiştir.

Tablo 4.13. Vertikal yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

		Ortalama Min. Principal	En Yüksek Min. Principal
Model 1 (KYM 8 mm)	●	-3,508945	-19,6487
Model 2-iliak (KYM 8 mm)	●	-4,240661	-29,2246
Model 2-mand. (KYM 8 mm)	●	-2,849406	-11,7276
Model 3 (KYM 12 mm)	●	-4,353065	-25,9961



Şekil 4.33. Vertikal yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.34. Vertikal yükleme ile kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kortikal kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kortikal kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

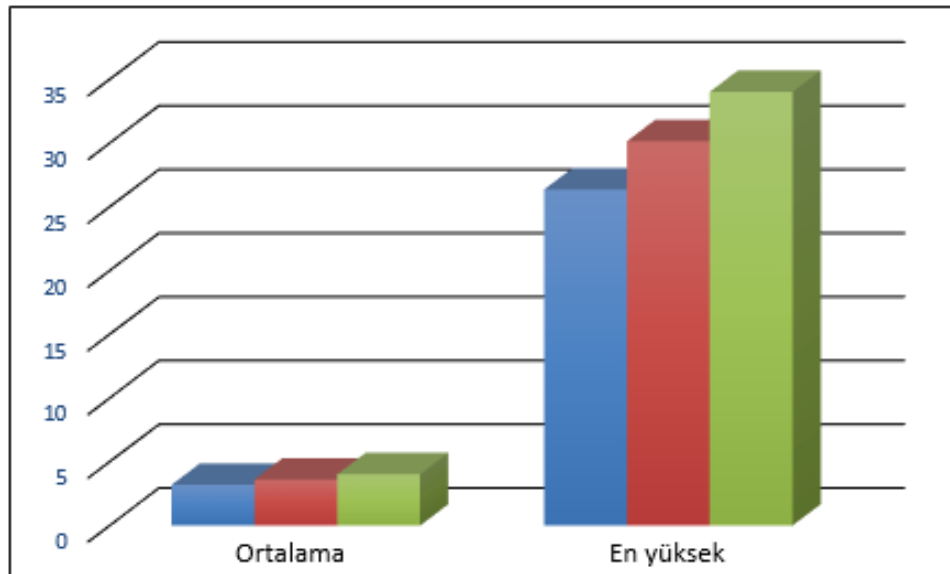
Uygun yükleme koşullarında (150 N, vertikal), kortikal kemik üzerindeki en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kortikal kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kortikal kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri; atrofik mandibula modelinde; en düşük minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür.

4.2.1.3. Oblik Yükleme İle Kortikal Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

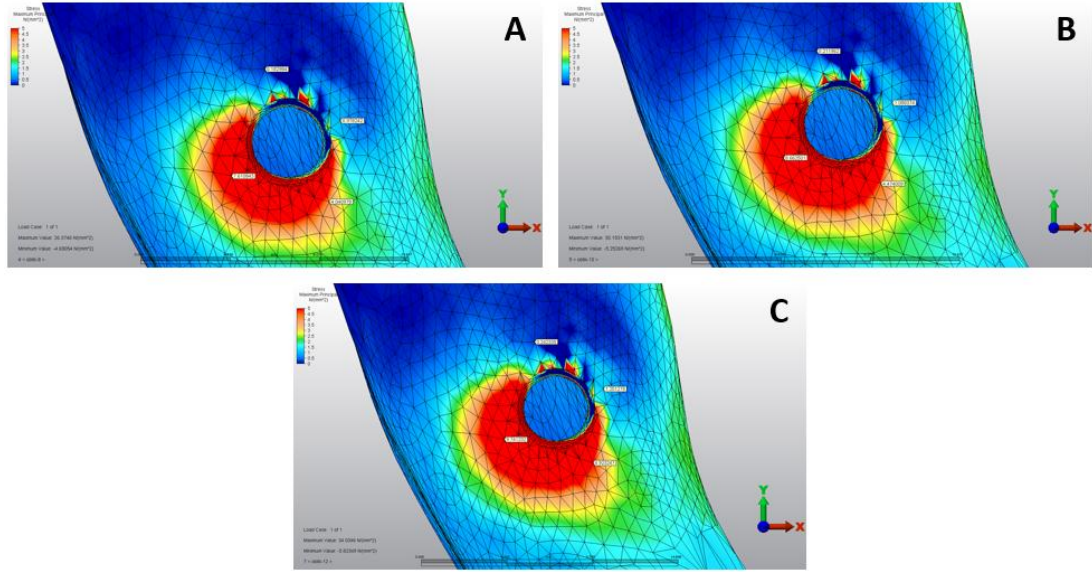
Oblik yükleme ile standart mandibula modelinde kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.14'te; bar olarak ifadesi Şekil 4.35'te ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.36'da gösterilmiştir.

Tablo 4.14. Oblik yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	7,610843	0,978242	4,040978	0,182984	3,203262	26,3746
10 mm ●	8,662501	1,088374	4,474009	0,211962	3,609212	30,1531
12 mm ●	9,741232	1,201278	4,923247	0,242335	4,027023	34,0346



Şekil 4.35. Oblik yükleme ile Model 1' de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



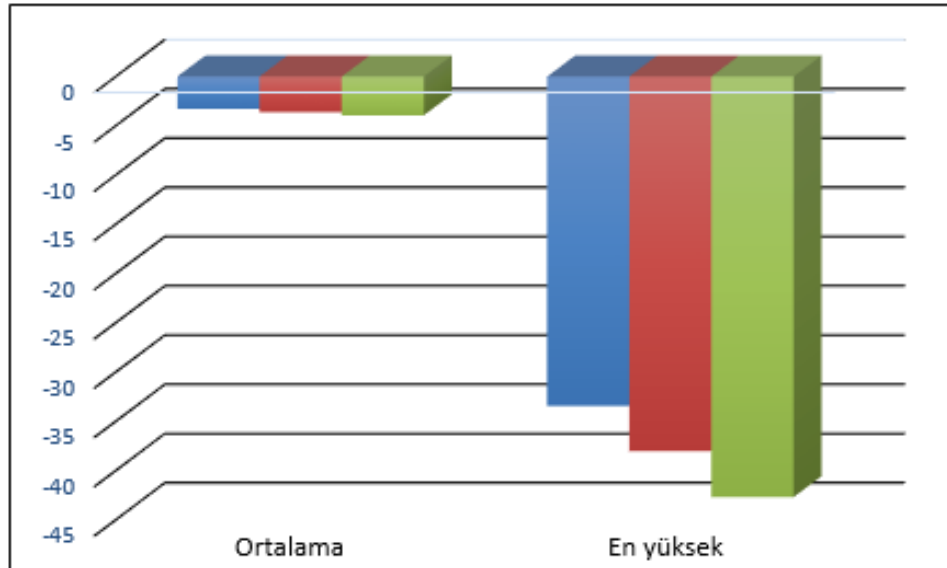
Şekil 4.36. Oblik yükleme ile Model 1’ de kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), standart mandibula modelinde, en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama Maksimum Principal stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

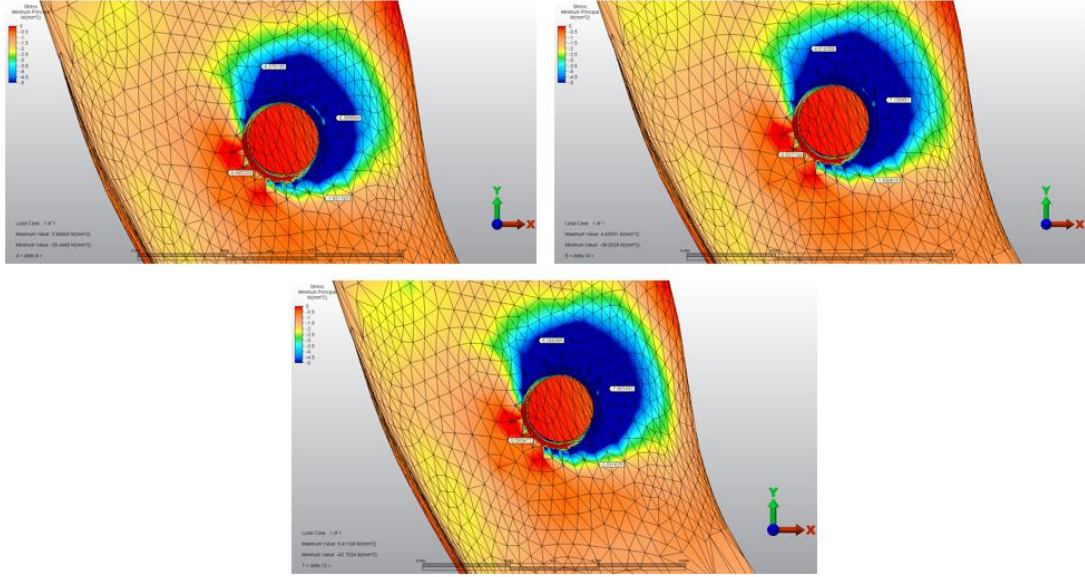
Oblik yükleme ile Model 1’ de kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.15’te; bar olarak ifadesi Şekil 4.37’de ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.38’de gösterilmiştir.

Tablo 4.15. Oblik yükleme ile Model 1’ de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,485203	-6,388864	-1,831743	-4,375159	-3,270242	-33,4445
10 mm ●	-0,537134	-7,135951	-1,930819	-4,816358	-3,605066	-38,0329
12 mm ●	-0,593477	-7,897492	-2,031625	-5,266389	-3,947246	-42,7024



Şekil 4.37. Oblik yükleme ile Model 1’de kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi






Şekil 4.38. Oblik yükleme ile oluşan kortikal kemikteki Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi




Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), standart mandibula modelinde, en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

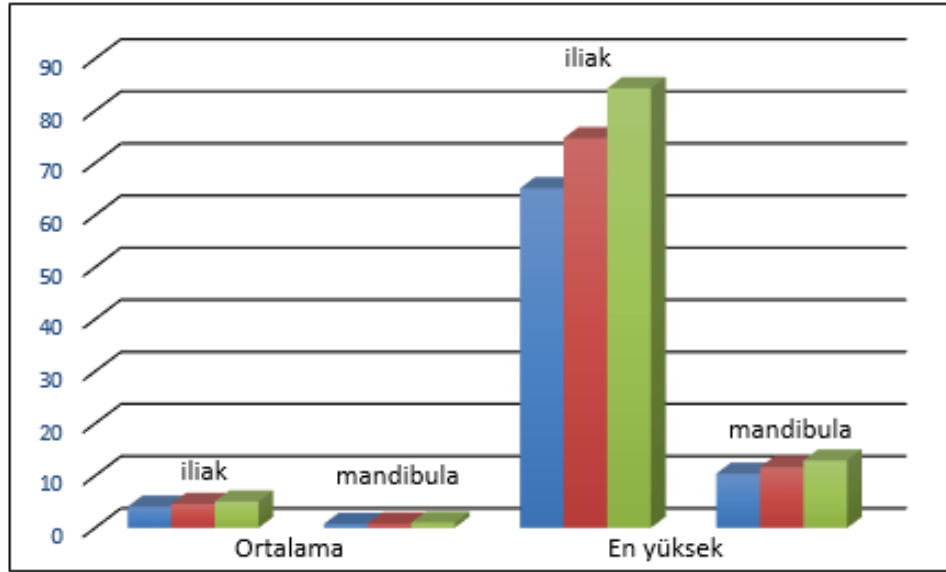
Oblik yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.16 ve Tablo 4.17’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.39’da ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.40 ve Şekil 4.41’de gösterilmiştir.

Tablo 4.16. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

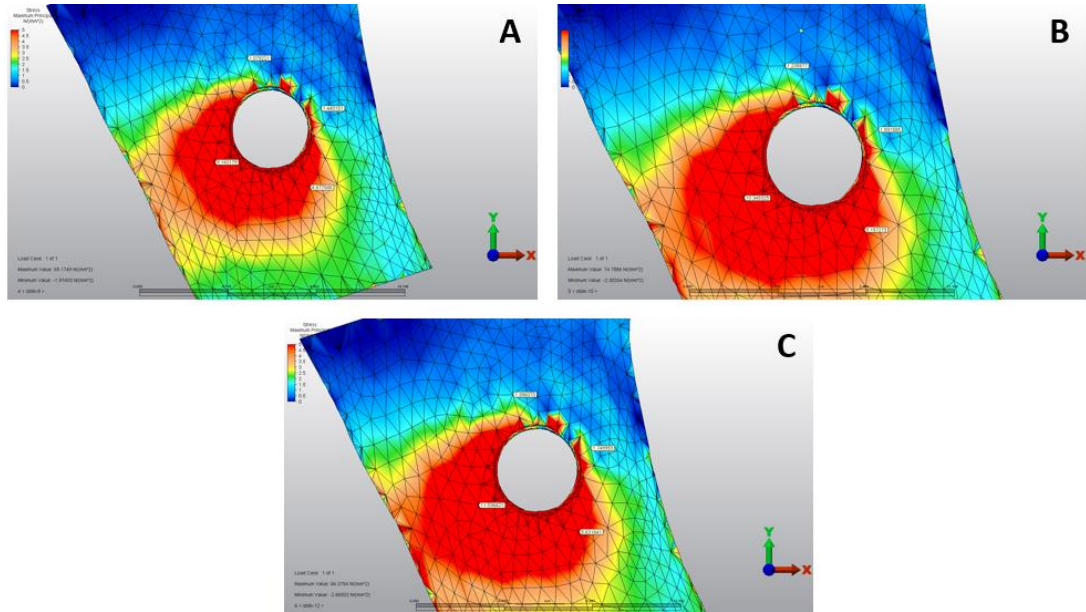
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kortikal)				MANDİBULAR KEMİK (kortikal)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm 	9,142179	1,440101	4,677546	1,079221	1,235218	0,855253	0,635783	0,286316
10 mm 	10,345325	1,591585	5,157273	1,235877	1,366580	0,995833	0,717273	0,366004
12 mm 	11,536421	1,749953	5,631641	1,396073	1,502731	1,200313	0,815723	0,459018

Tablo 4.17. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

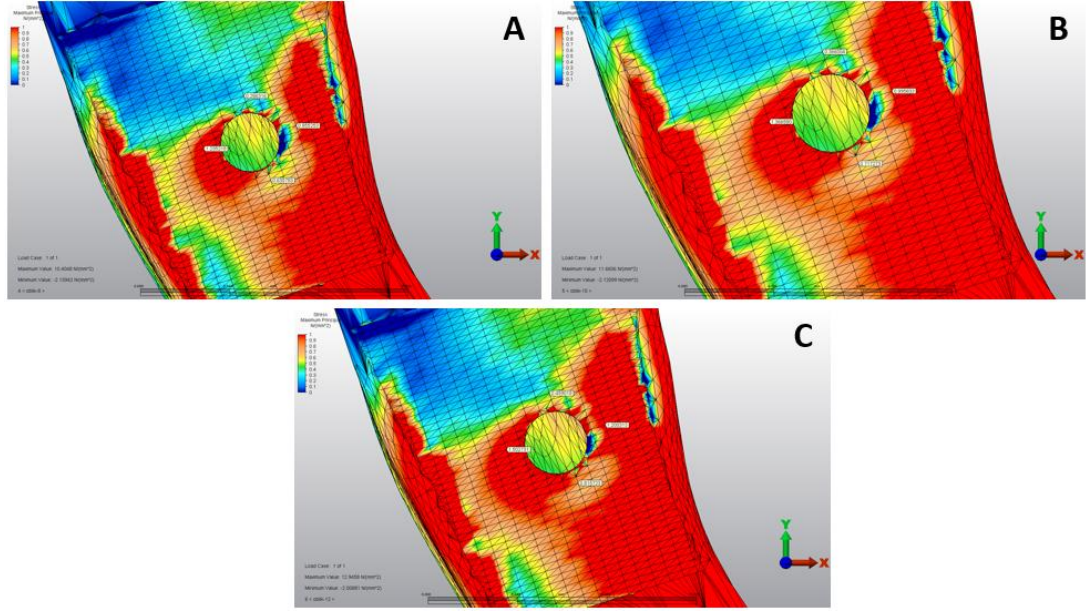
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kortikal)		MANDİBULER KEMİK (kortikal)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm 	4,084762	65,1749	0,753143	10,4048
10 mm 	4,582515	74,7886	0,861423	11,6606
12 mm 	5,078522	84,3754	0,994446	12,9458



Şekil 4.39. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.40. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.41. Oblik yükleme ile Model 2' de mandibuler kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (50 N, oblik), rekonstrükte mandibula modelinde, en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama Maksimum principal stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

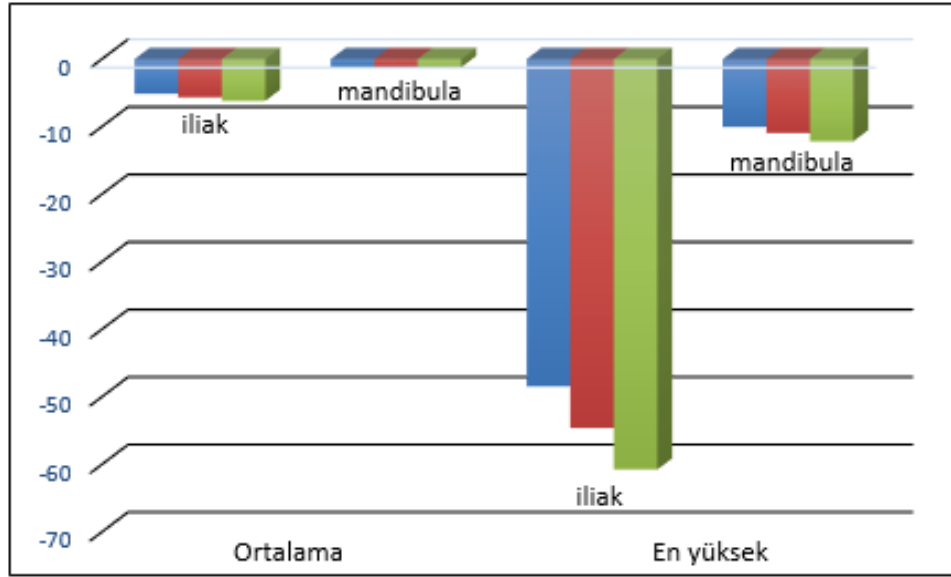
Oblik yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.18 ve Tablo 4.19'da; bar olarak ifadesi Şekil 4.42'de ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.43 ve Şekil 4.44'te gösterilmiştir.

Tablo 4.18. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

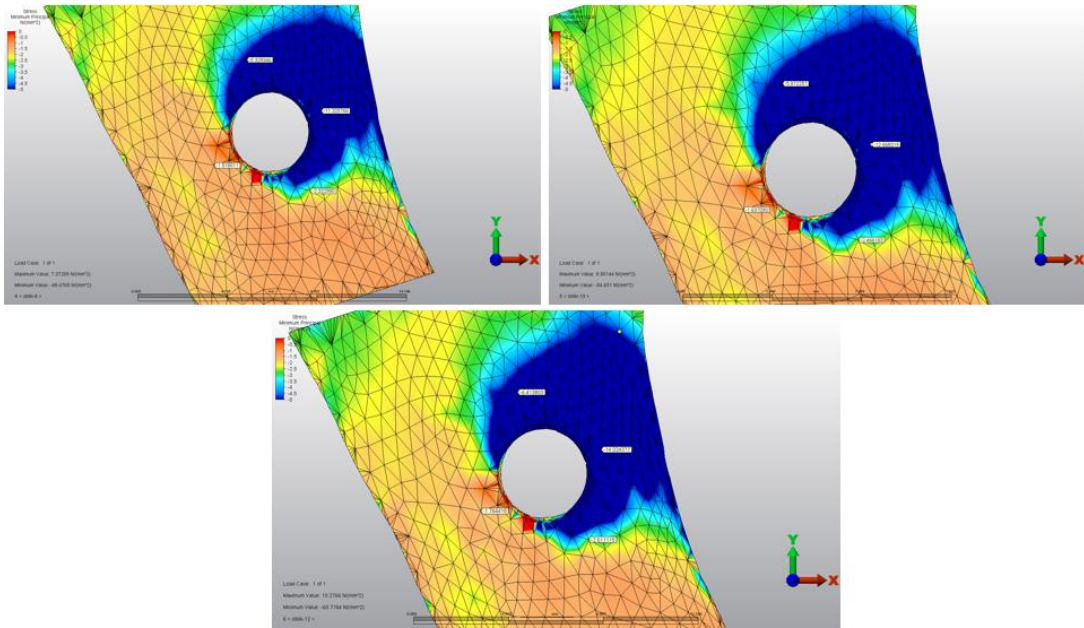
Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kortikal)				MANDİBULAR KEMİK (kortikal)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm ●	- 1,518011	- 11,325766	- 2,322980	- 5,329346	- 0,472830	- 1,765656	- 0,620539	- 1,410330
10 mm ●	- 1,637090	- 12,668319	- 2,466183	- 5,872257	- 0,552904	- 1,890662	- 0,670498	- 1,530614
12 mm ●	- 1,764418	- 14,024377	- 2,611115	- 6,413803	- 0,639038	- 1,826115	- 0,751867	- 1,655425

Tablo 4.19. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

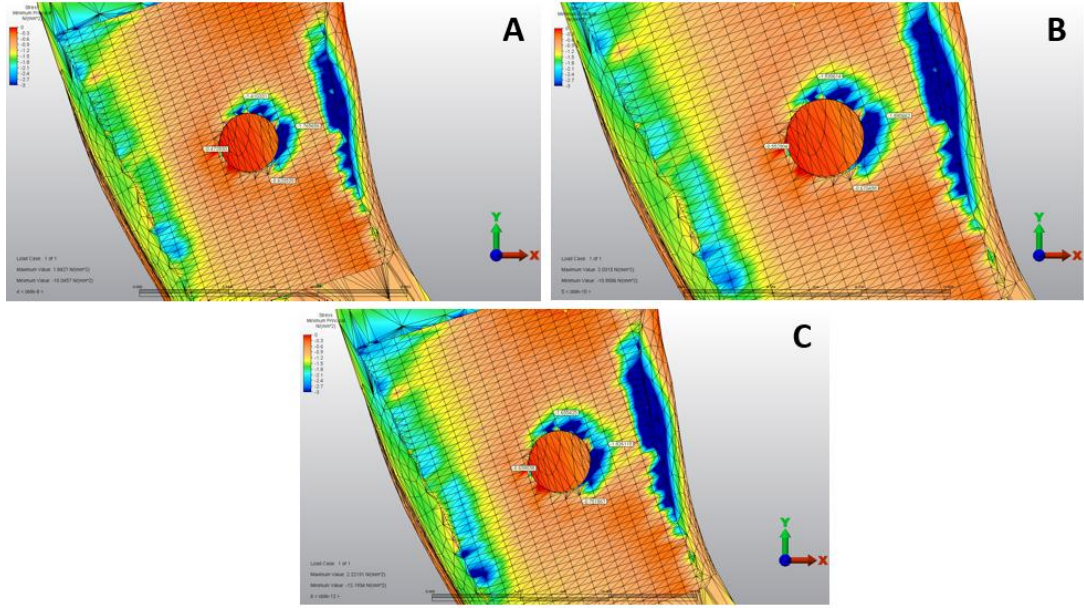
Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kortikal)		MANDİBULER KEMİK (kortikal)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-5,124026	-48,4765	-1,067339	-10,0457
10 mm ●	-5,660962	-54,6310	-1,161170	-10,9586
12 mm ●	-6,203428	-60,7764	-1,218111	-12,1934



Şekil 4.42. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.43. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



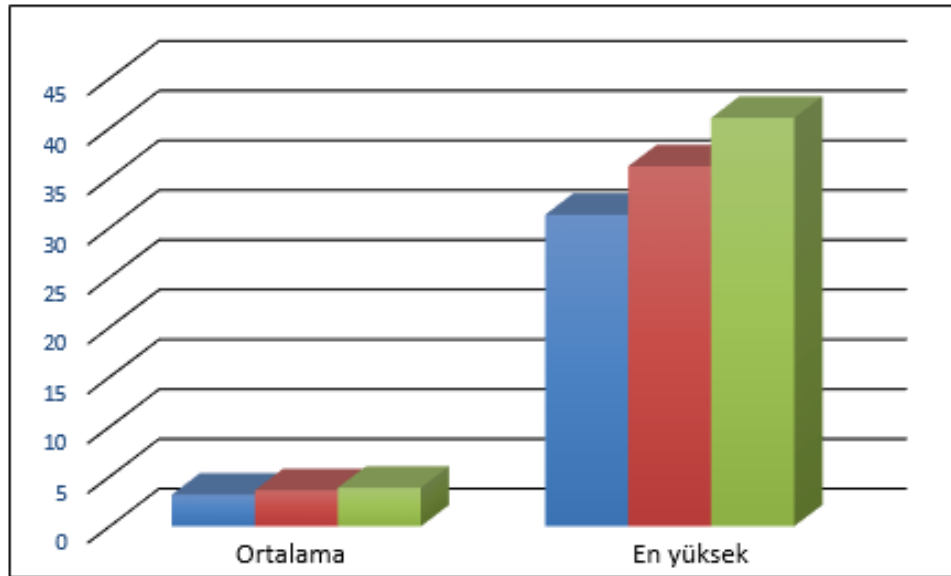
Şekil 4.44. Oblik yükleme ile Model 2’de mandibuler kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (50 N, oblik), rekonstrükte mandibula modelinde, en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki iliak kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. İliak kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

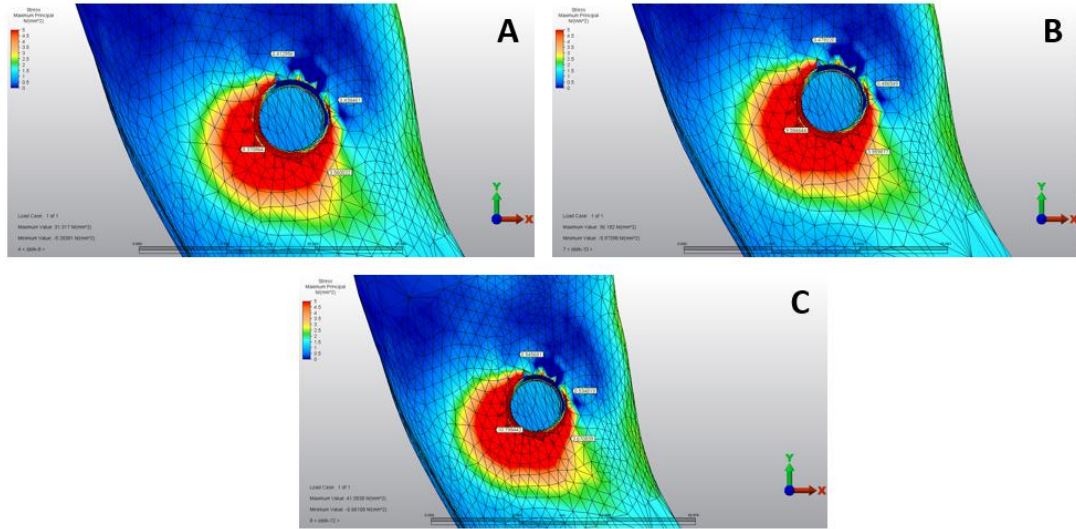
Oblik yükleme ile atrofik mandibula modelinde kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.20’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.45’de ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.46’de gösterilmiştir.

Tablo 4.20. Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	8,370864	0,438461	3,560022	0,412956	3,195576	31,3170
10 mm ●	9,584644	0,486549	3,959877	0,479220	3,627573	36,1820
12 mm ●	10,798442	0,534819	3,670839	0,545681	3,887445	41,0538



Şekil 4.45. Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



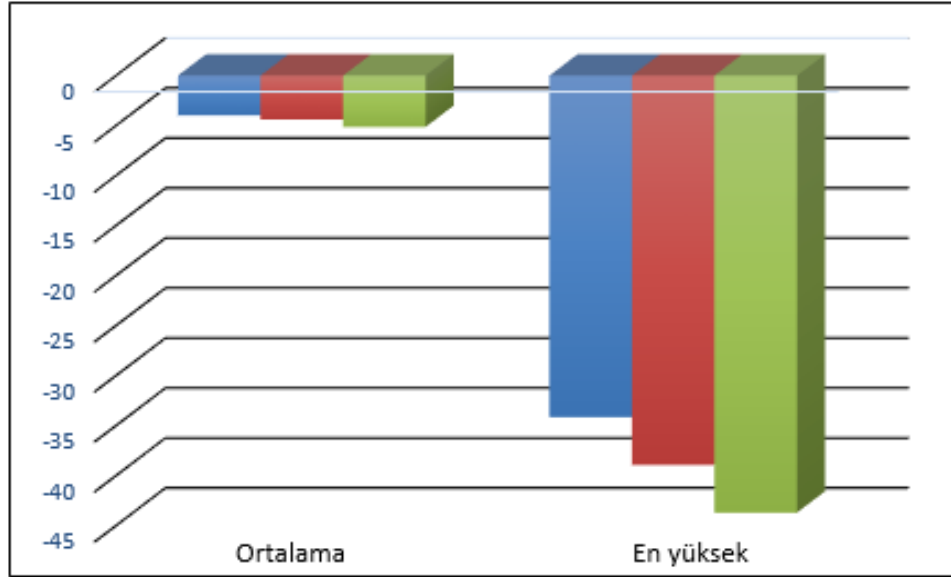
Şekil 4.46. Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), atrofik mandibula modelinde, en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama Maksimum principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

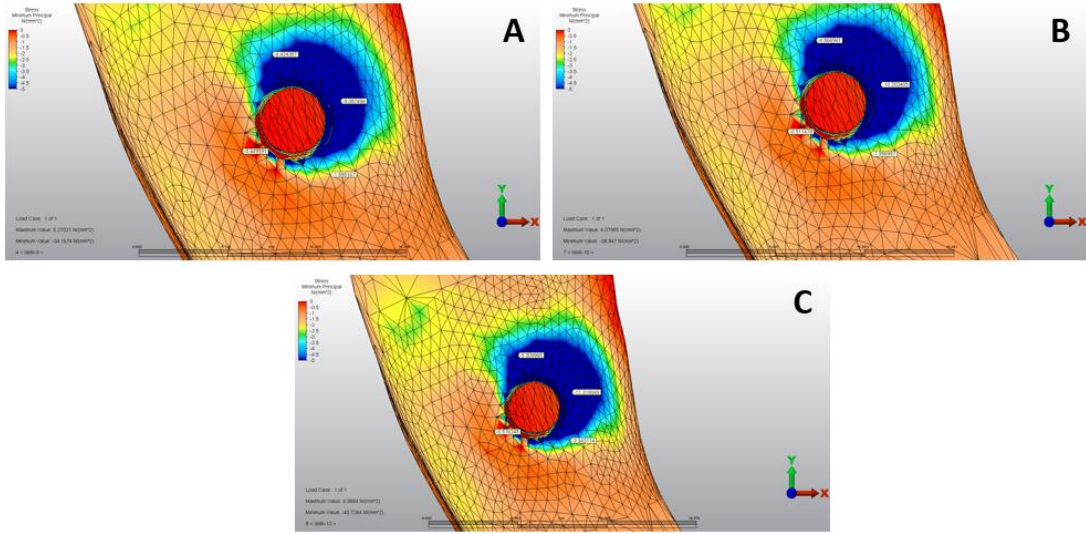
Oblik yükleme ile atrofik mandibula modelinde kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.21'de; bar olarak ifadesi Şekil 4.47'de ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.48'de gösterilmiştir.

Tablo 4.21. Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,449591	-9,087486	-1,895167	-4,424357	-3,964150	-34,1674
10 mm ●	-0,511478	-10,202405	-1,996957	-4,866941	-4,394445	-38,9470
12 mm ●	-0,576245	-11,319049	-3,343114	-5,309985	-5,137098	-43,7264



Şekil 4.47. Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.48. Oblik yükleme ile Model 3' te kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

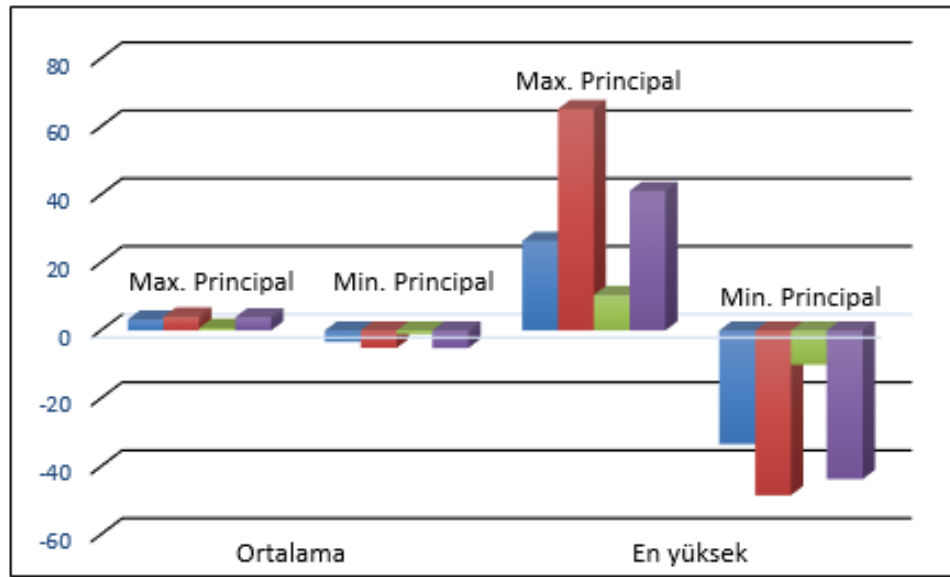
Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), atrofik mandibula modelinde, en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

4.2.1.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kortikal Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

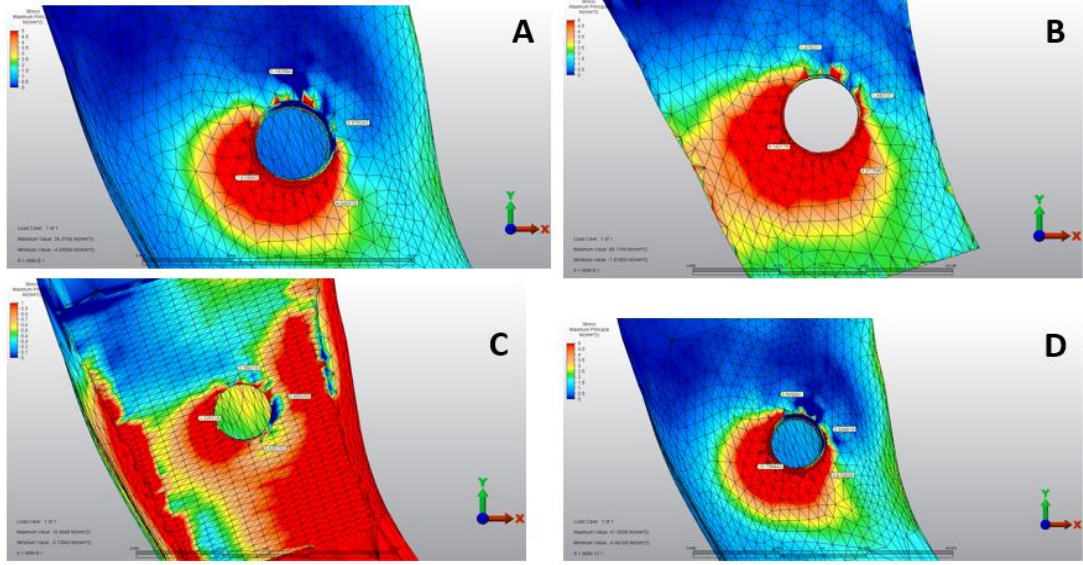
Oblik yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.22'de; bar olarak ifadesi Şekil 4.49'da ve streslerin kortikal kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.50 ve Şekil 4.51'de gösterilmiştir.

Tablo 4.22. Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

	Ortalama		En yüksek	
	Maks. Principal	Min. Principal	Maks. Principal	Min. Principal
Model 1 (KYM 8 mm) ●	3,203262	-3,270242	26,3746	-33,4445
Model 2-iliak (KYM 8 mm) ●	4,084762	-5,124026	65,1749	-48,4765
Model 2-mand. (KYM 8 mm) ●	0,753143	-1,067339	10,4048	-10,0457
Model 3 (KYM 12 mm) ●	3,887445	-5,137098	41,0538	-43,7264

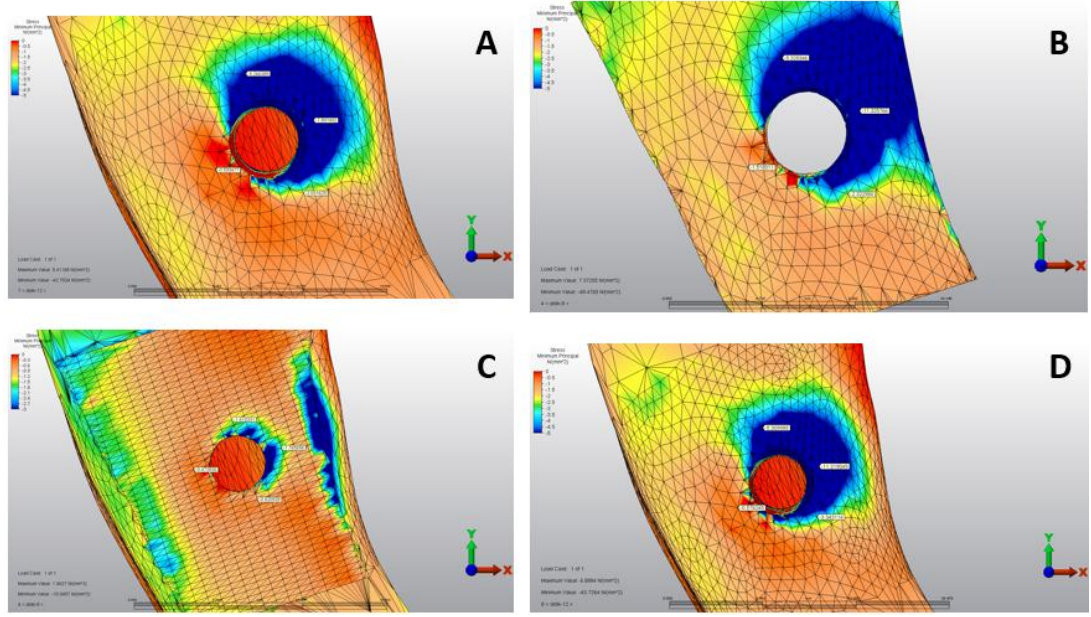


Şekil 4.49. Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.50. Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kortikal kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kortikal kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), kortikal kemik üzerindeki en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kortikal kemikte ölçülen maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kortikal kemikte ölçülen maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri, rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür



Şekil 4.51. Oblik yükleme ile kortikal kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kortikal kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kortikal kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Aynı yükleme koşullarında(50 N, oblik), kortikal kemik üzerindeki en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kortikal kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kortikal kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek minimum principal stres (sıkışma tipi) değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür.

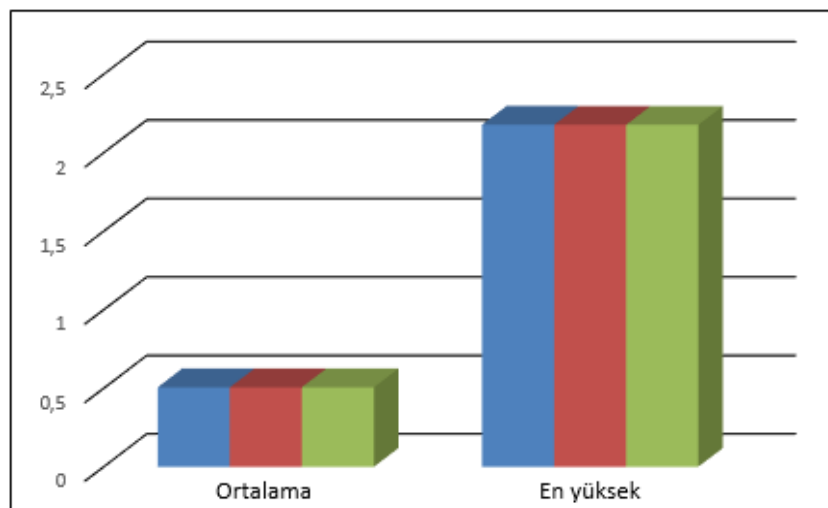
4.2.2. Kansellöz Kemik Bulguları

4.2.2.1. Vertikal Yükleme ile Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

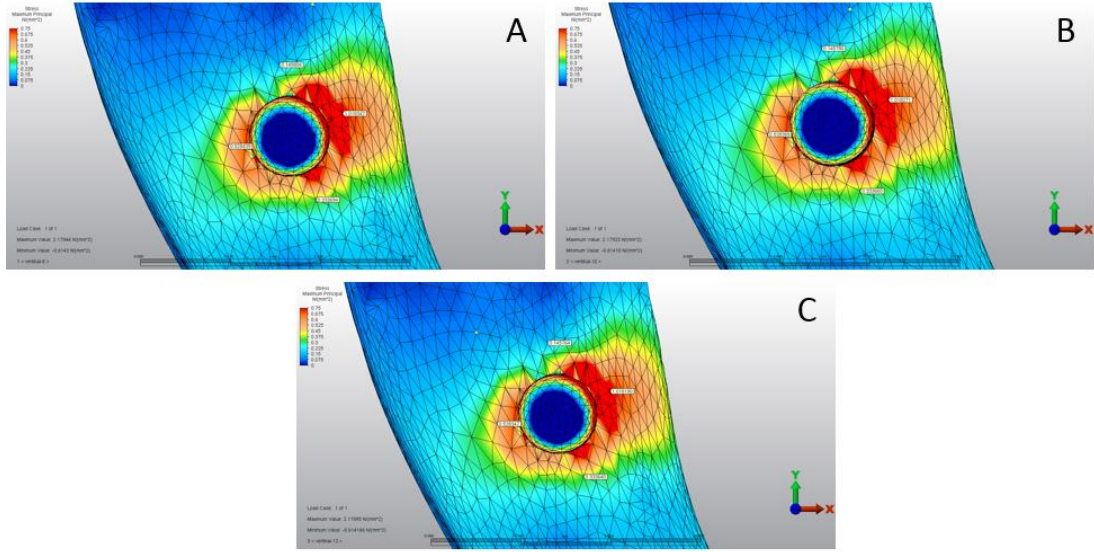
Vertikal yükleme ile standart mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.23'te; bar olarak ifadesi Şekil 4.52'de ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.53'te gösterilmiştir.

Tablo 4.23. Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	0,528439	1,018347	0,333694	0,145804	0,506571	2,17944
10 mm ●	0,528389	1,018271	0,333660	0,145780	0,506525	2,17923
12 mm ●	0,528347	1,018190	0,333640	0,145764	0,506485	2,17895



Şekil 4.52. Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



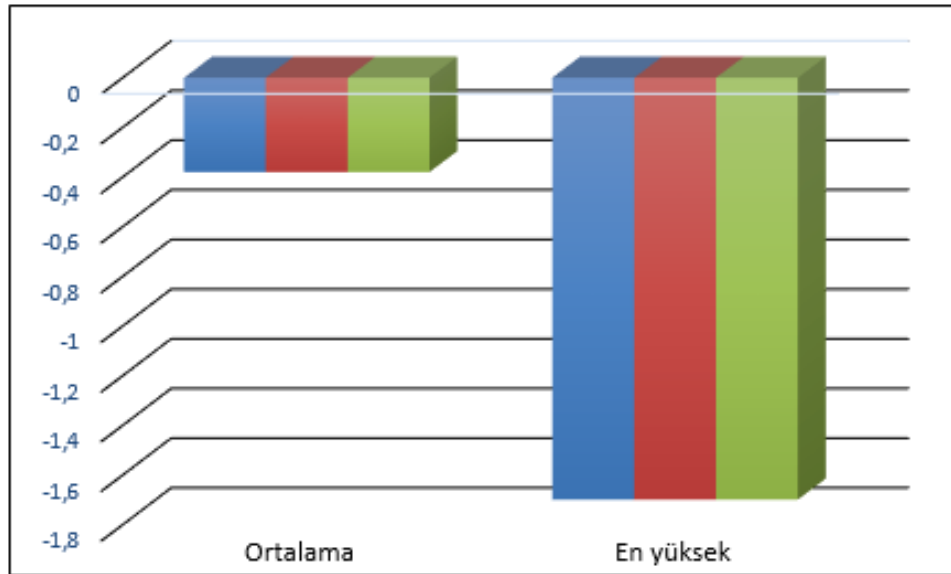
Şekil 4.53. Vertikal yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), standart mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin azaldığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de azaldığı görülmüştür.

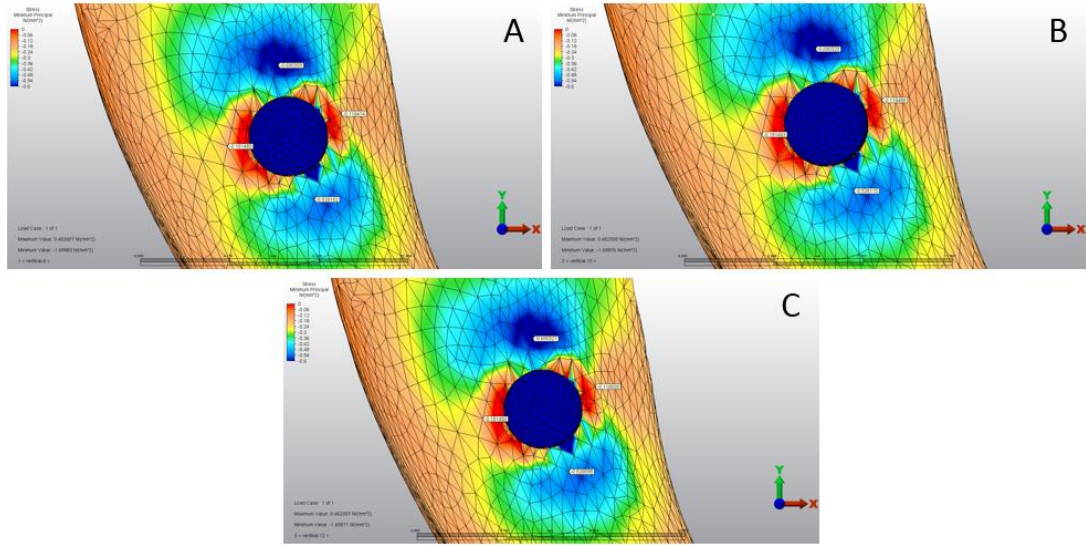
Vertikal yükleme ile standart mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.24'te; bar olarak ifadesi Şekil 4.54'te ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.55'te gösterilmiştir.

Tablo 4.24. Vertikal yükleme ile Model 1’de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,181480	-0,118474	-0,528152	-0,690333	-0,379610	-1,69883
10 mm ●	-0,181463	-0,118489	-0,528115	-0,690320	-0,379597	-1,69876
12 mm ●	-0,181450	-0,118505	-0,528098	-0,690327	-0,379595	-1,69871



Şekil 4.54. Vertikal yükleme ile Model 1’de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi






Şekil 4.55. Vertikal yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi




Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), standart mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın apeksi etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin azaldığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin azaldığı görülmüştür.

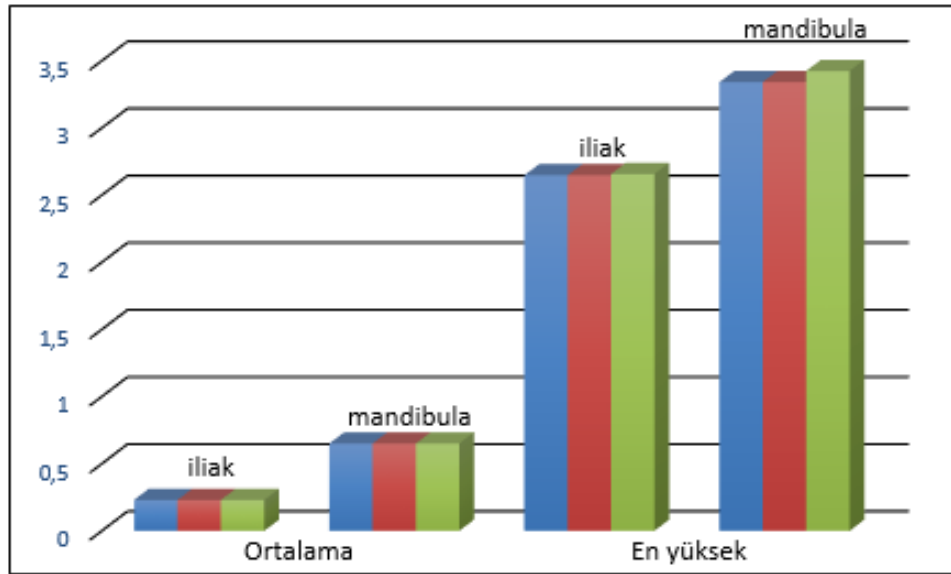
Vertikal yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.25 ve Tablo 4.26’da; bar olarak ifadesi Şekil 4.56’da ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.57 ve Şekil 4.58’de gösterilmiştir.

Tablo 4.25. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

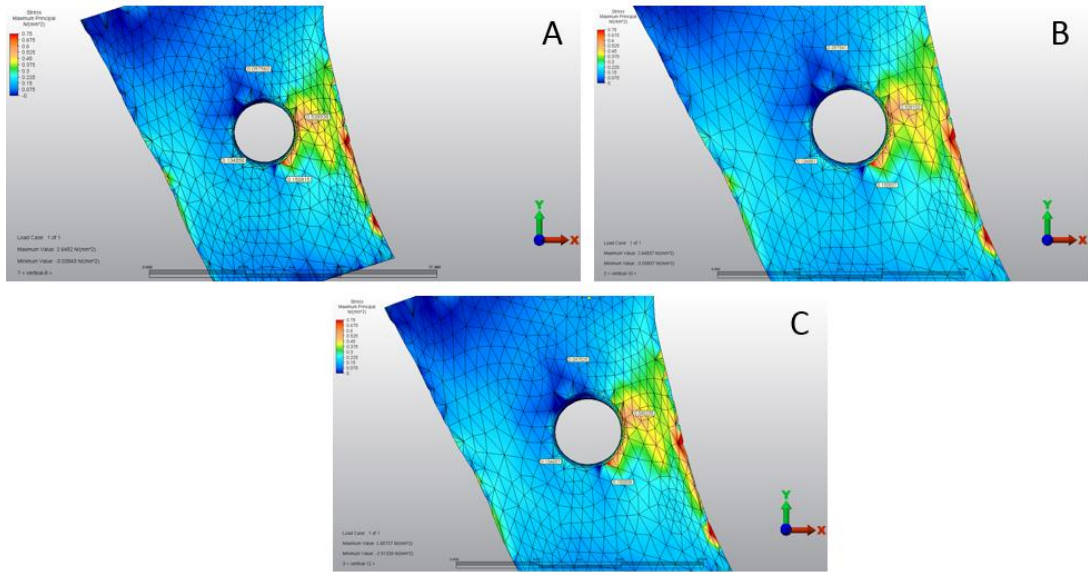
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kansellöz)				MANDİBULAR KEMİK (kansellöz)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm 	0,134858	0,538938	0,150815	0,097560	0,504536	0,939072	0,757719	0,401564
10 mm 	0,134881	0,539103	0,150837	0,097541	0,504517	0,939039	0,757694	0,401549
12 mm 	0,134657	0,540238	0,150836	0,097525	0,504462	0,940546	0,758123	0,401704

Tablo 4.26. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

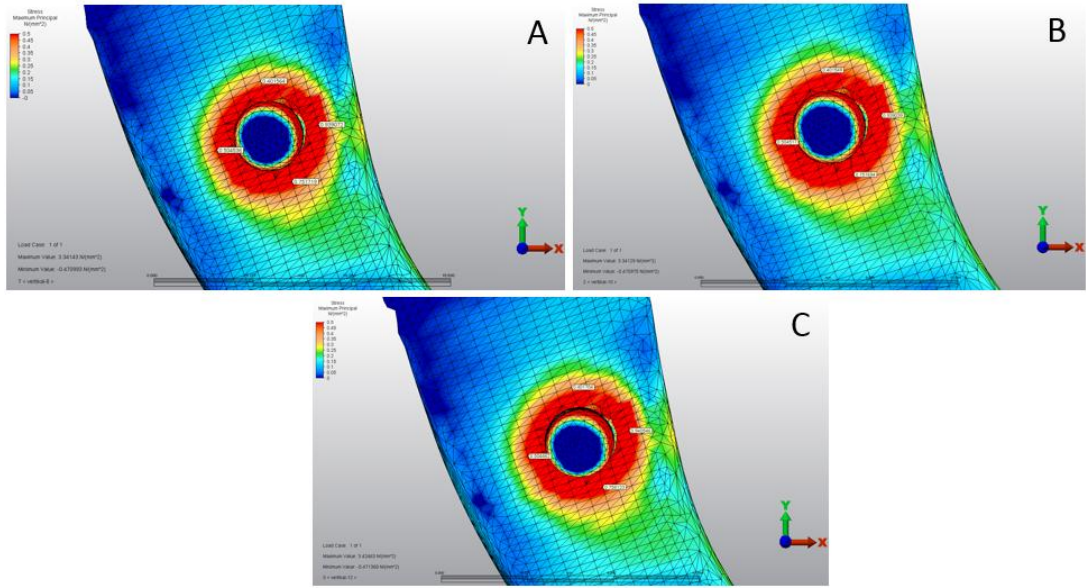
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kansellöz)		MANDİBULER KEMİK (kansellöz)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm 	0,230543	2,64820	0,650723	3,34143
10 mm 	0,230591	2,64837	0,650700	3,34129
12 mm 	0,230814	2,65737	0,651209	3,42463



Şekil 4.56. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.57. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.58. Vertikal yükleme ile Model 2' de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (150 N, vertikal), rekonstrükte mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin de arttığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında da, KYM arttıkça; ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

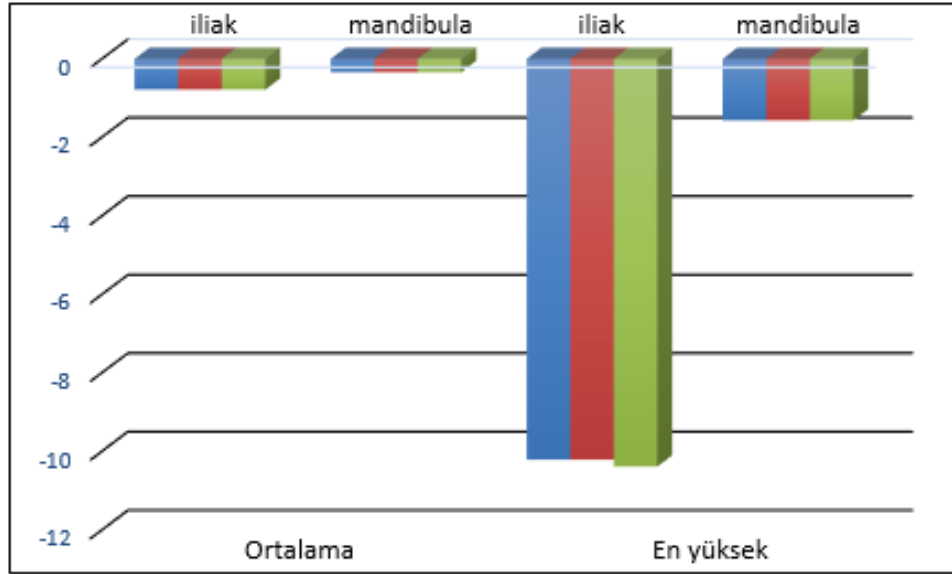
Vertikal yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.27 ve Tablo 4.28'de; bar olarak ifadesi Şekil 4.59'de ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.60 ve Şekil 61'de gösterilmiştir.

Tablo 4.27. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

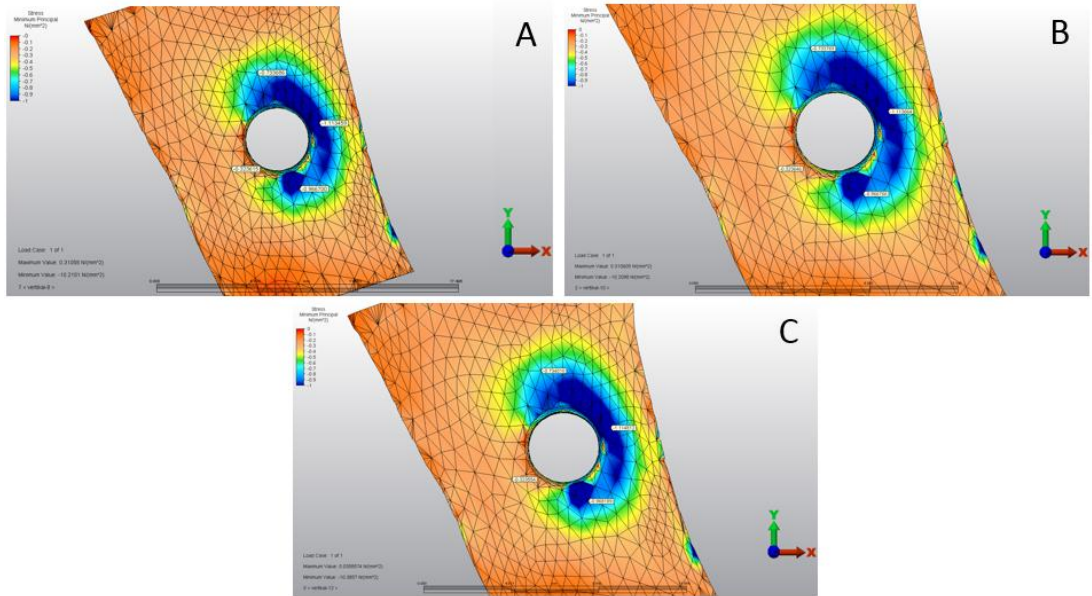
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kansellöz)				MANDİBULAR KEMİK (kansellöz)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm ●	- 0,323615	- 1,113459	- 0,966700	- 0,733686	- 0,363549	- 0,148716	- 0,394206	- 0,441874
10 mm ●	- 0,323646	- 1,113664	- 0,966766	- 0,733769	- 0,363530	- 0,148708	- 0,394190	- 0,441856
12 mm ●	- 0,323554	- 1,114812	- 0,968189	- 0,734010	- 0,363661	- 0,148638	- 0,394628	- 0,442081

Tablo 4.28. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

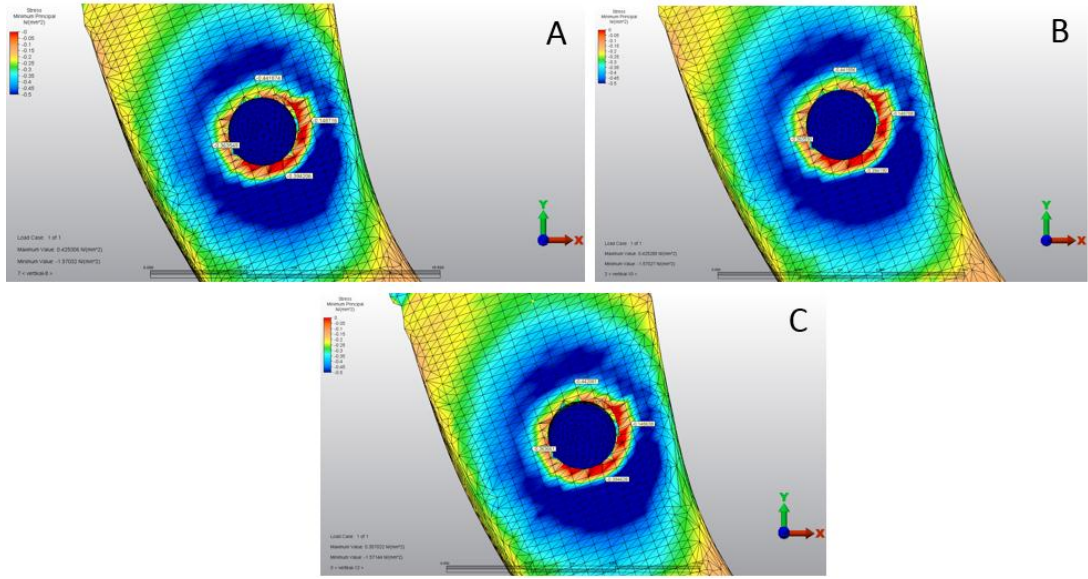
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kansellöz)		MANDİBULER KEMİK (kansellöz)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,784365	-10,2101	-0,337086	-1,57032
10 mm ●	-0,784461	-10,2098	-0,337071	-1,57027
12 mm ●	-0,785141	-10,3857	-0,337252	-1,57144



Şekil 4.59. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.60. Vertikal yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



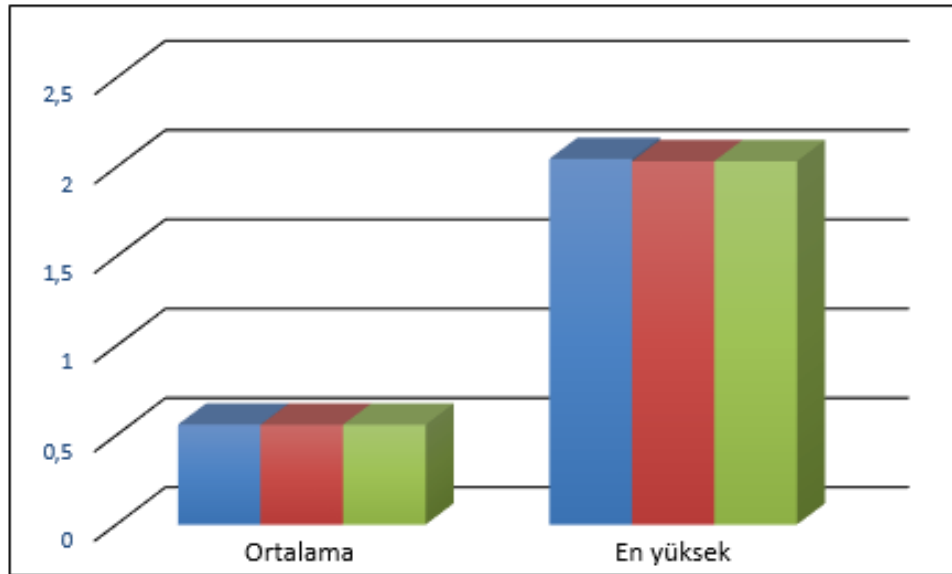
Şekil 4.61. Vertikal yükleme ile Model 2’ de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (150 N, vertikal), rekonstrükte mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın apeksi etrafındaki mandibuler kansellöz kemikte ölçülmüştür. En yüksek stres değeri 12 mm KYM’de ölçülürken, en düşük stres değeri ise 10 mm KYM’de kaydedilmiştir. İliak kansellöz kemiğin, bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

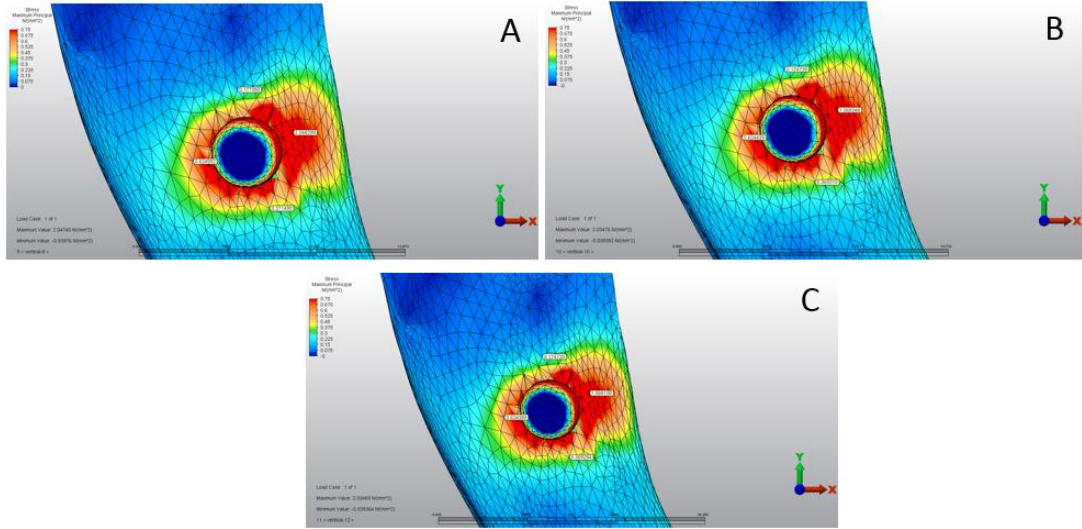
Vertikal yükleme ile atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.29’da; bar olarak ifadesi Şekil 4.62’de ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.63’te gösterilmiştir.

Tablo 4.29. Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	0,624592	1,068298	0,371490	0,177350	0,560433	2,04745
10 mm ●	0,624439	1,068248	0,369310	0,174739	0,559184	2,03476
12 mm ●	0,624389	1,068138	0,369294	0,174720	0,559135	2,03469



Şekil 4.62. Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



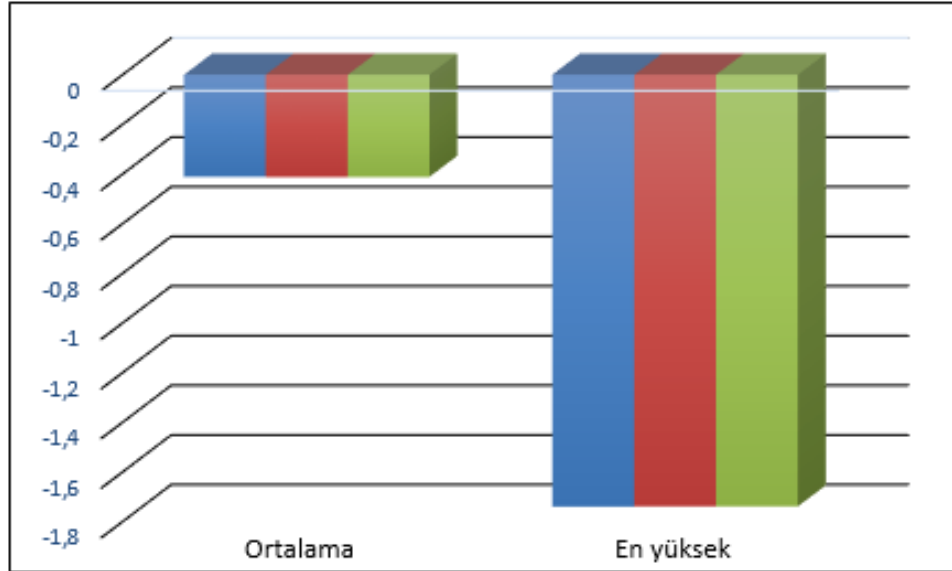
Şekil 4.63. Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında (150 N, vertikal), atrofik mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Maximum Principal stres (gerilme kuvveti) değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin azaldığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama maksimum principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de azaldığı görülmüştür.

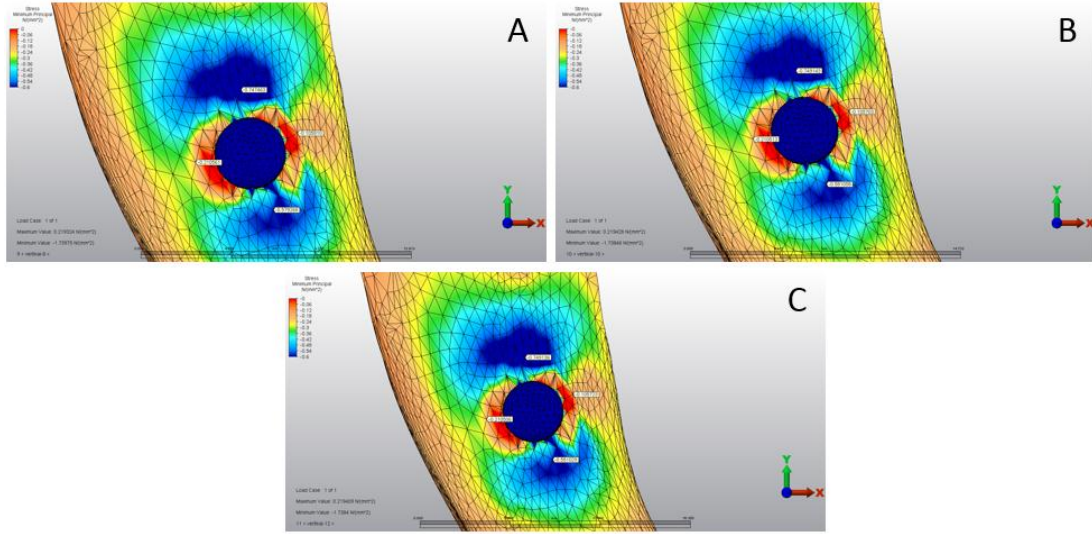
Vertikal yükleme ile atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.30'da; bar olarak ifadesi Şekil 4.64'te ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.65'te gösterilmiştir.

Tablo 4.30. Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,210561	-0,105810	-0,579268	-0,747463	-0,410776	-1,73975
10 mm ●	-0,210513	-0,105703	-0,581058	-0,749143	-0,411604	-1,73846
12 mm ●	-0,210506	-0,105723	-0,581029	-0,749136	-0,411599	-1,73840



Şekil 4.64. Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.65. Vertikal yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

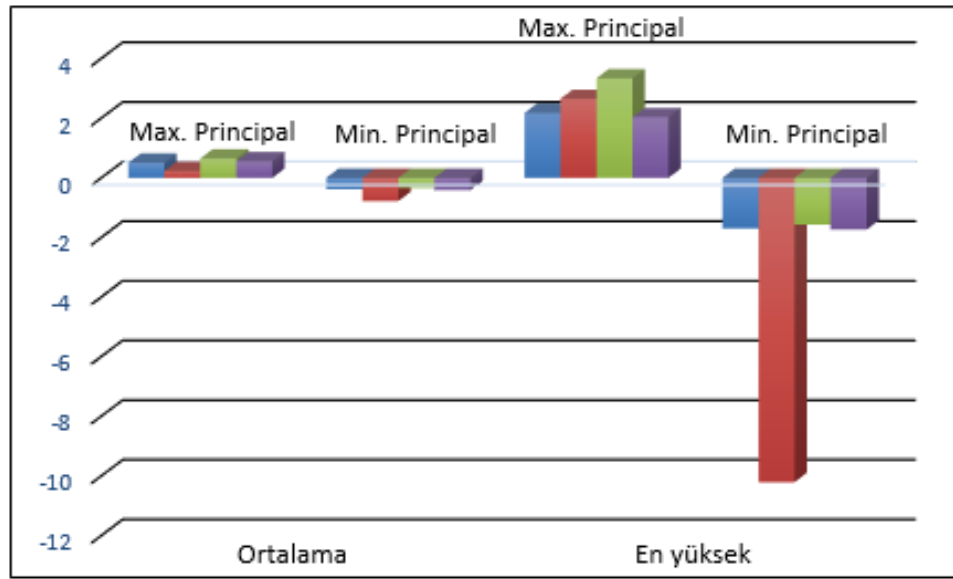
Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), atrofik mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın apeksi etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin azaldığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama Minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de azaldığı görülmüştür.

4.2.2.3. Vertikal Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

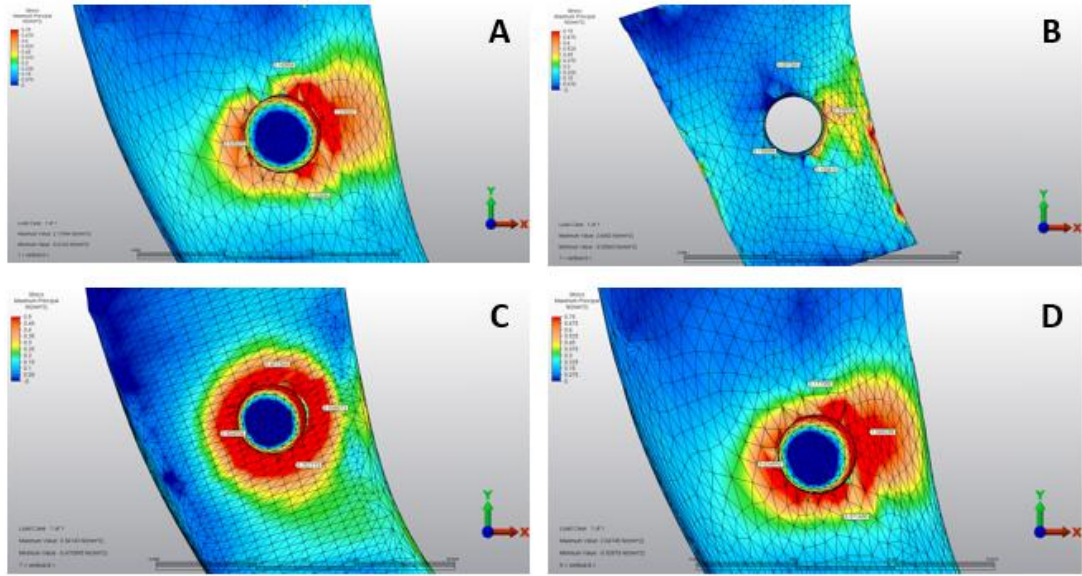
Vertikal yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.31'de; bar olarak ifadesi Şekil 4.66'da ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.67 ve Şekil 4.68'de gösterilmiştir.

Tablo 4.31. Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

	Ortalama		En yüksek	
	Max. Principal	Min. Principal	Max. Principal	Min. Principal
Model 1 (KYM 8 mm) ●	0,506571	-0,379610	2,17944	-1,69883
Model 2-iliak (KYM 8 mm) ●	0,230543	-0,784365	2,64820	-10,21010
Model 2-mand. (KYM 8 mm) ●	0,650723	-0,337086	3,34143	-1,57032
Model 3 (KYM 12 mm) ●	0,559135	-0,411599	2,03469	-1,73840

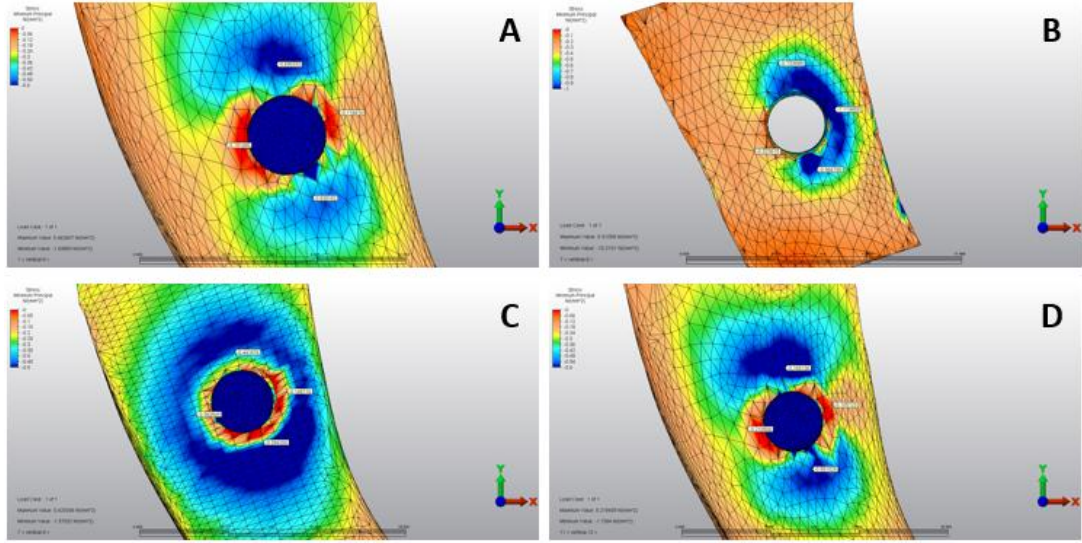


Şekil 4.66. Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.67. Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Uygun yükleme koşullarında(150 N, vertikal), kansellöz kemik üzerindeki en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri ise atrofik mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kansellöz kemikte ölçülen maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte ölçülen maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; atrofik mandibula modelinde, en düşük maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde ölçülmüştür.



Şekil 4.68. Vertikal yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

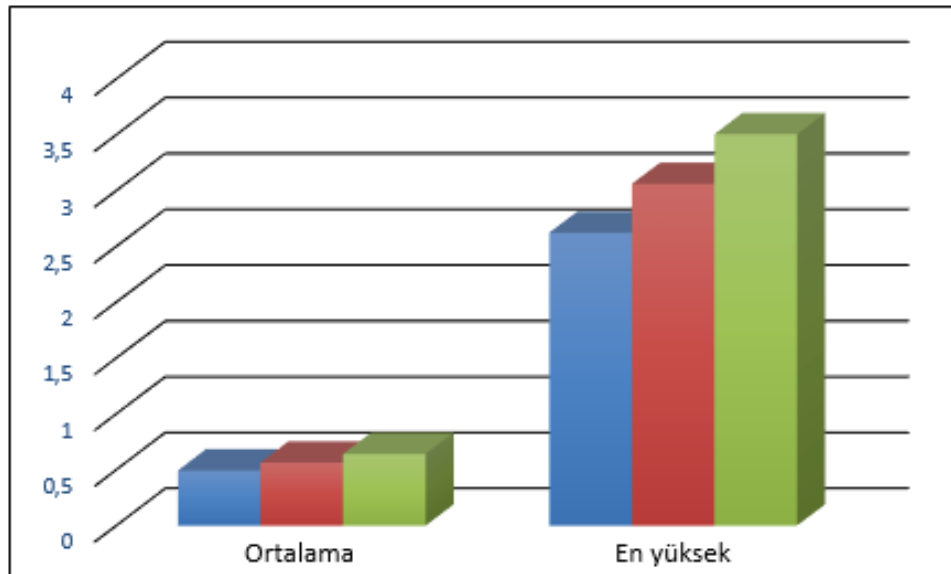
Aynı yükleme koşullarında(150 N, vertikal), kansellöz kemik üzerindeki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kansellöz kemikte ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri ise sahip standart mandibula modelinde ölçülmüştür.

4.2.2.3. Oblik Yükleme ile Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Farklı Kron Yüksekliği Mesafelerinde Değerlendirilmesi (MPa)

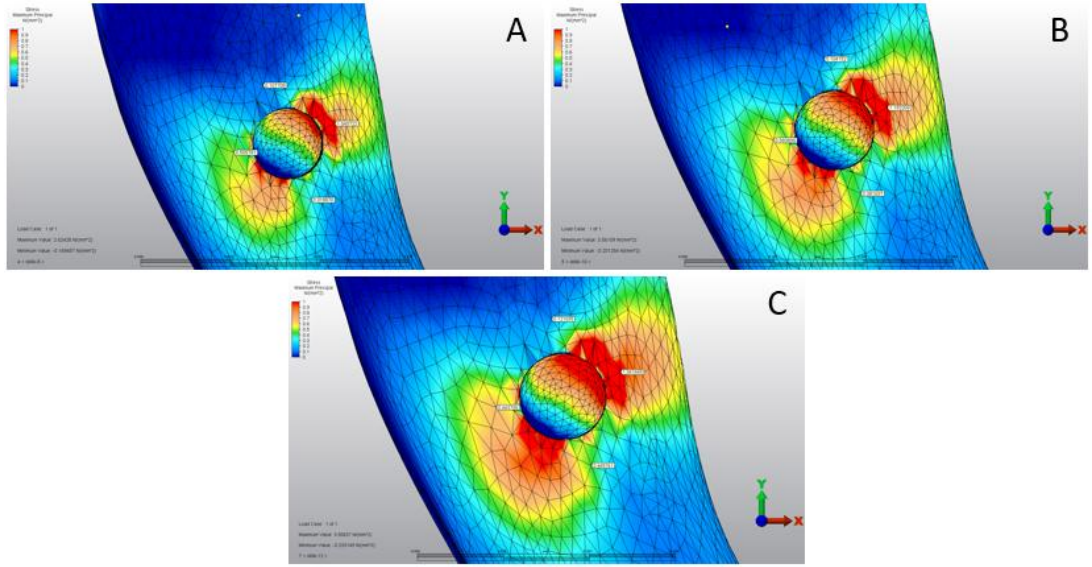
Oblik yükleme ile standart mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.32’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.69’da ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.70’te gösterilmiştir.

Tablo 4.32. Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	0,505781	1,045722	0,318870	0,107708	0,494520	2,62428
10 mm ●	0,583895	1,192209	0,3811037	0,104152	0,565323	3,06109
12 mm ●	0,663756	1,341668	0,445761	0,121035	0,643055	3,50637



Şekil 4.69. Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



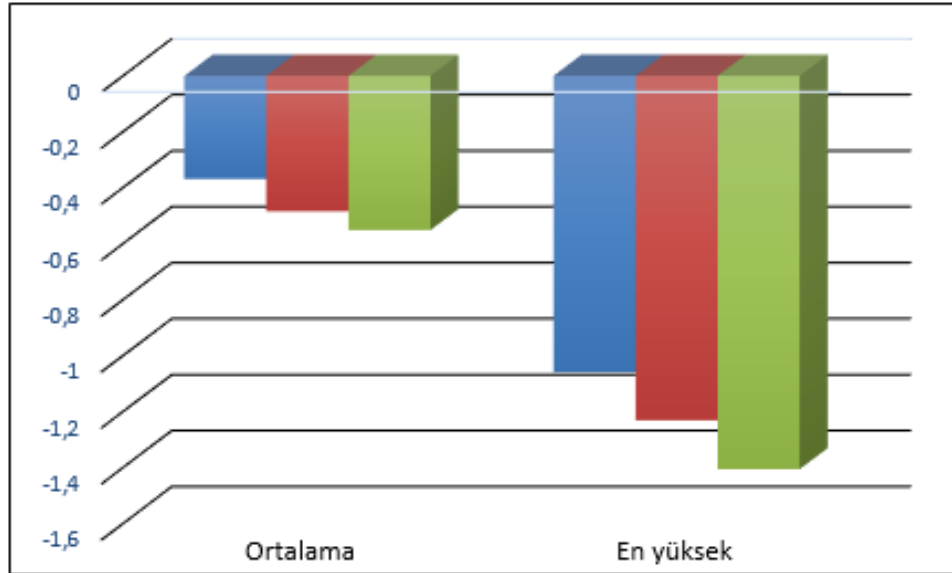
Şekil 4.70. Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), standart mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin de arttığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

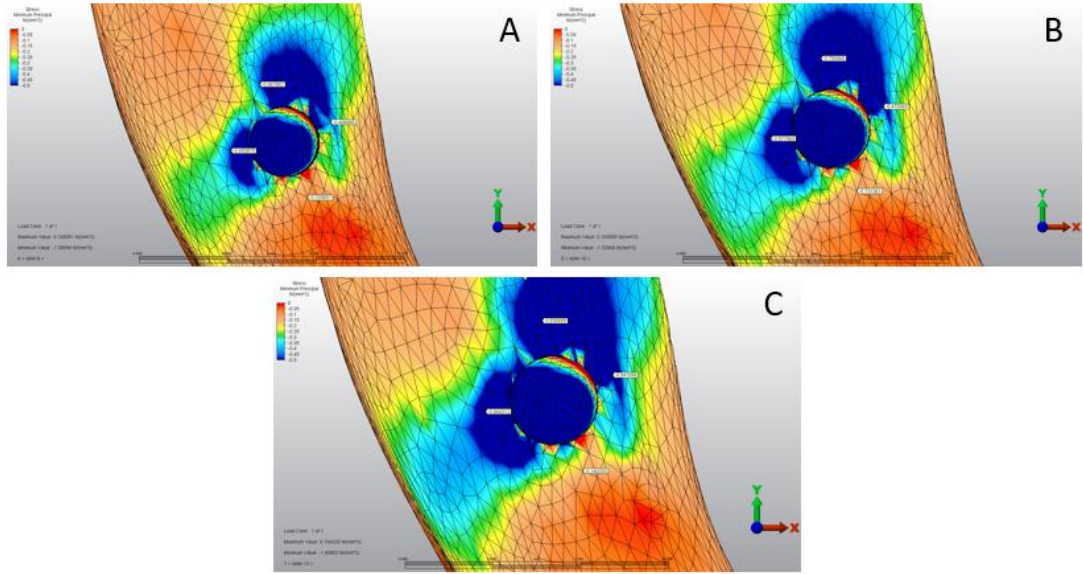
Oblik yükleme ile standart mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.33’te; bar olarak ifadesi Şekil 4.71’de ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.72’de gösterilmiştir.

Tablo 4.33. Oblik yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 1					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,493875	-0,406885	-0,103651	-0,467852	-0,368066	-1,05896
10 mm ●	-0,577965	-0,473343	-0,131261	-0,750466	-0,483259	-1,23068
12 mm ●	-0,664312	-0,541654	-0,160253	-0,836689	-0,550727	-1,40563



Şekil 4.71. Oblik yükleme ile Model 1' de kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.72. Oblik yükleme ile Model 1’ de kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), standart mandibula modelinde; kansellöz kemikteki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu ve apeksi etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu değerlerin de arttığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

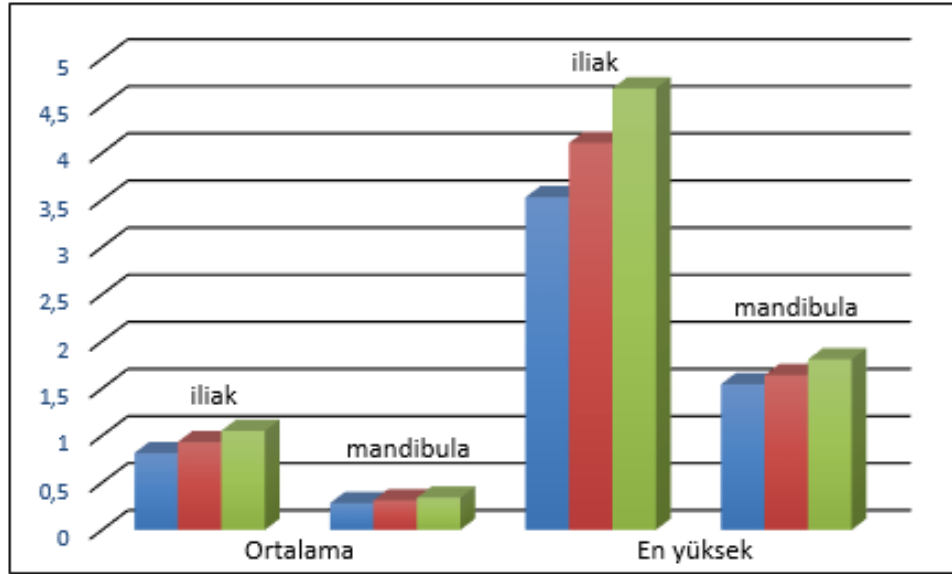
Oblik yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde; iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.34 ve Tablo 4.35’te; bar olarak ifadesi Şekil 4.73’te ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.74 ve Şekil 4.75’te gösterilmiştir.

Tablo 4.34. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

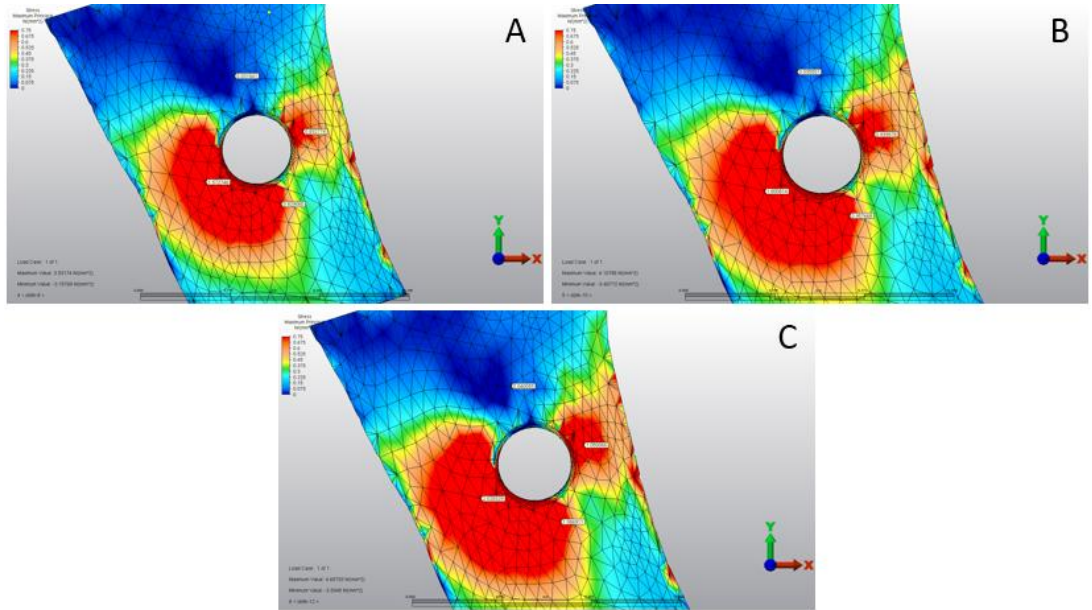
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kansellöz)				MANDİBULAR KEMİK (kansellöz)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm ●	1,572746	0,832774	0,829060	0,031041	0,156350	0,591557	0,137883	0,253710
10 mm ●	1,800814	0,939578	0,957668	0,035501	0,175792	0,646109	0,146385	0,284882
12 mm ●	2,028329	1,050066	1,086911	0,040055	0,195571	0,701837	0,157478	0,316417

Tablo 4.35. Oblik yükleme ile Model 2’ de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

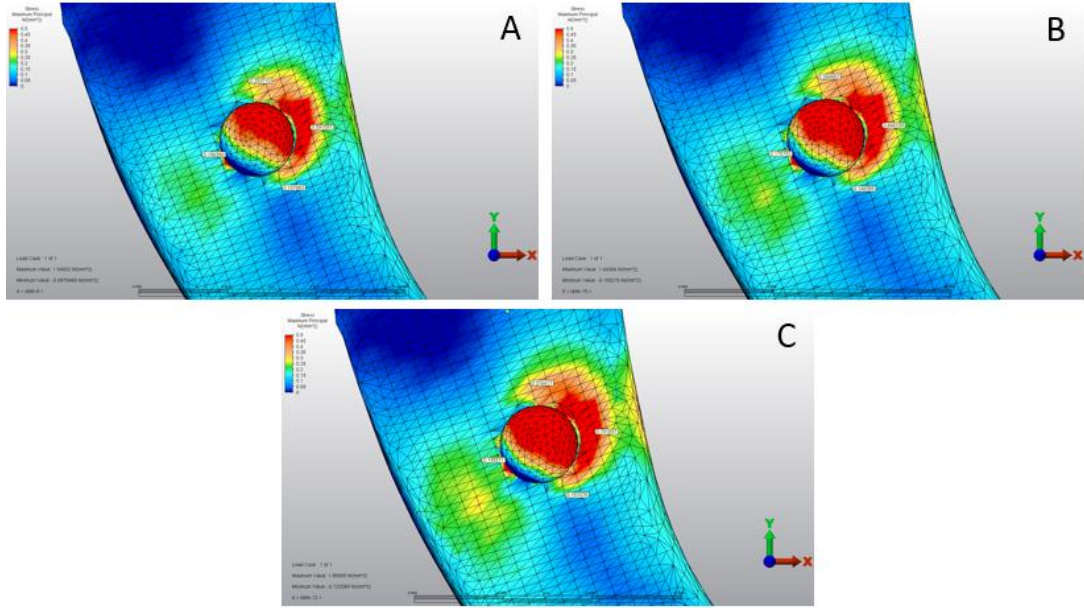
Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kansellöz)		MANDİBULER KEMİK (kansellöz)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	0,816405	3,53174	0,284875	1,54832
10 mm ●	0,933390	4,10788	0,313292	1,64304
12 mm ●	1,051340	4,68703	0,342826	1,80965



Şekil 4.73. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.74. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



Şekil 4.75. Oblik yükleme ile Model 2’de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), rekonstrükte mandibula modelinde, kansellöz kemikte en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM’de de, implantın boynu etrafındaki iliak kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

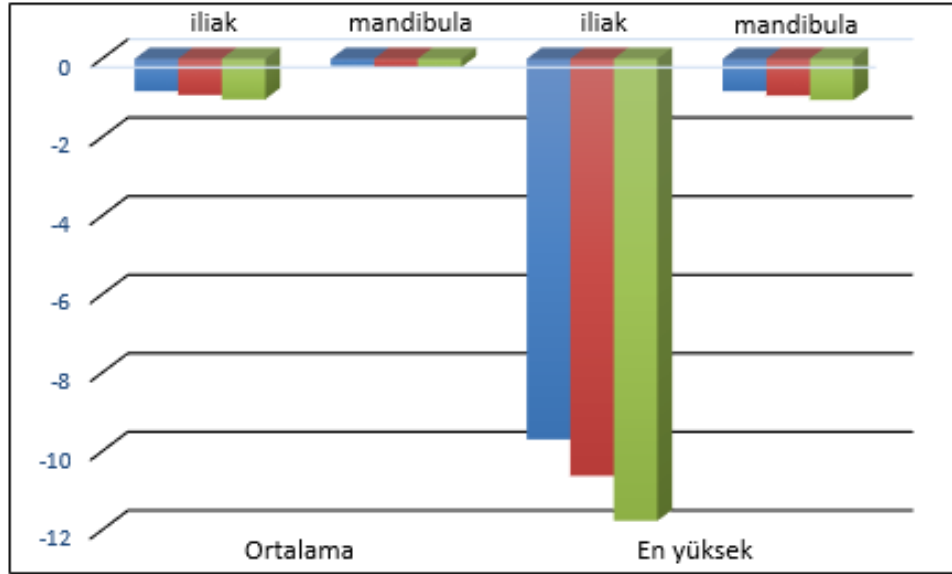
Oblik yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde, iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.36 ve Tablo 4.37’de; bar olarak ifadesi Şekil 4.76’da ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.77 ve Şekil 78’de gösterilmiştir.

Tablo 4.36. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

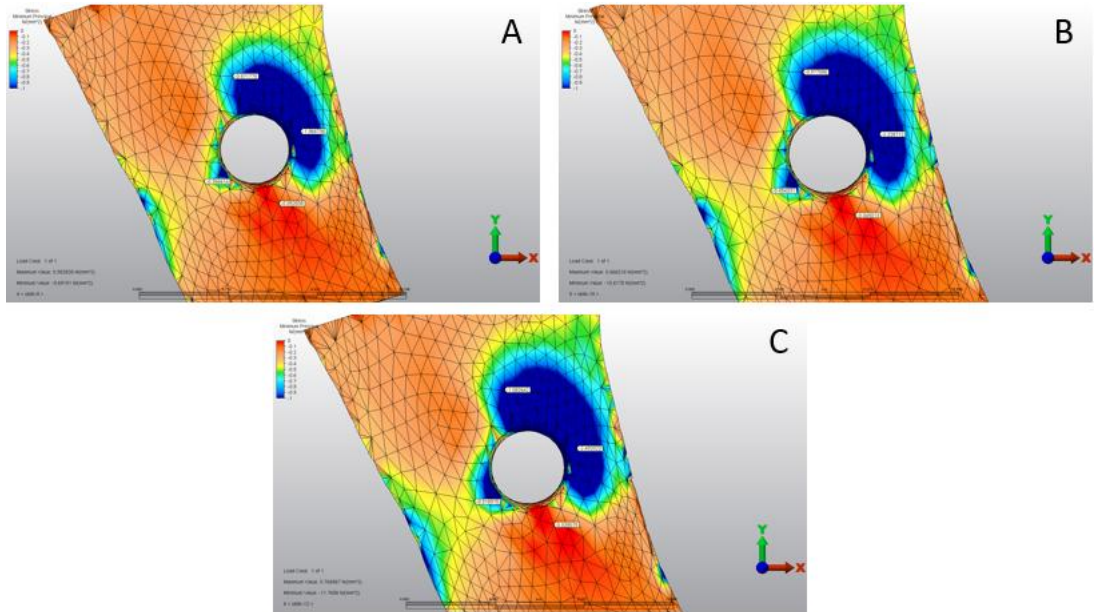
Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 2							
	İLİAK KEMİK (kansellöz)				MANDİBULAR KEMİK (kansellöz)			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
8 mm ●	- 0,394614	- 1,966736	- 0,052838	- 0,871775	- 0,309616	- 0,079817	- 0,115427	- 0,180259
10 mm ●	- 0,454331	- 2,228712	- 0,045013	- 0,977086	- 0,355443	- 0,085443	- 0,142116	- 0,195113
12 mm ●	- 0,518975	- 2,492023	- 0,039075	- 1,082642	- 0,401326	- 0,091054	- 0,170174	- 0,210276

Tablo 4.37. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

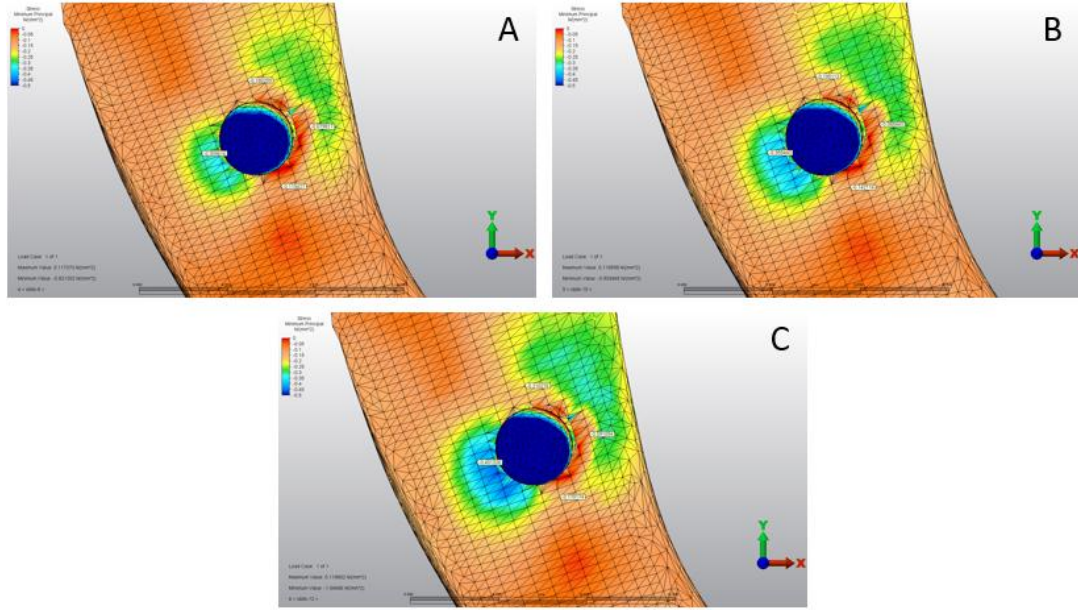
Kron Yüksekliği Mesafesi	MODEL 2			
	İLİAK KEMİK (kansellöz)		MANDİBULER KEMİK (kansellöz)	
	Ortalama	En Yüksek	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,821491	-9,69191	-0,171280	-0,821202
10 mm ●	-0,926286	-10,61750	-0,194529	-0,933465
12 mm ●	-1,033179	-11,76560	-0,218208	-1,046860



Şekil 4.76. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak ve mandibuler kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.77. Oblik yükleme ile Model 2' de iliak kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi



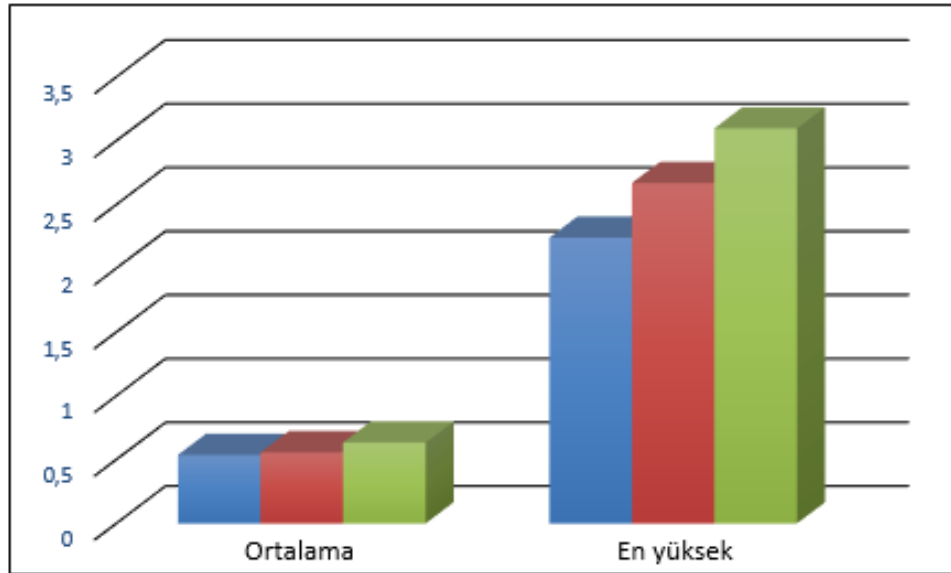
Şekil 4.78. Oblik yükleme ile Model 2' de mandibuler kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), rekonstrükte mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın apeksi etrafındaki mandibuler kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. İliak kansellöz kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

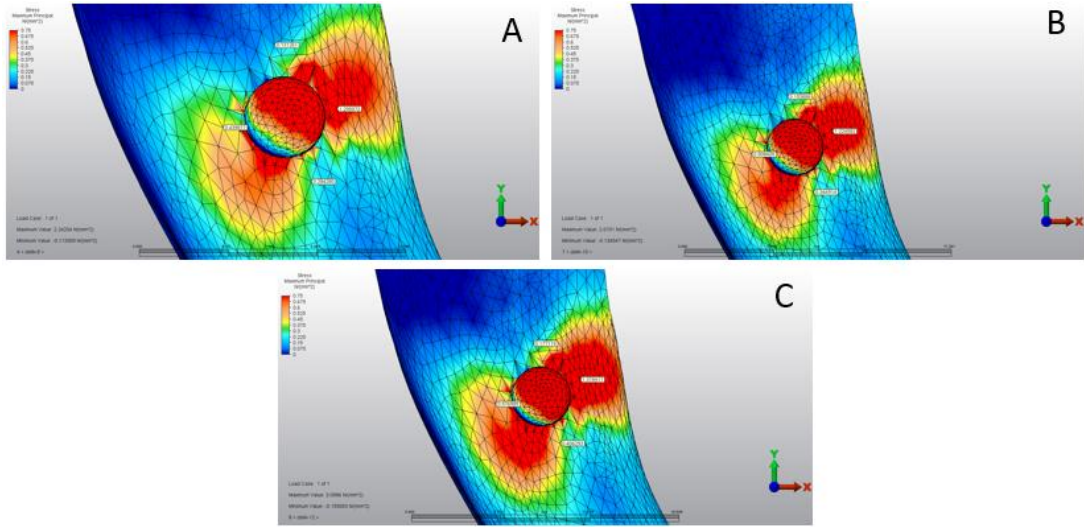
Oblik yükleme ile atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri, Tablo 4.38'de; bar olarak ifadesi Şekil 4.79'da ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.80'de gösterilmiştir.

Tablo 4.38. Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri

Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	0,439877	1,295973	0,284280	0,131261	0,537848	2,24204
10 mm ●	0,508405	1,224582	0,344914	0,153888	0,557947	2,67010
12 mm ●	0,576985	1,378917	0,406293	0,177119	0,634829	3,09860



Şekil 4.79. Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



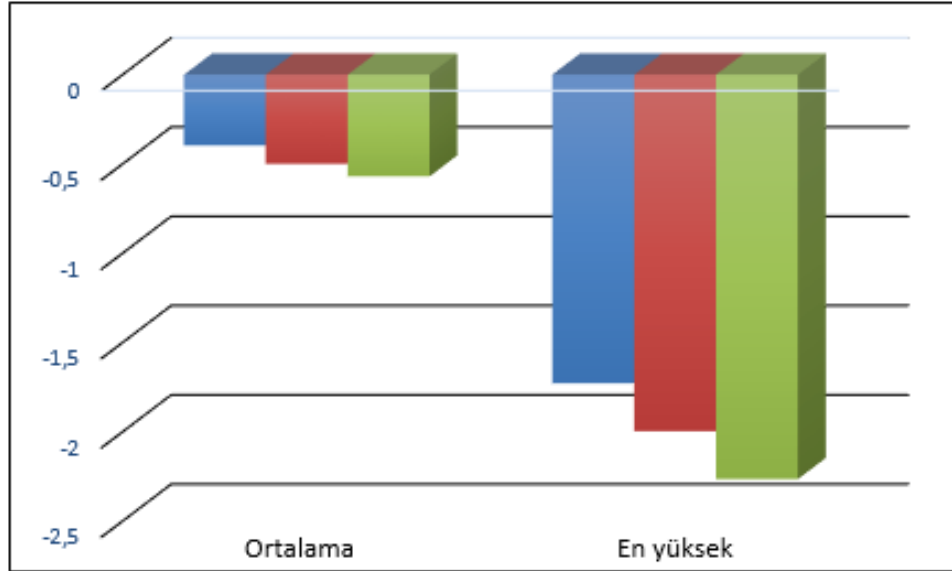
Şekil 4.80. Oblik yükleme ile Model 3' te oluşan kansellöz kemikteki Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), atrofik mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın boynu etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

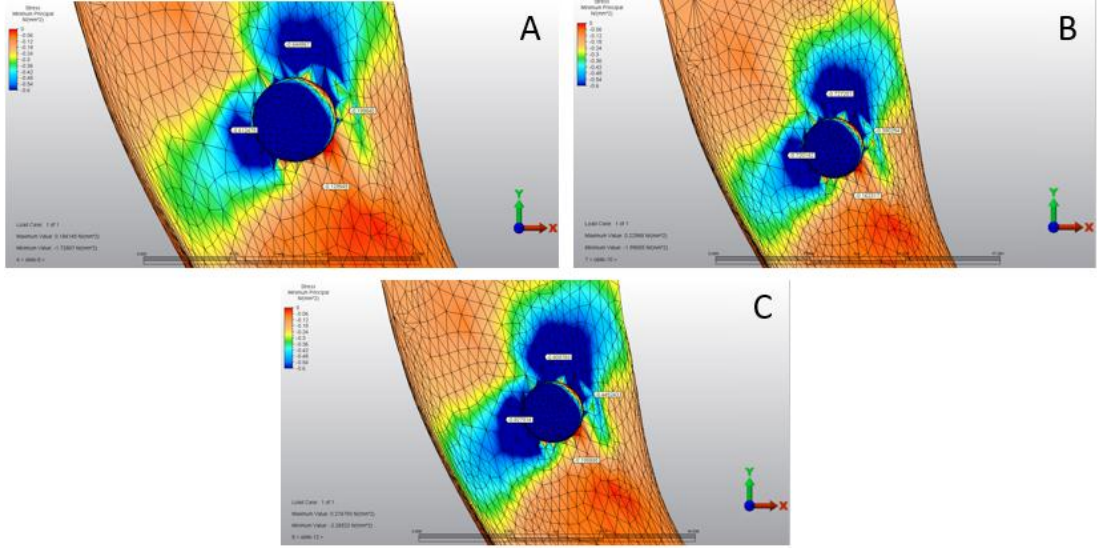
Oblik yükleme ile atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.39'da; bar olarak ifadesi Şekil 4.81'de ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.82'de gösterilmiştir.

Tablo 4.39. Oblik yükleme ile Model 3' te iliak ve kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

Kron Yükseklği Mesafesi	MODEL 3					
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Ortalama	En Yüksek
8 mm ●	-0,612479	-0,199840	-0,129549	-0,644867	-0,396684	-1,72807
10 mm ●	-0,720142	-0,390254	-0,162317	-0,727257	-0,499993	-1,99655
12 mm ●	-0,827914	-0,445243	-0,195895	-0,809783	-0,569709	-2,26522



Şekil 4.81. Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.82. Oblik yükleme ile Model 3' te kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi. **A)** 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** 10 mm kron yüksekliği mesafesi; **C)** 12 mm kron yüksekliği mesafesi

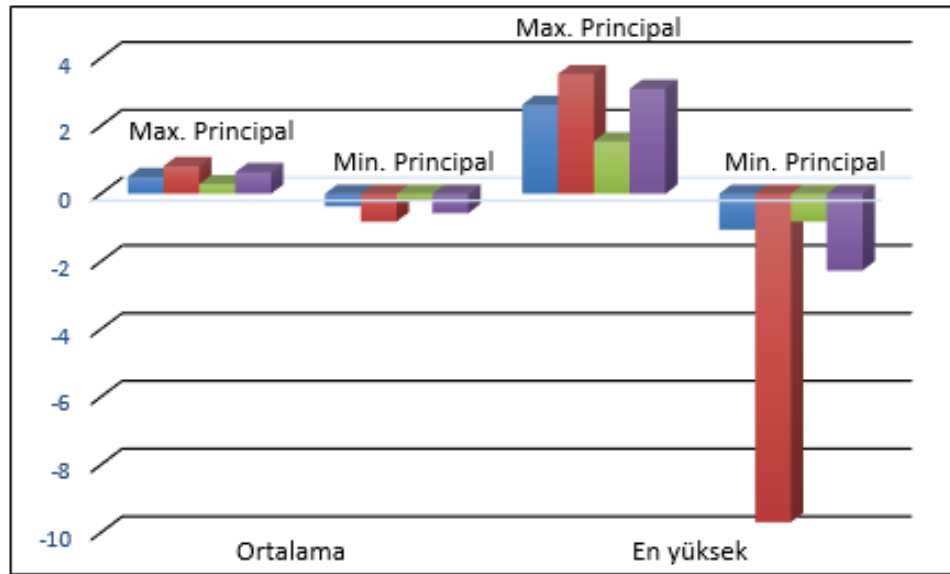
Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), atrofik mandibula modelinde, kansellöz kemikteki en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri; 3 farklı KYM'de de, implantın apeksi ve boynu etrafındaki kansellöz kemikte ölçülmüştür. KYM arttıkça bu stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, meziyal ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, KYM arttıkça; ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

4.2.2.4. Oblik Yükleme ile 3 Farklı Mandibula Modelinde Kansellöz Kemik Üzerindeki Gerilim Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

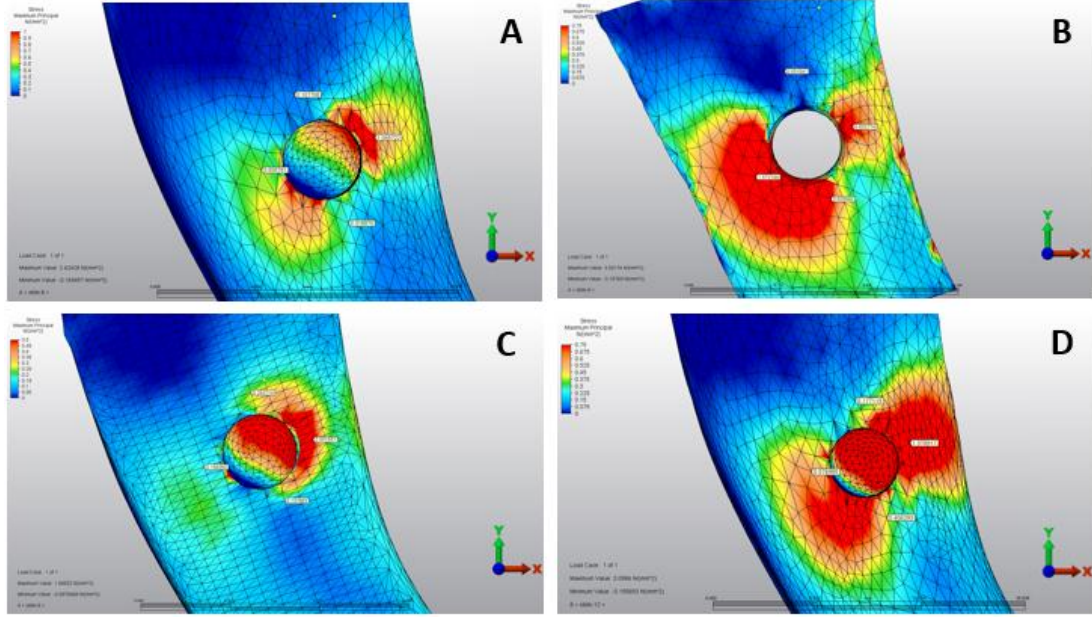
Oblik yükleme ile standart, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri, Tablo 4.40'ta; bar olarak ifadesi Şekil 4.83'de ve streslerin kansellöz kemik üzerindeki dağılımları Şekil 4.84 ve Şekil 4.85'te gösterilmiştir.

Tablo 4.40. Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleri

	Ortalama		En yüksek	
	Max.Principal	Min.Principal	Max.Principal	Min.Principal
Model 1 (KYM 8 mm)	0,494520	-0,368066	2,62428	-1,05896
Model 2-iliak (KYM 8 mm)	0,816405	-0,821491	3,53174	-9,69191
Model 2-mand. (KYM 8 mm)	0,284875	-0,171280	1,54832	-0,821202
Model 3 (KYM 12 mm)	0,634829	-0,569709	3,0986	-2,26522

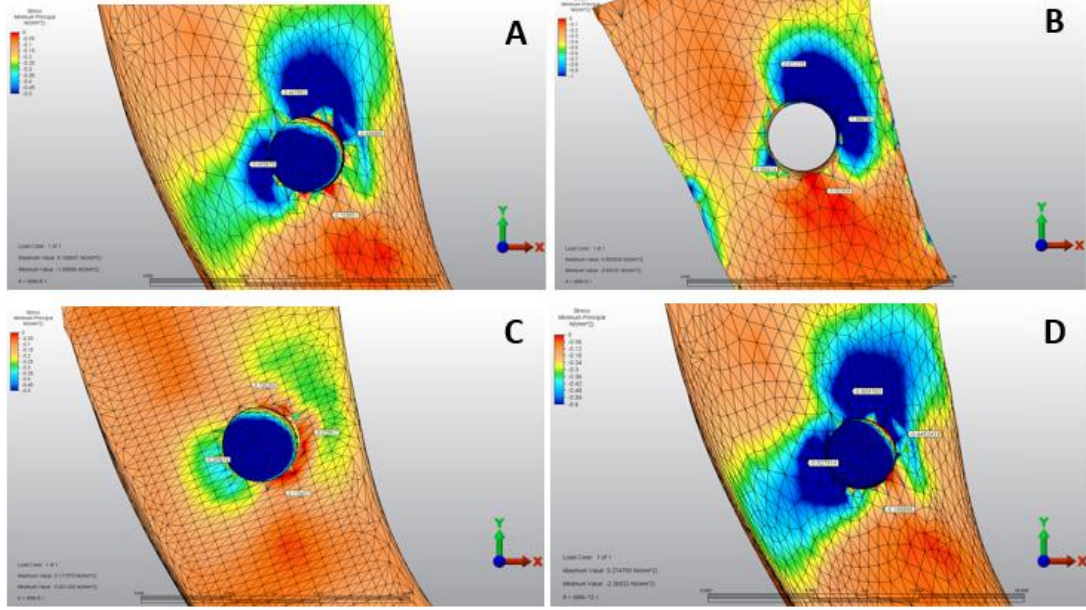


Şekil 4.83. Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan ortalama ve en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin grafik ile ifadesi



Şekil 4.84. Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Maksimum Principal (gerilme tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Uygun yükleme koşullarında(50 N, oblik), kansellöz kemik üzerindeki en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kansellöz kemikte ölçülen maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte ölçülen maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür.



Şekil 4.85. Oblik yükleme ile kansellöz kemikte oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres dağılımının incelenmesi **A)** Model 1: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi; **B)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (iliak kansellöz kemik); **C)** Model 2: 4,1x10 mm implant, 8 mm kron yüksekliği mesafesi (mandibuler kansellöz kemik); **D)** Model 3: 4,1x6 mm implant, 12 mm kron yüksekliği mesafesi.

Aynı yükleme koşullarında(50 N, oblik), kansellöz kemik üzerindeki en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür. Rekonstrükte mandibula modelinde, mandibula sınırındaki kansellöz kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinin, atrofik mandibula modelinde kansellöz kemikte ölçülen minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde; en düşük minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri ise standart mandibula modelinde ölçülmüştür.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, mandibulanın ileri derecede rezorpsiyona uğradığı durumlarda, 2 farklı tedavi yaklaşımı (ogmentasyon ya da kısa implantlar) uygulandığında, dik ve açılı kuvvetler karşısında; implant, abutment ve implantı çevreleyen kortikal ve kansellöz kemikte oluşan streslerin şiddetleri, dağılımları ve lokalizasyonları sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Mandibulada ileri derecede atrofi olduğu durumlarda uygulanabilecek tedavi yaklaşımlarının karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır(110, 282, 283). Visser ve arkadaşları, iliak kemik grefti ile ogmente edilmiş atrofik mandibulaya yerleştirdikleri implantların 15 yıl sonundaki sağ kalım oranını %88,7; ogmentasyon yapılmamış atrofik mandibulaya yerleştirdikleri kısa implantların 15 yıl sonundaki sağ kalım oranını ise %98,7 olarak rapor etmişlerdir(284). Stellingma ve arkadaşları, atrofik mandibulada 3 farklı tedavi yöntemini (transmandibuler implant, iliak kemik grefti ile ogmentasyon ve kısa implant); implant sağ kalım oranı, yeniden tedavi ihtiyacı ve krestal kemik kaybı açısından, 10 yıllık takip periyodu sonunda karşılaştırdıkları çalışmalarında; implant sağ kalım oranını sırası ile %76,3 , %88,8 , %98,8; yeniden tedavi ihtiyacını ise sırası ile %30 , %5 , %0 olarak belirlemişlerdir. Ayrıca krestal kemik kaybı açısından değerlendirdiklerinde; 3 grup arasında belirgin bir fark olmadığını rapor etmişlerdir(285). Donör sahalardan elde edilen kemik greftlerinin kalitesi ve sağ kalım oranlarının değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur(286-288) Ancak bu çalışmalar arasında, alternatif tedavi yöntemlerinin implant ve kemik üzerinde oluşturduğu etkileri kuvvet analizi ile inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda atrofik çenelerde uygulanan alternatif tedavi yöntemlerinin, implant ve kemik üzerinde oluşturduğu stresler sonlu elemanlar analizi ile incelenerek değerlendirilmiştir.

Otojen kemik greftleri, canlı kemik hücreleri içermesi ve immün reaksiyon görülmemesi, içerdiği osteoindüktif faktörler sayesinde hızlıca revaskülarize olabilmeleri gibi avantajları nedeniyle, kemik greftlemede en yüksek başarı oranına sahip greftlerdir. Ancak greft rezorpsiyonu, gecikmiş iyileşme süresi, kuvvet iletimi

ve stres dağılımı gibi biyomekanik faktörlerin belirsiz oluşu gibi dezavantajlara sahiptir(279).

Tie ve arkadaşları, rezeksiyon sonrası iliak ya da fibula kemik grefti ile rekonstrükte edilmiş mandibula modellerini, SEA yöntemi ile biyomekaniksel olarak karşılaştırmışlardır. Fibula ile rekonstrükte edilen mandibula modelinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerini **69,354 MPa** olarak ölçmüşler ve normal mandibulada ölçülen stres değerlerinin yaklaşık 5 katı kadar yüksek olduğunu; iliak kemik ile rekonstrükte edilen mandibula modelinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerini ise **15,945 MPa** olarak ölçmüşler ve normal mandibulada ölçülen stres değerlerine daha yakın olduğunu ve iliak kemiğin mandibuladaki stres dağılımı üzerine etkisinin çok az olduğunu belirtmişlerdir. Bu yüzden bu çalışmada iliak greft ile rekonstrüksiyon modeli incelenmiştir.

Otojen kemik greftleri, kemik greftleme prosedürlerinde halen altın standarttır. Otojen kemik greftleri, osteojenik potansiyele sahip osteoprojenitör hücreler içeren tek greft materyalleridir(289). İçerdiği moleküler büyüme faktörleri (BMP, TGF- β 1, VEGF) sayesinde, osteoindüktif kapasiteye de sahiptirler. Ayrıca kortikal ya da kansellöz olmasından bağımsız olarak, solid yapısı nedeniyle osteokondüktif özelliğe de sahiptirler(164, 174). Ciddi rezorpsiyon olan çenelerde, otojen kemik greftleri ile ileri ogmentasyon prosedürlerinde dahi %95'in üzerinde başarı rapor edilmiştir(213, 290). Literatürdeki diğer çalışmalarda otojen kemik greftleri ile ridge ogmentasyon prosedürlerinde %92 ile %100 arasında başarı oranı, onley greftler ile ogmente edilen çenelere yerleştirilen implantlarda ise %90,4 sağ kalım oranı rapor edilmiştir(291-293). İntraoral ve ekstraoral donör sahalardan elde edilen kortikokansellöz kemik greftleri ile atrofik çenelerin rekonstrüksiyonu, çenelerin dental rehabilitasyonunu kolaylaştırmak için yüksek başarı oranları ile etkili ve sonuçları tahmin edilebilir bir yöntemdir. Literatürde kemik yerine geçen pek çok materyal olmasına rağmen, otojen kemik greftleri, dişhekimliği implant cerrahisinde 2 aşamalı pre-prostodontik ogmentasyon prosedürleri için en etkili materyal olarak rapor edilmiştir(289).

Park ve arkadaşları, yaptıkları bir SEA çalışmasının sonucunda; fibula ile rekonstrükte edilen mandibuladaki stres dağılımı ve ölçülen stres değerlerinin normal mandibulada elde edilen değerler ile benzediğini ve bu nedenle mandibuler rekonstrüksiyondan sonra implant sağ kalım oranını yaklaşık %85 ile %100 arasında olduğunu rapor etmişlerdir(184). Nesappan ve arkadaşları; fibuladan limitli yükseklikte (max 15 mm) blok greft sağlanması nedeniyle, rekonstrükte edilen segment ile normal mandibula arasında yükseklik açısından uyumsuzluk oluştuğunu ve bu durumda çok uzun klinik kronların kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu durumun; Kron/İmplant oranı (K/İ) arttıracağından mekanik aşırı yüklenmelere neden olduğu ve ayrıca yumuşak doku kalınlığı arasındaki farklılıkların, iki segment arasında, reziliens farkı yaratabileceği ve bu nedenle rekonstrükte edilen alanlarda, kemik yüksekliğini arttırabilecek cerrahi prosedürlerin avantaj sağlayabileceğini rapor etmişlerdir(294).

Scheerlinck ve arkadaşları, maksillofasiyal rekonstrüksiyon için ideal kemik greftini; intramembranöz orjinli, yeterli hacim sağlayabilen, alınması kolay, alıcı sahaya yakın, alıcı sahaya uyumlu, minimal rezorpsiyon gösteren, minimal donör saha morbiditesi görülen kemik grefti olarak tanımlamışlar ve mandibuler ramus, iliak krest ve kalvaryumu karşılaştırdıkları çalışmalarında; mandibuler ramusu en düşük komplikasyon oranına(%27,8) sahip donör saha olarak rapor etmişlerdir. Ancak daha yüksek hacimlerde grefte ihtiyaç duyulduğu durumlarda, donör saha olarak; daha düşük oranda ancak hayatı tehdit edici komplikasyonlar görülebilen kalvaryum yerine yüksek komplikasyon oranına rağmen iliak krestin (%63,6) tercih edilebileceğini bildirmişlerdir(295).

Ghassemi ve arkadaşları, vaskülarize ya da non-vaskülarize iliak grefti ile rehabilite edilmiş 68 hastada, donör saha morbiditesi ve komplikasyon oranını karşılaştırdıkları bir çalışmada, aynı hacimde kemik grefti alınması durumunda anlamlı bir fark olmadığını ve iliak krestin maksillofasiyal rekonstrüksiyon için uygun bir donör saha olduğunu rapor etmişlerdir. Ancak daha yüksek hacimlerde grefte ihtiyaç duyulduğu durumlarda, vaskülarize iliak grefti kullanılarak, iyileşme kapasitesinin daha yüksek olması nedeniyle daha iyi sonuçlar elde edilebileceğini bildirmişlerdir(296).

Monje ve arkadaşları, maksiller estetik bölgede, horizontal ogmentasyon için mandibuler ramus ve iliak krestten alınan blok kemik greftini, KIBT ile değerlendirerek karşılaştırmışlar ve endokondral orjinli olmasına rağmen iliak krest ile daha fazla genişlik elde edildiğini rapor etmişlerdir(297).

Adenike ve arkadaşları, mandibuler defekt rekonstrüksiyonu için non-vaskularize iliak krest grefti kullandıkları 20 hastada, düşük komplikasyon oranı ile estetik sonuçlar elde edilebileceğini rapor etmişlerdir(298).

Joshi ve Kostakis, anterior iliak krestten aldıkları kemik grefti ile intraoral ogmentasyon yaptıktan 12 ay sonra morbiditeyi değerlendirmiş ve yüksek morbidite oranına rağmen; anterior iliumun anatomisi yeterince anlaşılabilir ve titiz bir cerrahi teknik uygulanarak bu komplikasyonların önüne geçilebileceğini savunmuşlardır. Ayrıca anterior iliak krestten alınan kemik greftinin, ileri derece rezorpsiyon durumlarında, diğer greft materyallerine üstün olduğunu da belirtmişlerdir(205).

Kademani ve Keller, otojen kemik greftlerinin diğer non-vaskularize kemik greftleriyle karşılaştırıldığında; mandibulanın fizyolojik fonksiyonu ile beraber remodele olabildiğini ve otojen kemik greftleri arasında; anterior ya da posterior iliak krestten, en az donör saha morbiditesiyle, en fazla hacimde kortikokansellöz kemik grefti elde edilebildiğini rapor etmişlerdir. Rekonstrüksiyonun amacını 'protetik rehabilitasyon amacıyla, kemik devamlılığını sağlamak ya da defektli ya da rezorbe alanları var olan kemik sınırlarına göre ogmente etmek ve böylece fasiyal estetiği sağlamak ve orofaringeal fonksiyonu restore edebilmek' olarak belirtmişlerdir. Ayrıca oral kontaminasyondan kaçınarak ve başlangıç iyileşme fazında greftin stabilizasyonunu sağlayarak, enfeksiyon, fibröz nonunion ve greftin rezorpsiyonuna bağlı başarısızlık oranını azaltılabileceğini savunmuşlardır(204). Stellingsma ve arkadaşları, atrofik mandibulada 3 farklı tedavi yöntemi sonucunda (transmandibuler implant, iliak kemik grefti ile ogmentasyon ve kısa implant); çiğneme fonksiyonunda iyileşme açısından tedavi yöntemleri arasında anlamlı bir fark olmadığını, ancak 3 tedavi yönteminde de tedavi öncesi ile sonrası arasında anlamlı fark olduğunu rapor etmişlerdir(299).

Yapılan çalışmalarda, anterior iliak krestin kolay ulaşılabilir olması ve geniş hacimlerde kemik elde edilebilmesi (50 cm³) nedeniyle, her yaşta hastada oral ve maksillofasiyal cerrahide rekonstrüksiyon için sıklıkla kullanıldığı belirtilmiştir(216, 300-303). Kolomvos ve arkadaşları, pediatrik hastalarda maksillofasiyal greftleme prosedürleri için anterior iliak krestin güvenilir bir donör saha olduğunu, görülen komplikasyonların kalıcı olmadığını, minimal morbidite ile iyi estetik sonuçlar elde edilebildiğini rapor etmişlerdir(209).

Bianchi ve arkadaşları, oromandibuler rekonstrüksiyon için iliak krestten alınan greftin geniş hacimli olması ve düşük morbidite oranı nedeniyle optimal sonuç verdiğini bildirmişlerdir(304).

Bayram ve arkadaşları, anterior iliak krestten greft alımı sonucu oluşan donör saha morbiditesini retrospektif olarak değerlendirmiş ve düşük morbidite oranı, yeterli miktarda greftin elde edilebilmesi ve düşük komplikasyon yüzdeleri nedeniyle anterior iliak krestin popüler bir greft bölgesi olabileceğini rapor etmişlerdir(208).

Anterior ve posterior iliak krestten greft alımı sonucu donör saha morbiditesinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; 2 yaklaşım arasında belirgin bir fark olmadığı ancak daha geniş hacimlerde grefte ihtiyaç olduğu durumlarda posterior yaklaşımın daha uygun olacağı bildirilmiştir(303).

Fretwurst ve arkadaşları, intraoral onley greftleme için, iliak krestten greft alımı sonucu düşük komplikasyon oranı ve %95'in üzerinde memnuniyet oranı bildirmişlerdir(305).

Bu çalışmada literatürdeki düşük komplikasyon ve yüksek başarı oranları nedeniyle ve benzer çalışmalar dikkate alınarak; rekonstrükte mandibula modelinde, blok greft materyali olarak iliak krest seçilmiştir.

Literatürde tanımlanmış çok sayıda biyomekaniksel analiz yöntemi olmasına rağmen, uygulanmalarının zor olması nedeniyle klinik kullanımları çok yaygın değildir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi (SEA); kompleks mekanik problemlerin

analitik olarak çözümlenmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Problemin bir bütün olarak çözümlenmesindense, daha küçük ve basit alt birimlere(sonlu eleman) ayrılarak, bu alt birimlerin her birinin kendi içerisinde çözümlenmesi ve bu çözümlerin uygun bir biçimde birleştirilmesiyle problemin tamamının çözümlenmesi esasına dayanır. Dental implant dizaynını ve implant başarısıyla ilişkili faktörleri değerlendirebilmek amacıyla, implant sistemlerindeki komponentlerin kompleks geometrisi nedeniyle, SEA bu sistemlerin analizinde kullanılacak en uygun yöntem olarak görülmektedir(22).

SEA, dental implant ve maksillofasiyal bölge gibi kompleks yapıları değerlendirmede; basit ve etkili bir yöntem olması, girişimsel olmayan bir teknik oluşu, tekrarlanabilir olması, cismin gerçek durumuna çok yakın bir model hazırlanabilmesi, elde edilen modelin başka problemlerin çözümünde de kullanılabilmesi, modelin parametrelerinin, geometrisinin ve test koşullarının kolaylıkla değiştirilebilir oluşu ve sonuçların kısa sürede elde edilişi gibi avantajlara sahiptir(306-308). Bütünlüğü bozulmamış mandibulada osseointegre implantları inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur(277, 309, 310). Ancak rezorbe olmuş ve iliak kemik greftiyle rekonstrükte edilmiş mandibulaya yerleştirilen dental implantların biyomekanik davranışlarını inceleyen çalışma çok sayıda bulunmamaktadır. Mandibuler rekonstrüksiyon sonrasında yerleştirilecek implantın uygun bir şekilde fonksiyon görebilmesi için gereken kemiğin kalitesini ve miktarını değerlendirebilmek amacıyla biyomekaniksel analizler gereklidir(311). Ayrıca stresin çok fazla yoğunlaştığı bölgelerde kemik rejenere olamayıp, rezorbe olacağından, rekonstrükte edilmiş mandibulanın biyomekanik özelliklerinin farkında olmak greft dizaynı açısından büyük önem taşımaktadır(312-315). Bu çalışmada mandibuladan farklı geometriye sahip olan iliak kemik greftiyle 4 mm yüksekliğinde ogmentasyon yapılmış atrofik mandibula modeline yerleştirilmiş standart implantın kemik üzerinde oluşturduğu stresler SEA yöntemi ile incelenerek değerlendirilmiştir.

Klinik gözlemler ve deneysel araştırmalar ile biyomekanik kavramları değerlendirmek oldukça zordur. SEA; bu biyomekanik kavramların, mekanik kısmının açıklanmasında oldukça etkili bir yöntemdir. Ancak dental implantların mekanik davranışlarının incelenmesi sırasında, kemik dokusunun modellenmesi

aşamasında problemlerle karşılaşılabilir. Kemik dokusunun homojen olmayışı (non-homojen) ve farklı bölgelerinde aynı özellikleri göstermeyişi (non-izotropik) nedeniyle uygulanan kuvvet ile oluşan deformasyon orantılı olmayabilir (non-linear) (316). Kemik dokusunun bu özellikleri, güncel teknoloji ile bilgisayar ortamına aktarılamamaktadır. Bu yüzden modelleme işleminin yapılması için bazı varsayımlar yapılmalıdır. Bu varsayımlar; kemiğin homojen, izotropik ve lineer kabul edilmesi, implant ve kemik arasında %100 osseointegrasyonun varsayılması, değişik modellerde değişik sınır koşullarının verilmesi ve mukozanın gözardı edilmesi olarak sıralanabilir (21, 260, 278). İmplantın biyomekanik davranışlarını incelemek için yapılan diğer kantitatif çalışmalarda bu varsayımların kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir(317-321). Bununla birlikte SEA yönteminin klinik ve deneysel çalışmalar ile karşılaştırıldığı pek çok çalışmada birbirleriyle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir (308, 322-324). Bu çalışmalar yapılan varsayımların analiz sonuçlarının gerçeğe yakın çıkmasını etkilemeyecek kadar önemsiz olduğunun kanıtıdır. Kemikte ve implantlarda oluşan stres dağılımları SEA yöntemi dışında başka gerilim ölçer ve fotoelastik stres analizi yöntemleri de yaygın olarak kullanılmaktadır. Clelland ve diğerleri fotoelastik stres analizi yönteminin stres konsantrasyonu ve yerleşimi ile ilgili niteleyici bilgi sağlamasına karşın sınırlı niceleyici veri sağladığını belirtmişlerdir(325). Gerilim ölçer stres analizi yönteminin ise yalnızca yerleştirildiği noktalarda kesin deformasyon verilerini verdiği bilinmektedir. SEA yönteminin matematiksel bir model üzerinde, herhangi bir noktada ayrıntılı kantitatif verileri sağlayabildiğini vurgulanmıştır(325). Bu stres analiz yöntemlerinden fotoelastik stres analizi yönteminde, kemik üzerinde üç boyutlu çalışma yapılabilmesine rağmen implant modellerinin orjinal boyutuna indirgenmesinin güç olması, gerilim ölçer stres analizi yönteminde ise derin bölgelerdeki stres verilerine ulaşamaması nedeniyle tercih edilmemektedir. Araştırmacılar, üç boyutlu SEA yöntemini in-vitro gerilim ölçer stres analizi yöntemi ile karşılaştırmışlardır ve SEA yönteminin doğruluğunu göstermişlerdir(308). SEA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir. Bununla birlikte sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması günümüz teknolojisi ile imkansızdır. Ancak tasarlanan model bilgisayar ortamında

olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır.

Literatürde kemik modellemesi için, farklı kemik boyutları kullanılmıştır(326, 327). Birbirinden farklı kemik boyutlarına sahip daha pek çok çalışma vardır (275, 328). Yapılan bu çalışmaların tümünde, mandibulanın bütünü yerine sadece implantlar ve çevreleyen kemik dokusu modellenmiştir. Böylelikle esas ilgilenilen kısmın ayrıntılı modelleme işlemi yapılarak eleman ve düğüm sayısı arttırılabilirken, ihmal edilebilir düzeyde kuvvet iletimi olan bölgeler de modellenmemiş olur. Teixeira, modelleme aşamasında implanttan 4,2 mm'den uzağa yapılan kemik modellemelerinin SEA sonuçlarını çok etkilemediğini göstermiştir(329).

SEA yönteminde incelenecek yapılar, daha küçük ve basit alt birimlere(sonlu eleman) ayrılır ve bu elemanlar birbirlerine düğüm noktalarından(node) bağlanırlar, bu alt birimlerin her birinin kendi içerisinde çözümlenmesi ve bu çözümlerin uygun bir biçimde birleştirilmesiyle problemin tamamının çözümlenmesi esasına dayanır. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı arttırılarak, kuvvet dağılımı daha hassas ve gerçeğe yakın bir şekilde belirlenebilir(306).

Sugiura ve arkadaşları; immedat yüklenen implantlarda, kristal kemik kalınlığının ve yoğunluğunun, mikrohareketlilik ve peri-implant kemikteki gerilim dağılımı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada düğüm sayısını 19000, eleman sayısını ise 102000 olarak seçmişlerdir(281). Nesappan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada eleman sayısı, 25000 ile 32000 arasında(294); Nagasao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada eleman sayısı, 188000 ile 254000 arasında(330); Kimura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise eleman sayısı, 31000 ile 70000 arasında(280) kabul edilmiştir. Park ve arkadaşları, normal mandibula ve fibula ile rekonstrükte edilmiş mandibula modeline implant yerleştirdikten sonra, kemikteki stres dağılımlarını inceledikleri çalışmada; mandibula modelinde düğüm sayısını 39365, eleman sayısını ise 118594; fibula modelinde ise düğüm sayısını 32570, eleman sayısını ise 80189 olarak kabul etmişlerdir(184). Himmlova ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 15000 ile 20000 arasında (331), Tada ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada;

12212 (326), Bozkaya ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 102000 (328), Kitamura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 19172 (332), Chun ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 39.000 olarak belirtilmiştir (243). Winter ve arkadaşlarının yapmış olduğu SEA çalışmasında ise düğüm sayısı 28909 ile 30778 arasında; eleman sayısı ise 19109 ile 20500 arasındadır(333). Eskitaşçoğlu ve arkadaşlarının yapmış olduğu SEA çalışmasında ise düğüm sayısı 32083; eleman sayısı ise 180884 olarak belirtilmiştir(275). Lee ve arkadaşları; 3 farklı iliak kemik biyopsi örneğinin elastik özelliklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada düğüm sayısını 39023, 13050 ve 19393; eleman sayısını ise 167496, 43290, 70919 olarak kabul etmişlerdir(334). Ying ve arkadaşlarının yapmış olduğu SEA çalışmasında ise düğüm sayısı 73335; eleman sayısı ise 431899 olarak kabul edilmiştir(279). Meijer ve arkadaşları, rezorbe mandibulada implant destekli overdenturelar üzerinde yaptıkları SEA çalışmalarında, düğüm sayısını 1020 ile 1437 arasında; eleman sayısını ise 5803 ve 10281 arasında belirlemişlerdir(335).

Bu çalışmada ise düğüm sayısı 37957 ile 44825 arasında; eleman sayısı ise 191426 ile 227459 arasında değişmekte olup oldukça yüksek değerlerdir ve çalışmanın güvenilirliğini arttırmaktadır. Ancak, SEA matematiksel bir yöntem olduğundan, elde edilen sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu unutulmaması gereken önemli bir ayrıntıdır.

Çalışmamızda kullanılan modeller, literatürdeki diğer çalışmalarla(184, 275, 278, 280, 281, 294, 330) benzer şekilde lineer, izotropik ve homojen olarak elde edilmiş ve yükler statik uygulanmıştır(275). Modellerin sadece üzerine gelen yüklerle birbirleri ile kıyaslaması yapıldığı için sınır koşulları verilirken kas ataçmanları dikkate alınmamıştır(278, 279).

Mandibulada interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implant sonrasında, kemikteki stres dağılımının, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile tüm mandibula ve sadece interforaminal bölgenin ve 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile sadece interforaminal bölgenin modele edilerek karşılaştırılması için yapılan bir çalışmada, araştırmacılar 2 boyutlu analizin kliniği yeterli düzeyde yansıtmadığı kanısına varmışlardır (336). Yapılan benzer bir çalışmada da 3 boyutlu sonlu elemanlar

analizi yönteminin daha gerçekçi sonuçlar verdiği gösterilmiştir(337). Ancak 3 boyutlu materyal verilerini 2 boyuta indirgeyerek çözmenin daha basit olacağını böylece yüksek kapasiteli bilgisayar ve dolayısıyla artan maliyet gereksiniminin azalacağını savunan çalışmalar da mevcuttur(22, 338). Fakat günümüzdeki bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler sayesinde bu görüşün geçerliliği giderek azalmıştır. Bahsedilen çalışmalar göz önüne alınarak çalışmamızda da 3 boyutlu modelleme ve analiz tercih edilmiştir.

Benzer sonlu elemanlar analizi çalışmalarında farklı stres değerlerinin elde edildiği görülmektedir. Bunun sebebi olarak kullanılan farklı kemik yoğunluğu, farklı elastik modülü değerleri, geometriler, değişik kortikal kemik kalınlıkları, değişik yön ve miktarda kullanılan kuvvet gibi nedenler sıralanabilir.

Fotoelastik stres analizi yöntemi, gerilim ölçer (strain gauge) stres analiz yöntemi gibi diğer kuvvet analizi yöntemleri ile karşılaştırıldığında SEA yöntemi; bahsedilen avantajlarının yanı sıra, sert ve yumuşak dokuların gerçeğe çok yakın bir şekilde taklit edilebilmesi, implant ve çevre dokulardaki stres iletimi ve dağılım mekanizmasının daha detaylı olarak incelenebilmesi, çok yönlü kuvvet analizinin yapılabilmesi gibi avantajları da gözönünde bulundurularak çalışmamızda kullanacağımız analiz yöntemi olarak tercih edilmiştir. İn-vitro analiz çalışmalarında, in-vivo yapıların özellikleri birebir elde edilemeyeceğinden; SEA çalışmalarında da, biyolojik yapıların aksine tüm unsurlar homojen, izotropik ve lineer kabul edilmektedir(22, 240, 273, 339, 340). Ancak kemik ve çevre dokuların fiziksel özellikleri birbirinden farklı olmakla birlikte, her yerde homojen değildirler ve anizotropiktirler(341). Bu nedenle SEA modelleri üzerinde elde edilmiş stres değerleri, biyolojik yapıdaki kesin olarak aynısı değildir, kemik yapısının rezorpsiyonu ve apozisyonu gibi stres miktarına bağlı olan biyolojik değişiklikler tam olarak bilinemez(277, 342). Biyolojik olarak %100 osseointegrasyon mümkün olmamasına karşın çalışmamızda, diğer çalışmaları da göz önünde bulundurarak implant-kemik arasındaki osseointegrasyon %100 olarak kabul edilmiştir(184, 330, 343).

Dental implantlar 1960'lerden beri tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda kullanılmaktadır ve bu tedaviye olan ihtiyaç ve farkındalık giderek artmaktadır(103). İmplantların kullanımı dental tedavi seçeneklerini tamamıyla değiştirmiş ve uzun süreli mükemmel sonuçlar elde edilmiştir(55, 344). Dişlerin temasıyla oluşan potansiyel yüklerin doğası ve titanyum implantın kemiğe olan ataçmanı üzerindeki etkisi sebebiyle okluzyon; implantların uzun ömürlü olmasında önemli bir faktördür. Doğal dişlerde periodontal ligament stresi absorbe etme kapasitesine sahiptir ve dişlerin hareketine izin verir. Kemik-implant arayüzünde böyle bir hareket gözlenmemektedir(343, 345). Kemik-implant arayüzüne iletilen yük; yüklemenin tipine, implant ve protezin materyal özelliklerine, kemik-implant arayüzünün yapısına, çevreleyen kemiğin kalitesi ve miktarına, implantın geometrisi, çapı ve şekline ve implantın yüzey özelliklerine bağlıdır(22, 316). Eğer okluzal kuvvetler, implant-kemik arayüzünün absorbe edebileceği stres değerini aşarsa implant tedavisi başarısızlıkla sonuçlanacaktır(345-348). Çiğneme sırasındaki vertikal yüklenme, aksiyel kuvvet ve bükme momenti üretir ve bu durumda implant ve kemikte stres oluşumuyla sonuçlanır(22, 349). İmplantın başarı ya da başarısızlığındaki esas faktör; çevreleyen kemiğe iletilen stres tipidir(22). SEA; implant ve çevreleyen kemiğe iletilen stresin nicel olarak değerlendirilebilmesi için oldukça yaygın kullanılan bir yöntemdir(307, 329).

Jenkins ve arkadaşları, doğal dişli hastalarda ölçülen ısırma kuvvetini; molar bölgesinde 490 N, insizör bölgede ise molar bölgede ölçülen değerlerin 1/3'ü olarak belirlemişlerdir(350, 351). Carlsson ve arkadaşları tarafından yapılmış bir çalışmada, dental implant uygulanmış 165 hasta arasından rastgele seçilen 19 hastada 3 farklı seviyede okluzal kuvvetleri kaydedilmiş ve hafif ısırma kuvveti 15.7 N, çiğneme sırasında 50.1 N ve maksimum ısırma kuvveti 144.4 N olarak ölçülmüştür(352). Schindler ve arkadaşları, ortalama çiğneme kuvvetini 100 N olarak ölçmüşlerdir(353). De-Hernandez ve Bodine; implant çevresi dokuları sağlıklı, implant üstü protezi olan hastalarda, total protez kullanan hastalara göre 2 – 3 kat daha fazla ısırma kuvveti ölçülüğünü belirtmişlerdir(354). Ying ve arkadaşları, rezeksiyon sonrası farklı otojen kemik greftleri ile rekonstrükte edilmiş mandibula modellerini, SEA yöntemi ile biyomekaniksel olarak karşılaştırdıkları bir çalışmada,

yüklemeye kuvvetini 1.molar diş hizasında 200 N olarak kabul etmişlerdir(279). Nesappan ve arkadaşları, normal mandibula ve fibula ile rekonstrükte edilmiş mandibulaya implant yerleştirdikten sonra meydana gelen stres değerlerini karşılaştırdıkları bir çalışmada, yüklemeye kuvvetini 200 N (vertikal) ve 50 N (horizontal) olarak belirlemişlerdir(294).

Morneburg ve arkadaşları tarafından 9 hasta üzerinde yapılmış bir çalışmada, implant üzerine gelen gelen çiğneme kuvvetlerini ölçmüşler ve ortalama 220 N(17 N ile 450 N) olarak bulmuşlardır. Posteriora ise tek üye abutment üzerindeki çiğneme kuvvetlerine bakıldığında ortalama 129 N değerini bulmuşlardır(355). Nagasao ve arkadaşları, 2 farklı yöntemle rekonstrükte ettikleri mandibulada çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu stres değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada çiğneme kuvvetini 100 N olarak kabul etmişlerdir(330, 356). Pawlowska ve arkadaşları, iliak kemik grefti ile rekonstrükte edilmiş 2 mandibulada, biyomekaniksel dayanıklılığı SEA yöntemi ile değerlendirdikleri bir çalışmada, 150 N üzerindeki yüklerin yıkıcı olduğunu savunmuşlardır(357). İmplant üstü sabit protez ile rehabilite edilen hastalarda ölçülen maksimum ısırma kuvvetleri(352) ve rekonstrükte edilmiş mandibula ile ilgili yapılan daha önceki çalışmalar da dikkate alınarak, çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla 150N'luk vertikal ve 50 N'luk oblik kuvvetler uygulanmıştır(184, 352, 358). Çiğneme kuvvetlerini daha gerçekçi simule etmek için sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, bunların kombinasyonu olan oblik kuvvetlerin de değerlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir(349). Kuvvetin uygulandığı bölge ise çiğneme yükünün en çok geldiği birinci molar dişin merkezi olarak yapılmıştır(260, 278, 359-364). Çalışmamızda bu genelleme referans alınarak, modeller üzerine birinci molar dişin merkezinden olacak şekilde 150 N'luk kuvvet uygulanmıştır.

İmplantta gelen aksiyel yükler daima lateral yüklerle bir arada olur, ancak aynı değer ve etkiye sahip değildir. Vertikal doğrultudaki kuvvetler iletim açısından daha avantajlıdır, lateral kuvvetler implantların boyun kısmına etki eder, bu nedenle implantlar üzerinde daha zararlıdır(365). Çalışmamızda her iki yöndeki kuvvetin etkisini belirleyebilmek için kuvvetler vertikal(0°) ve oblik(45°) olarak uygulanmıştır.

Günümüzde en çok kabul gören kemik sınıflandırmaları; Lekholm ve Zarb tarafından 1985 yılında(103); Cawood ve Howell tarafından 1988 yılında(105); Misch tarafından 1999 yılında(106) yapılmıştır.

Lekholm ve Zarb'ın sınıflandırmasına göre çalışmamızda, standart model için daha önce yapılmış çalışmalar göz önüne alınarak; A-2 tipi kemik (alveoler kemiğin çoğunun mevcut olduğu, yoğun kansellöz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik) kullanılmıştır(275). Posterior mandibuladaki rezorpsiyon paterni daha önceki çalışmalar göz önüne alınarak; atrofik mandibula modeli için ise C-2 tipi kemik (rezidüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeyde olduğu ve sadece bazal kemiğin kaldığı, homojen kompakt kemik) seçilmiştir(105, 366).

Misch (2005) alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre A, B, C ve D olarak sınıflamıştır. Bu sınıflamada 'h' yetersiz yüksekliği, 'w'ise yetersiz genişliği temsil etmektedir. Çalışmamızda C-h tipi kemik seçilmiştir(105, 366).

Cawood ve Howell'in 1988 yılında maksilla ve mandibula rezorpsiyon sınıflandırması(105) ise günümüzde halen kullanılmaktadır. Bu sınıflandırmaya göre çalışmamızda sınıf V tipi kemik (genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret) kullanılmıştır(366).

SEA için modelleme yapılırken kemik yoğunlukları ile ilgili olan en önemli değerler elastisite modülü ve poisson oranıdır(281). Bu oranlar ise literatürde çok farklı değerlerde ele alınmıştır. Çalışmamızda mandibuler kortikal ve kansellöz kemiğin (275) ve iliak kortikal ve kansellöz kemiğin (279, 280) elastisite modülleri ve poisson oranları güncel literatürlerden alınmıştır. Kemik yoğunlukları ile sınıflandırmanın standardize edilmesi ve elastisite modülleri, poisson oranları gibi değerlerin daha net bir şekilde belirlenebilmesi için daha çok araştırmaya ihtiyaç vardır.

Dental implant tedavisinde; konvansiyonel yükleme protokolünde uzun bir iyileşme dönemi beklenir ve sonuçlar oldukça başarılı ve öngörülebilirdir. Ancak artan maliyet ve uzayan tedavi süreci, hastaların bu tedaviye olan toleransını

azaltabilir. İmmediat yükleme ile bu dezavantajların üstesinden geldiği savunulmuş(367) ve başarı oranı %95'in üzerinde rapor edilmiştir(368). Bu başarıyı etileyen en önemli faktörlerden biri, implantın primer stabilitesidir. Kansellöz ve kortikal kemiğin yoğunluğu, kortikal kemiğin kalınlığı gibi kemik ile ilişkili faktörlerin tümü, primer stabilite üzerinde etkilidir. Aynı şekilde implantlar osseointegre olduktan sonra da, aşırı stres ve gerinim birikimine bağlı kemik rezorpsiyonu meydana gelebilir(369, 370).

Nesappan ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ortalama mandibuler kortikal kemik kalınlığı 2.5 mm olarak bulunmuştur(294). Sugiura ve arkadaşları; immediat yüklenen implantlarda, krestal kemik kalınlığının ve yoğunluğunun, mikrohareketlilik ve periimplant kemikteki gerilim dağılımı üzerine etkilerini inceledikleri bir çalışmada, krestal kortikal kemik kalınlığının artmasıyla primer stabiliteninde arttığı ve buna bağlı olarak da stres değerlerinin azaldığını rapor etmişlerdir. Ancak krestal kemik kalınlığının düşük yoğunluklu kansellöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerlerini etkilerken, yüksek yoğunluklu kansellöz kemikte etkisiz olduğunu bildirmişlerdir(281). Bununla birlikte implantın stabilitesinde, kortikal kemik kalınlığının, kemik yoğunluğundan daha etkili olduğunu savunan çalışmalar da mevcuttur(370, 371). Lekholm ve Zarb'ın sınıflandırması(103) esas alınarak SEA ile yapılan bir çalışmada, krestal kemik kalınlığı, ince kortikal kemikte 1 mm, kalın kortikal kemikte ise 2 mm olarak belirtilmiştir(372). Bu çalışmada ise, yapılan çalışmalar göz önüne alınarak; mandibuler kortikal kemik kalınlığı 2 mm (275, 281), iliak kortikal kemik kalınlığı ise 0,8 mm (279, 373) olarak kabul edilmiştir.

Literatürde 4,1 mm çaplı implant kullanılarak yapılan çalışmalarda, fraktür rapor edilen bir çalışma bulunamadığından implant çapı 4,1 mm olarak seçilmiştir(275). Standart mandibula modelinde ve rekonstrükte edilmiş mandibula modelinde 4,1x10 mm uzunluğunda silindirik endosteal implantlar(275) kullanılmışken, atrofik mandibula modeli için 4,1x6 mm uzunluğundaki kısa implant(374) kullanılmıştır.

İmplant üstü protezlerde, metal altyapı için Kobalt-Krom alaşımının kullanılmasının, gelen stresleri azaltması ve daha yüksek elastisite modülü seçilirse daha uniform stres dağılımı sağlaması, daha etkili yük iletimi gibi avantajları vardır(275). Cibirka ve arkadaşları, okluzal yüzeyler için altın, porselen ve rezin materyalini kıyasladıkları bir in-vitro çalışmada kuvvet abzorbsiyonu ve yük iletimi açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir(375). Bu nedenle çalışmamızda implant üstü protezde kullanılacak olan kronun metal kor yapısı için Kobalt-Krom alaşım, okluzal ve diğer yüzeyler için feldspatik porselen seçilmiştir. Çalışmamızda kullanılan metal ve porselen kalınlığı 0,8-2 mm olarak kabul edilmiş ve siman kalınlığı gözardı edilmiştir(275).

Yapılan çalışmalarda, sağlıklı periodontal ligamente sahip bir dişe 0,1 N' luk kuvvet uygulandığında dişteki hareket aralığı 50-200 µm iken, aynı miktarda kuvvet dental implanta uygulandığında hareket miktarının 10 µm olduğu görülmüştür(376, 377). Dental implantların bu yüksek rijiditesinin, eksentrik ve aşırı okluzal yüklerle karşı dayanımını azalttığı(378) ve bu tarz yüklerin, peri-implant kemiğe iletilen stresi arttıracığından, kemik rezorpsiyonuna ve nihayetinde implant kaybına neden olacağı gösterilmiştir(374).

Dişlerin kaybindan sonra, kemik rezorpsiyonuna bağlı interokluzal mesafe artar ve bu da kron boyunun uzamasına ve uygun olmayan K/İ oranına neden olur. Protez yüksekliğinin artması, aynı zamanda implant komponentlerinde ve materyallerde fraktür riskini artırır(238). Artmış K/İ oranı, aksiyel olmayan yükleme gibi düşünülebilir ve bu da protezde istenmeyen zararlı etkilere yol açabilir(379, 380). Bu nedenle artmış kron yüksekliği, klinik sonuçları hem teknik hem de biyolojik açıdan etkileyen bir faktör olarak düşünülmektedir(381). K/İ oranı arttıkça marjinal kemik kaybının azaldığını gösteren çalışmalar(379, 382) olmasına rağmen, istatistiksel analizler K/İ oranı arttıkça, kemik kaybı miktarının arttığını göstermiştir(383-387) ve tavsiye edilen ideal K/İ oranı 1:2, kabul edilebilir en yüksek oran ise 1:1 olarak bildirilmiştir(388). Ancak 2009 yılında, Avrupa Osseointegrasyon Akademisi; K/İ oranını 2:1 olarak kabul etmiştir(389). Bu konsensusa göre, daha uzun implant yerleştirmek ve daha istenen K/İ oranı elde edebilmek için vertikal kemik ogmentasyonu gerekmediği ve peri-implant kemiğe iletilen streslerin

azaltılmasında daha uzun implantlar kullanılmasındansa, daha geniş çaplı implantlar kullanılmasının daha etkili olduğu savunulmuştur. Naert ve arkadaşları, uzun abutmentlar kullanıldığında yüklemenin ilk 6 ayında krestal kemik kaybı artışı ile yüksek K/İ oranı arasında pozitif ilişki olduğunu, zamanla bu farkın azaldığını rapor etmişlerdir(382). Blanes ve arkadaşları, ortalama K/İ oranı: 1,77 olan, 192 implant ile yaptıkları bir çalışmada, K/İ oranının artmasıyla marjinal kemik kaybı ve implant başarısızlığı arasında ilişki olmadığını belirtmişler ve K/İ oranı 1:2 ile 1:3 arasında iken başarılı sonuçlar elde edilebileceğini savunmuşlardır(390).

Anatomik K/İ oranı ile klinik K/İ oranında, alınan fulkrumun konumu farklıdır. Anatomik K/İ oranı ölçülürken fulkrum implantın omzunda iken; klinik K/İ oranı ölçülürken kemik kret tepesinde konumlandırılmıştır(374). Nissan ve arkadaşları, yaptıkları in vitro çalışmalarda, implantlarda biyomekanik başarısızlıkları değerlendirmede ‘Kron Yüksekliği Mesafesinin’, ‘Kron/İmplant oranına’ göre daha anlamlı olduğunu önermişlerdir(391, 392).

KYM, anatomik bir parametredir ve krestal kemik ile okluzal yüzey arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır. KYM, mandibular molar dişlerin vestibuler cusplarının en koronali ile mezial ve distalde implantın kemik ile temas ettiği ilk nokta arasından ölçülür. KYM’nin her 1 mm artışında boyun bölgesindeki yüklenmenin %20 arttığı görülmüştür(393). Misch ve Bidez; kron yüksekliğinin 10 mm’den 20 mm’ye artışının implant üzerine gelen okluzal kuvvetleri %100 attırdığını göstermişlerdir (394). Biyomekanik olarak 15 mm’den daha yüksek KYM’nin istenmeyen sonuçlar doğurabileceği kabul edilmiş(391, 395) ve Nissan ve arkadaşları, yaptıkları klinik çalışmalarda, KYM 15 mm’nin altında olduğu sürece; K/İ oranı ile marjinal kemik kaybı arasında belirgin bir ilişki olmadığını rapor etmişlerdir. KYM’nin 15mm’yi aştığı durumlarda vertikal ridge ogmentasyon porsedürlerinin uygulanmasını önermişlerdir(392). Anitua ve arkadaşları, bu çalışmaları esas alarak; K/İ oranı, protezin konumu ve KYM ile marjinal kemik kaybı arasındaki ilişki olup olmadığını değerlendirmişler ve sadece KYM ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu göstermişlerdir(374). Yapılan çalışmalarda K/İ oranı 1:2 ve 1:3 olduğunda (390) ya da 1:1,8 ile 1:2,6 olduğunda(384) başarılı sonuçlar elde edildiği rapor edilmesine

rağmen, bu çalışmalarda KYM kritik değer olan 15 mm'nin altında kaldığından, bu oranların belirleyici olmadığı söylenebilir(391). Bu çalışmalar dikkate alınarak, çalışmamızda biyomekaniksel analizler için 'Kron Yüksekliği Mesafesi' esas alınmıştır.

Anitua ve arkadaşları, KYM'ni esas alarak yaptıkları çalışmada; KYM yaklaşık 17 mm olan implantlarda kemik kaybının <2 mm; KYM yaklaşık 21 mm olan implantlarda ise kemik kaybının >2 mm olduğunu ve kısa implantların ileri atrofi durumunda etkili bir tedavi seçeneği olabileceğini belirtmişlerdir(374). Yapılan bir çalışmada implant üstü sabit protezlerde ideal KYM, 8 ile 12 mm arasında ölçülmüştür(238, 395). Bu değerler esas alınarak yapılan bir çalışmada, kemik kaybının artmasıyla KYM'nin de arttığı ve bu mesafenin azaltılabilmesi için ileri derecede greftleme prosedürleri gerekli olabileceği savunulmuştur. 8 mm ve 10 mm KYM'de görülen direnç değerleri birbirine benzerken; KYM 12 mm'ye yükseldiğinde görülen direncin oldukça düşük olduğu görülmüştür ve KYM'nin 12 mm'den daha az olduğu durumlarda, implant ve komponentlerinin, fraktür oluşumuna daha dirençli olduğu sonucuna varılmıştır(381). Yapılan bu çalışmalar göz önüne alınarak, çalışmamızda KYM 8 mm, 10 mm ve 12 mm olarak belirlenmiştir.

İmplant ve abutment üzerinde oluşan stresler, materyallerin kırılma ve yorulmasında etkili streslerdir. Von Mises stres değerleri; SEA çalışmalarında bir noktada yoğunlaşan stres değerlerini incelemek için en sık kullanılan stres değerleri olarak rapor edilmiştir(396). Von Mises stres değerleri kırılabilir ve çekilebilir materyallerde en doğru sonuçları verir (347). Von Mises stres değeri implant materyalinde oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesinde Principal Stres değerlerinden daha anlamlıdır. Dolayısıyla implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri titanyumun gerilme dayanıklılığını geçerse başarısızlık olur. Park ve arkadaşları, mandibula ve fibula modeline yerleştirilen implant destekli kronlarda yaptıkları bir çalışmada; vertikal olarak uygulanan 150 N değerindeki kuvvet sonucu abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerini, mandibula modelinde **567,12 MPa**; fibula modelinde ise **529,94 MPa** olarak belirlemişlerdir. Analiz edilen tüm modellerde, en yüksek stres değerlerini, implantın koronal kısmında, abutmentin ise

alt yüzeyinde elde ettiklerini belirtmişlerdir(184). Çalışmamızda; abutment üzerinde vertikal yükleme ile oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, atrofik mandibula modelinde ölçülürken (**28,67 MPa**), rekonstrükte mandibula modeli ve standart mandibula modelinde ölçülen stres değerlerinin birbirine yakın değerler olduğu görülmüştür (**24,33 MPa ve 24,40 MPa**). Park ve arkadaşları, yine aynı çalışmada; oblik olarak uygulanan 50 N değerindeki kuvvet sonucu abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerini, mandibula modelinde **579,60 MPa**; fibula modelinde ise **543,23 MPa** olarak belirlemişlerdir(184). Çalışmamızda ise oblik yükleme ile oluşan en yüksek Von Mises stres değeri; atrofik mandibula modelinde ölçülürken (**82,99 MPa**), standart ve rekonstrükte mandibula modellerinde ölçülen stres değerlerinin birbirine yakın değerler olduğu (**44,71 MPa ve 48,82 MPa**) görülmüştür. Ayrıca benzer şekilde tüm modellerde abutment üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri; abutmentin alt yüzeyinde ölçülmüştür. Titanyum alaşımının kırılma direncinin **825 MPa** olduğunu göz önünde bulundurduğumuzda(397), ölçülen bu değerlerin oldukça düşük değerler olduğu görülmektedir.

Vertikal(0°) ve oblik(45°) olarak uygulanan kuvvetlerin sonucunda; abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri; standart ve rekonstrükte mandibula modellerinde birbirine yakın değerlerken; atrofik mandibula modelinde ölçülen stres değerlerinin belirgin derecede yüksek olduğu görülmüştür.

Tüm modellerde KYM arttıkça, ölçülen Von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür.

Park ve arkadaşları yine aynı çalışmalarında; vertikal olarak uygulanan 150 N değerindeki kuvvet sonucu, implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerini ise; mandibula modelinde **612,20 MPa**, fibula modelinde ise **606,28 MPa** olarak rapor etmişlerdir. Fibulada ölçülen daha düşük stres değerlerini ise, fibulanın daha kalın kortikal kemiğe sahip olmasıyla açıklamışlardır (184). Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları; yaptıkları SEA çalışmasında; okluzal yükleme lokalizasyonlarının, implant destekli protez ve destekleyen kemik üzerinde oluşan stres dağılımı üzerine etkisini incelemişler ve en yüksek Von Mises stres değerlerinin implant boynunda ölçüldüğünü (**89,9 MPa**) rapor etmişlerdir(275). Nesappan ve Ariga; fibula ile

rekonstrükte ettikleri mandibulaya yerleřtirdikleri implant ile normal mandibulaya yerleřtirdikleri implantlar üzerine, vertikal olarak 200 N'luk ve horizontal olarak 50 N'luk kuvvet uyguladıktan sonra oluřan Von Mises stres deęerlerini karřılařtırmıřlar ve vertikal olarak uygulanan kuvvetlerde fibula modelinde daha dūřuk stres deęerleri elde ederlerken, horizontal olarak uygulanan kuvvetlerde fibula modelinde daha yūksek stres deęerleri elde etmiřlerdir(294). Çalıřmamızda; implant üzerinde vertikal yūkleme ile oluřan en yūksek Von Mises stres deęeri; standart mandibula modelinde, 8 mm KYM'de olūlmūř (**32,41 MPa**) ve bu deęerin; rekonstrükte mandibula modelinde, 8 mm KYM'de olūlen stres deęeri (**31,42 MPa**) ile oldukça yakın olduęu gōrūlmūřtır. En dūřuk stres deęeri ise; atrofik mandibula modelinde 12 mm KYM'de (**28,26 MPa**) olūlmūřtır. Bu sonuçlar gōz önünde tutulduęunda; vertikal yūklenmelerde, KYM'nin artıřıyla, oluřan stresi abzorbe eden materyal kitlesi arttıęından, implanta daha az stres iletildięi dūřünülebilir.

Park ve arkadařları, yine aynı çalıřmada; oblik olarak uygulanan 50 N deęerindeki kuvvet sonucu implant üzerinde oluřan Von Mises stres deęerlerini, mandibula modelinde **632,38 MPa**; fibula modelinde ise **599,54 MPa** olarak belirlemiřlerdir(184). Çalıřmamızda ise oblik yūkleme ile implant üzerinde oluřan dūřuk Von Mises stres deęeri; standart mandibula modelinde olūlmūřken (**59,09 MPa**), rekonstrükte mandibula modeli ve atrofik mandibula modellerinde olūlen stres deęerlerinin (**77,75 MPa ve 78,54 MPa**) birbirine oldukça yakın deęerler olduęu gōrūlmūřtır. Titanyum alařımının kırılma direncinin **825 MPa** olduęunu gōz önünde bulundurduęumuzda, olūlen bu deęerlerin oldukça dūřuk deęerler olduęu gōrūlmektedir.

Vertikal(0°) olarak uygulanan kuvvetlerin sonucunda; implant üzerinde oluřan Von Mises stres deęerlerinin tūm modellerde birbirine yakın deęerler olduęu gōrūlmūřtır (**32,41 MPa, 31,42 MPa ve 28,26 MPa**). Oblik(45°) olarak uygulanan kuvvetlerin sonucunda; implant üzerinde oluřan Von Mises stres deęerleri; rekonstrükte mandibula modeli ile atrofik mandibula modelinde birbirine yakın deęerlerken; standart mandibula modelinde olūlen stres deęerlerinin belirgin derecede daha dūřuk olduęu gōrūlmūřtır(**77,75 MPa, 78,54 MPa ve 59,09 MPa**).

Literatürde, implant dişhekimliğinde biyolojik ve teknik komplikasyonların derlendiği bir çalışmada, en yüksek komplikasyon oranı implant kaybı (çalışmaların %60-80'inde teknik, %40-60'ında biyolojik komplikasyonlar nedeni ile), en düşük komplikasyon oranı ise implant ve protetik üstyapı komponentlerinde fraktür görülmesi olarak rapor edilmiştir(387).

Himmlova ve arkadaşları, farklı çap ve uzunlukta implant kullanarak yaptıkları bir SEA çalışmasında; nonaksiyel kuvvetlerin gelmesi sonucu en yüksek stres değerlerinin implantın boynu etrafında oluştuğunu ve implant çapını arttırarak daha iyi stres dağılımı olacağını savunmuşlardır. Stres değerlerinde en belirgin azalmanın, implant çapının 3,6 mm'den 4,2 mm'ye geçerken olduğunu, 4,2 mm'den daha yüksek çaplarda daha az belirgin bir azalma olduğunu ve aynı zamanda implant uzunluğu artışının, implant çapı artışına göre implant boynu etrafında oluşan stres değerleri üzerinde daha az etkili olduğunu göstermişlerdir(331).

Çalışmamızda tüm modellerde implant çapı aynı seçilmiş ve vertikal yükleme ile implant üzerinde oluşan stres değerlerinin birbirine yakın değerler olduğu görülmüştür. Ancak implant çapı aynı seçilmiş olmasına rağmen; oblik yükleme ile rekonstrükte mandibula modeli ve atrofik mandibula modellerinde implant üzerinde ölçülen stres değerlerinin, standart mandibula modelinde implant üzerinde ölçülen stres değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Tüm modellerde implant ve abutment üzerinde, oblik(45°) kuvvet uygulanması ile oluşan stres değerlerinin; vertikal(0°) kuvvet uygulanması ile oluşan stres değerlerinden daha yüksek olduğu da göz önünde tutularak; açılı kuvvetlerin, dik kuvvetlere oranla daha yıkıcı etkiye sahip oldukları söylenebilir.

KYM ile implantın kırılma direnci arasındaki ilişkinin incelendiği deneysel bir çalışmada; KYM' nin artışı ile implantın kırılmaya karşı gösterdiği direnç değerlerinde belirgin azalma olduğu gösterilmiştir(381). Çalışmamızda da benzer şekilde, tüm modellerde KYM arttıkça, 50 N'luk oblik kuvvet uygulanması ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. KYM' nin artmasıyla protez ve implantı çevreleyen kemikte oluşan streslerin azaltılması ve böylelikle biyolojik ve teknik komplikasyonların azalması ve implantın uzun dönem

başarı olması için bazı yöntemler kullanılabilir. Bu yöntemler arasında; posterior bölgede, mandibuler hareketlerde lateral kontakların azaltılması(398), posterior dişlerde okluzal tablanın küçültülmesi ve cuspal eğimlerin azaltılması(399) sayılabilir.

Kron yüksekliği, yük komponenti için bir moment kolu olarak görev göreceğinden, oblik-horizontal yüklenmelerde; kron yüksekliğinin artmasıyla ölçülen stres değerlerinin de arttığı düşünülebilir. Ancak aksiyel yüklenmelerde, bir yük kolu söz konusu olmadığı için oluşan stres değerlerinin, okluzal yüksekliğin artışından etkilenmediği düşünülebilir. Yerleştirilecek implant sayısının arttırılması ile, stresin antero-posterior dağılımı arttırılarak implant etrafında oluşan stres değerleri azaltılabilir(294).

Bu çalışmada iliak kansellöz kemiğin elastisite modülü güncel literatürlerden alınarak, mandibuler kansellöz kemiğin elastisite modülünden yüksek kabul edilmiştir. Standart mandibula modelinde ve rekonstrükte mandibula modelinde implant ve abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri birbirine yakın değerler olduğundan, kansellöz kemiğin bu stres değerlerine olan etkisinin az olduğu söylenebilir.

Yapılan klinik ve deneysel çalışmalarda; okluzal kuvvetler ile oluşan streslerin en çok kortikal kemikte implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı gösterilmiştir(275, 331, 346, 378, 400, 401). Sertgöz ve Güvener, implantüstü overdenture modelleri ile yaptıkları bir SEA çalışması sonucunda streslerin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını göstermişlerdir. Aşırı dinamik yüklenmelerin implantın boynu etrafında kemik dansitesini azalttığı ve krater benzeri defekte neden olduğu rapor edilmiştir(402). Benzer bulgular deneysel hayvan çalışmalarında da elde edilmiştir. Hoshaw ve arkadaşları, implantlar üzerinde aşırı yüklenme olduğunda, implantın boynu etrafında rezorpsiyonun arttığını ve kortikal kemikte mineralize kemik dokusu yüzdesinin azaldığını göstermişlerdir(346). İplikçioğlu ve arkadaşları, gerilim-ölçer (strain-gauge) stres analizi ve sonlu elemanlar analizi yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında, implant üzerine vertikal ve horizontal yönde 75 N kuvvet uygulamışlar ve her iki yöntemde de özellikle horizontal kuvvet

sonucu, streslerin implantın boyun bölgesi ve destek üzerinde yoğunlaştığını söylemişlerdir(308). Çalışmamızda aynı şekilde streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı, apikale doğru gittikçe azaldığı gözlenmiştir.

İmplant destekli proteze gelen eksternal kuvvetler, kemiğin kuvvet direncini ve implantı çevreleyen kemiğin yeniden şekillenme sürecini etkiler. İmplant tedavisinin başarısız olmasına neden olan önemli etkenlerden biri kemik-implant arayüzündeki istenmeyen bu tarz kuvvetlerin artışıdır. Kemiğin yeniden şekillenmesinin yüksek sıkışma stresleriyle ilişkili olduğu ve kortikal kemiğin devamlılığının sürdürülmesinde gerilme tipi streslerin daha az etkili olduğu görülmüştür(247, 269, 275, 307, 328, 348). Yapılan çalışmalarda alveoler kemiğin miktarının korunması için gereken fonksiyonel stresler 200 psi ile 700 psi arasında rapor edilmiştir (1 psi = 0,0069 MPa). Bu değer aralığını aşan eksternal stresler kemikte dejenerasyona neden olurken, bu değer aralığından daha düşük stresler kemikte atrofiye neden olmaktadır(403-405). O'Brien ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada kortikal kemiğin en yüksek sıkışma direncini **167 MPa**; en yüksek gerilme direncini ise **121 MPa** olarak belirlemişlerdir(250). Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları, yaptıkları bir SEA çalışmasında, mandibuler 2.premolar bölgesine implant yerleştirdikten sonra santral fossadan 300 N'luk kuvvet uygulamışlar ve implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek stres değerini **106,65 MPa** olarak rapor etmişlerdir. Yapılan diğer çalışmalarda kortikal kemiğin longitudinal yüklemelerde en yüksek gerilme direnci **133 MPa**, en yüksek sıkışma direnci ise **193 MPa**(406-408); transvers yüklemelerde ise en yüksek gerilme direnci **133 MPa**, en yüksek sıkışma direnci ise **51 MPa** olarak(406) rapor edilmiştir. Vertikal(0°) yüklenmelerde, kortikal kemikte sadece sıkışma meydana geleceğinden, gerilme tipi stres değerlerini karşılaştırmak anlamlı sonuçlar vermeyecektir. Bu nedenle çalışmamızda değerlendirilecek olan esas stres tipi sıkışma tipi stres değerleridir(281). Vertikal yükleme ile oluşan en düşük Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde ölçülmüşken (**-19,64 MPa**); rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde (**-29,22 MPa ve -25,99 MPa**) ölçülen stres değerleri birbirine yakın değerlerdir. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde vertikal yükleme ile oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına

bakıldığında; en düşük ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri; standart mandibula modelinde (**-3,50 MPa**) ölçülürken, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde ölçülen stres değerleri (**-4,24 MPa ve -4,35 MPa**) birbirine yakın değerlerdir. Ancak oblik(45°) yüklenmelerde; kortikal kemikte belirli bölgelerde sıkışma, belirli bölgelerde gerilme meydana geleceğinden; bu tarz yüklemelerde hem sıkışma, hem de gerilme tipi stres değerlerinin değerlendirmesi gerekmektedir. Oblik yükleme ile oluşan en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri, rekonstrükte mandibula modelinde(**65,17 MPa**) ölçülmüşken; en düşük Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde (**26,37 MPa**) ölçülmüştür. Atrofik mandibula modelinde ölçülen stres değerinin (**41,05 MPa**) ise bu değerlerin arasında olduğu görülmüştür. Oblik yükleme ile oluşan en düşük Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde(**-33,44 MPa**) ölçülmüşken, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde (**-48,47 MPa ve -43,72 MPa**) ölçülen stres değerleri birbirine yakın değerlerdir. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde oblik yükleme ile oluşan en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında, en yüksek ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde (**3,20 MPa**) ölçülürken, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde (**4,08 MPa ve 3,88 MPa**) ölçülen stres değerleri birbirine yakın değerlerdir. Kortikal kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde oblik yükleme ile oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en düşük ortalama Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde (**-3,27 MPa**) ölçülmüşken, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde (**-5,12 MPa ve -5,13 MPa**) ölçülen stres değerleri birbirine yakın değerlerdir.

Yapılan çalışmalarda kortikal kemik kalınlığının artması ile primer stabilizasyon artacağından, implantın iyileşme döneminde mikrohareketliliğinin azaldığı ve fonksiyon sırasında daha iyi stres dağılımı sağlanacağı bildirilmiştir(21, 313, 378). Clelland ve arkadaşları; daha tahmin edilebilir bir osseointegrasyon için, yoğun kemik varlığının gerekliliğini savunmuşlardır(325). Yapılan SEA çalışmalarında ise en yüksek stres değerlerinin kortikal kemikte görüldüğü ve

kortikal kemik kalınlığının artmasıyla stres değerlerinin azaldığı rapor edilmiştir(294, 409).

Kortikal kemik kalınlığı ile implant boynu etrafındaki kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri arasındaki ilişkinin incelendiği çalışmalarda; krestal kortikal kemik kalınlığının, yalnızca immedat yüklenen implantlarda etkili olduğu, osseointegre implantlarda çok az ya da hiç etkili olmadığı rapor edilmiştir(281, 405, 410). Çalışmamızda, vertikal yükleme sonucunda, aynı KYM'ye sahip (4,1x10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiş); krestal kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan standart mandibula modeli ile krestal kortikal kemik kalınlığı 0,8 mm olan rekonstrükte mandibula modeli karşılaştırıldığında; rekonstrükte mandibula modelinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür(**-19,64 MPa ve -29,22 MPa**). Krestal kortikal kemik kalınlığının aynı olduğu, standart mandibula modeli ile atrofik mandibula modeli karşılaştırıldığında ise; atrofik mandibula modelinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür(**-19,64 MPa ve -25,99 MPa**). 2 farklı tedavi yönteminin uygulandığı rekonstrükte mandibula modeli ile atrofik mandibula modeli karşılaştırıldığında ise; ölçülen stres değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür (**-29,22 MPa ve -25,99 MPa**). Oblik yükleme sonucunda, aynı KYM'ye sahip (4,1x10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiş); krestal kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan standart mandibula modeli ile krestal kortikal kemik kalınlığı 0,8 mm olan rekonstrükte mandibula modeli karşılaştırıldığında; rekonstrükte mandibula modelinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür (**-33,44 MPa ve -48,47 MPa**). Krestal kortikal kemik kalınlığının aynı olduğu, standart mandibula modeli ile atrofik mandibula modeli karşılaştırıldığında ise; atrofik mandibula modelinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür (**-33,44 MPa ve -43,72 MPa**). 2 farklı tedavi yönteminin uygulandığı rekonstrükte mandibula modeli ile atrofik mandibula modeli karşılaştırıldığında ise; ölçülen stres değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür (**-48,47 MPa ve -43,72 MPa**). Bu sonuçlardan yola çıkarak aynı KYM'de krestal kortikal kemik kalınlığı arttıkça, stres dağılımının daha iyi olması nedeniyle daha az stres oluştuğu söylenebilir. Ancak

rekonstrükte mandibula modeli ve atrofik mandibula modellerinde krestal kortikal kemik kalınlıkları farklı olmasına rağmen benzer stres değerlerinin ölçüldüğü görülmüştür.

Çalışmamızda kansellöz kemikte ortaya çıkan en yüksek maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri, oblik(45°) yükleme ile; rekonstrükte mandibula modelinde (**3,53 MPa**) ölçülürken, en düşük Maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri vertikal(0°) yükleme ile, atrofik mandibula modelinde (**2,03 MPa**) ölçülmüştür. Minimum principal (sıkışma tipi) stres değerlerine bakıldığında ise, kansellöz kemikte ortaya çıkan en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri, oblik(45°) yükleme ile; rekonstrükte mandibula modelinde (**-10,21 MPa**) ölçülürken, en düşük minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri, vertikal(0°) yükleme ile; standart mandibula modelinde (**-1,05 MPa**) ölçülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Maximum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek ortalama maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; oblik(45°) yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde (**0,81 MPa**) ölçülürken; en düşük ortalama maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri, vertikal(0°) yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde (**0,23 MPa**) ölçülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek ortalama Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri; oblik(45°) yükleme ile rekonstrükte mandibula modelinde (**-0,82 MPa**) ölçülürken; en düşük ortalama Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri, oblik(45°) yükleme ile standart mandibula modelinde (**-0,36 MPa**) ölçülmüştür. Vertikal(0°) yüklenmelerde, kansellöz kemikte (implantın apeks bölgesi hariç) sadece gerilme meydana geleceğinden, Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerini karşılaştırmak anlamlı sonuçlar vermeyecektir. Bu nedenle implantın boynu etrafında değerlendirilecek olan esas stres tipi; Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerleridir. İmplantın apeks bölgesinde ise değerlendirilecek esas stres tipi Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerleridir. Vertikal(0°) yükleme ile oluşan en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde ölçülmüşken (**2,64 MPa**), standart ve atrofik mandibula modellerinde

(**2,17 MPa ve 2,03 MPa**) ölçülen stres değerleri birbirine yakın değerlerdir. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde vertikal(0°) yükleme ile oluşan Maximum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en düşük ortalama Maksimum principal (gerilme tipi) stres değeri; rekonstrükte mandibula modelinde (**0,23 MPa**) ölçülürken, standart ve atrofik mandibula modellerinde ölçülen ortalama stres değerleri (**0,50 MPa ve 0,55 MPa**) birbirine yakın değerlerdir Ancak oblik(45°) yüklenmelerde, kansellöz kemikte belirli bölgelerde sıkışma, belirli bölgelerde gerilme meydana geleceğinden; bu tarz yüklemelerde hem sıkışma, hem de gerilme tipi stres değerlerinin değerlendirmesi gerekmektedir. Oblik(45°) yükleme ile en düşük Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri standart mandibula modelinde (**2,62 MPa**) ölçülürken, rekonstrükte ve atrofik mandibula modellerinde ölçülen Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin (**3,53 MPa ve 3,09 MPa**)birbirine yakın olduğu görülmüştür. Oblik(45°) yükleme ile oluşan en yüksek Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değeri, rekonstrükte mandibula modelinde (**-9,69 MPa**) ölçülürken; standart ve atrofik mandibula modellerinde ölçülen Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin (**-1,05 MPa ve -0,53 MPa**) birbirine yakın olduğu görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde oblik(45°) yükleme ile oluşan en yüksek Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri, rekonstrükte mandibula modelinde (**0,81 MPa**) ölçülürken, en düşük ortalama Maksimum Principal (gerilme tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde (**0,49 MPa**) ölçülmüştür. Atrofik mandibula modelinde ölçülen ortalama maksimum principal (gerilme tipi) stres değerinin (**0,63 MPa**) ise bu değerlerin arasında olduğu görülmüştür. Kansellöz kemiğin bukkal, lingual, mezial ve distalinde oblik(45°) yükleme ile oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin ortalamasına bakıldığında; en yüksek ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri, rekonstrükte mandibula modelinde (**-0,82 MPa**), en düşük ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri, standart mandibula modelinde(**-0,36 MPa**) ölçülmüştür. Atrofik mandibula modelinde ölçülen ortalama minimum principal (sıkışma tipi) stres değerinin (**-0,56 MPa**) ise bu değerlerin arasında olduğu görülmüştür.

İmplantın apeksinde vertikal(0°) yükleme ile oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerinin, tüm modellerde birbirine yakın değerler olduğu görülmüştür (**-1,69 MPa, -1,57 MPa ve -1,73 MPa**). Oblik(45°) yükleme ile oluşan Minimum Principal (sıkışma tipi) stres değerlerine bakıldığında ise; en yüksek minimum principal (sıkışma tipi) stres değeri, atrofik mandibula modelinde (**-2,26 MPa**) ölçülürken; standart mandibula modeli ve rekonstrükte mandibula modelinde ölçülen sıkışma tipi stres değerlerinin (**-1,05 MPa ve -0,82 MPa**) birbirine yakın değerler olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda rekonstrükte mandibula modelinde, iliak kemik-mandibuler kemik sınırında kortikal ve kansellöz kemikte ölçülen stres değerlerinin; standart mandibula modelinde ölçülen stres değerleriyle yakın değerler olduğu; atrofik mandibula modelinde ise ölçülen değerlerden daha düşük olduğu görülmüştür. Elde edilen bu sonuçlar; rekonstrükte mandibula modeline yerleştirilen implantta bikortikal ankraj sağlanmasıyla açıklanabilir. Bikortikal ankraj sağlanmasıyla, kortikal ve kansellöz kemikte ölçülen stres değerlerinin azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur(184, 411). Ancak bikortikal ankrajın, marjinal kemik kaybı riskini azaltmayacağı, çünkü implantın koronal kısmının yer değiştirmesi üzerinde çok az etkisi olduğu rapor edilmiştir(242).

Kortikal kemiğin elastisite modülü, kansellöz kemiğin elastisite modülünden 10 kat daha fazladır. Bu nedenle kortikal kemik miktarı ne kadar fazlaysa, oluşacak olan stresler o kadar büyük olur(313, 405, 412, 413). Başka bir deyişle, kortikal kemiğin elastisite modülünün, kansellöz kemiğin elastisite modülünden daha yüksek olması nedeniyle, kortikal kemiğin deformasyona daha dirençli olduğu söylenebilir(275). Çalışmamızda da benzer şekilde kortikal kemikte ölçülen bütün stres değerlerinin, kansellöz kemikten daha yüksek olduğu görülmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İleri derecede atrofiye uğramış mandibulada uygulanan farklı tedavi seçeneklerinin, implant, abutment, kortikal ve kansellöz kemik üzerindeki stres etkisini incelediğimiz 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmamızın sonucunda;

1. Tüm modellerde, oblik yükleme ile oluşan stres değerlerinin, vertikal yükleme ile oluşan stres değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür.

2. Abutment üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri, kısa implant kullanılan atrofik mandibula modelinde ölçülmüştür.

3. İmplant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri; rekonstrükte mandibula modeli ile atrofik mandibula modelinde birbirine yakın değerler iken, standart mandibula modelinde ölçülen stres değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

4. Tüm modellerde kortikal kemik üzerindeki en yüksek stres değerleri, implantın boynu etrafındaki kemik yüzeyinde görülmüştür.

5. Kortikal kemikte sıkışma ve gerilme tipi streslerin etkinliğine bakıldığında, sıkışma tipi streslerin daha etkili olduğu görülmüştür.

6. Rekonstrükte mandibula modeli ile atrofik mandibula modelinde, kortikal kemik üzerinde oluşan stres değerlerinin birbirine yakın değerler olduğu ve en düşük stres değerlerinin standart mandibula modelinde ölçüldüğü görülmüştür.

7. Krestal kemik kalınlığı arttıkça, primer stabilizasyonun artması, mikrohareketliliğin azalması ve en fazla stresin olduğu implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte yüzey alanının artmasına bağlı olarak daha iyi bir stres dağılımı sağlanması nedeniyle, daha düşük stres değerlerinin olduğu görülmüştür.

8. Tüm modellerde kansellöz kemikte oluşan en yüksek gerilme tipi stres değerleri, implantın boynu etrafında; sıkışma tipi stres değerleri ise implantın apeksi etrafında ölçülmüştür.

9. İmplantın apeksini çevreleyen kansellöz kemikte, oblik(45°) yükleme ile oluşan en yüksek stres değerleri, atrofik mandibula modelinde; en düşük stres değerleri ise rekonstrükte mandibula modelinde ölçülmüştür.

Çalışmamızın sonuçlarını değerlendirdiğimizde, ileri derecede atrofik çenelerde, mandibula posteriorda; vertikal ogmentasyon tekniği ile standart implant yerleştirilmesinin ya da herhangi bir ogmentasyon tekniği uygulanmadan kısa implant yerleştirilmesinin, implant komponentleri ve kemik üzerinde oluşan stres değerleri açısından benzer sonuçlar verdiği görülmektedir. Bu nedenle; mandibula posteriorda atrofi meydana gelmiş ve sistemik durumu nedeniyle ileri cerrahi tedavi yöntemlerinin uygulanamayacağı ya da bu cerrahi operasyonları geçirmeyi kabul etmeyen hastalarda, rekonstrüksiyon cerrahisine alternatif olarak; daha az travmatik olması, tedavi süresinin daha kısa olması ve ekonomik olması gibi avantajları sebebiyle kısa implantların kullanımı öne çıkmaktadır. Ancak kısa implantlar kullanıldığında, artan KYM nedeniyle; mandibuler hareketlerde lateral kontakların azaltılması, posterior dişlerde okluzal tablanın küçültülmesi, cuspal eğimlerin azaltılması gibi daha hassas protetik uygulamalar gerekebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology* 2000. 2017;73(1):7-21.
2. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji: Nobel Tıp Kitabevleri; 2000.
3. Jablonski S. Illustrated dictionary of dentistry: WB Saunders Company; 1982.
4. Tatum O, editor The Omni implant system. Proceedings of the Alabama implant congress, Birmingham, Ala; 1988.
5. Zarb GA, Biotechnology IfA, Go, fakulteten GuO, Dentistry UoTfo. Proceedings of the Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry: Mosby; 1984.
6. Boyne PJ, Peetz M. Osseous reconstruction of the maxilla and the mandible: surgical techniques using titanium mesh and bone mineral: Quintessence Publishing (IL); 1997.
7. Breine U, Brånemark P-I. Reconstruction of alveolar jaw bone. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1980;14(1):23-48.
8. Moenning JE, Graham LL. Elimination of mandibular labial undercut with autogenous bone graft from a maxillary tuberosity. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(2):211-4.
9. Sindet-Pedersen S, Enemark H. Reconstruction of alveolar clefts with mandibular or iliac crest bone grafts: a comparative study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1990;48(6):554-8.
10. Raghoobar GM, Batenburg RH, Vissink A, Reintsema H. Augmentation of localized defects of the anterior maxillary ridge with autogenous bone before insertion of implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1996;54(10):1180-5.
11. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: a preliminary procedural report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(3).
12. Khoury F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1999;14(4).
13. Schliephake H, Neukam FW, Scheller H, Bothe KJ. Local Ridge Augmentation Using Bone Grafts and Osseointegrated Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: Preliminary Results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(5).

14. Kourkouta S, Dedi KD, Reside G, Kontogeorgakos V. Heterotopic ossification as a complication of iliac crest bone harvesting in a case of implant therapy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(2).
15. Lopes N, Oliveira DM, Vajgel A, Pita I, Bezerra T, de Holanda Vasconcellos RJ. A new approach for reconstruction of a severely atrophic mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(11):2455-9.
16. Lozada JL, Al-Ardah AJ, Rungcharassaeng K, Kan JY, Kleinman A. Immediate functional load of mandibular implant overdentures: a surgical and prosthodontic rationale of 2 implant modalities. *Journal of Oral Implantology*. 2004;30(5):297-306.
17. Cowin SC. *Bone mechanics handbook*: CRC press; 2001.
18. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clinical oral implants research*. 1992;3(3):104-11.
19. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(6):843-8.
20. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
21. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology*. 1996;23(3):104-11.
22. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
23. Ertem SY, Uckan S, Ozden UA. The comparison of angular and curvilinear marginal mandibulectomy on force distribution with three dimensional finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2013;41(3):e54-e8.
24. Cranin A. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol*. 2002;28(1):37-45.
25. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dental Clinics of North America*. 1986;30(1):3-23.
26. Linkow LI. Endosseous blade-vent implants: a two-year report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1970;23(4):441-8.
27. Roberts H, Roberts R. The ramus endosseous implant. *Oral implantology*. 1970;1(2):104.
28. Meffert R. Vitreous carbon root-replacement system. *The Journal of oral implantology*. 1983;11(2):268.
29. Kent J, Bokros J. Pyrolytic carbon and carbon-coated metallic dental implants. *Dental clinics of North America*. 1980;24(3):465.
30. Driskell T, Heller A. Clinical use of aluminum oxide endosseous implants. *The Journal of oral implantology*. 1977;7(1):53-76.
31. Kato K, Aoki H, Tabata T, Ogiso M. Biocompatibility of apatite ceramics in mandibles. *Biomaterials, medical devices, and artificial organs*. 1979;7(2):291-7.

32. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dentistry*. 1999;8(1):90.
33. Block MS, Kent JN, Kent JS. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction: W.B. Saunders; 1995.
34. Driskell T. History of implants. *CDA journal California Dental Association*. 1987;15(10):16.
35. Harris S. An artificial tooth. *Dent Cosmos*. 1887;55:433.
36. Bonwell A. First District Dental Society. Implantation of artificial bridge abutments *Dent Cosmos*. 1913;55:364.
37. Greenfield E. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1991;7(2):63.
38. Anchoring means for false teeth. *Google Patents*; 1938.
39. Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American journal of orthodontics and oral surgery*. 1939;25(5):467-72.
40. Formiggini M. Impianti alloplastici endomascellari con viti metalliche. *Atti Simp Impianti Alloplastic*. 1955;3:10.
41. Chercheve R. Implantation Technique. *Inform Dent*. 1963;45:539.
42. Dahl G. Om mojligheten for implantanten i kaken av metallshelett som bas eller retention for fasta eller antagbare protester. *Odont Tidsk*. 1943;4:440-8.
43. Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dental digest*. 1949;55(11):490.
44. Cranin A, Gelbman J, Dibling J. Evolution of dental implants in the twentieth century. *Alpha Omegan*. 1987;80:24-30.
45. Izikowitz L. Report on superplants. *Journal of Implant Dentistry*. 1961;7:22.
46. Berman N. The physiologic and mechanical aspect of the implant technique and its application to practical cases, *D. Digest*. 1952;51:342-7.
47. Scialom J. A new look at implants: a fortunate discovery: needle implant. *L'Information Dentaire*. 1962;44:737-42.
48. Tramonte S. A further report on intraosseous implants with improved drive screws. *The Journal of oral implant and transplant surgery*. 1965;11:35.
49. Lehmann J. Contribution à l'étude des implants endosseux: Implant à arceau extensible. *Rev Franc Stomatol*. 1959;60:224.
50. Linkow LI. Intraosseous implants utilized as fixed bridge abutments. *J Oral Implant Transplant Surg*. 1964;10(2):17-23.
51. Wood RM, Moore DL. Grafting of the maxillary sinus with intraorally harvested autogenous bone prior to implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1988;3(3).

52. Small I, Chalmers J, Lyons memorial lecture: Metal implants and the mandibular staple bone plate. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*. 1975;33(8):571-85.
53. Cranin A, Dennison T. The anterior vertical transosteal implant. *Oral implantology*. 1970;2(1):17.
54. Bosker H, van Dijk L. The transmandibular implant: a 12-year follow-up study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1989;47(5):442-50.
55. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
56. English C. An overview of implant hardware. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;121(3):360364366368.
57. Driskell TD. *Surgical Tooth Implants, Combat and Field: Annual Report: Battelle*; 1973.
58. Kirsch A, Ackermann K. The IMZ osteointegrated implant system. *Dental Clinics of North America*. 1989;33(4):733-91.
59. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie*. 1976;86(7):713-27.
60. Sutter F. ITI hollow cylinder system: Principles and methodology. *Oral Implantol*. 1983;11:2.
61. Niznick G. The Core-Vent implant system. *Oral health*. 1983;73(11):13.
62. Kent JN, Block MS, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L, Larsen H. Biointegrated hydroxylapatite-coated dental implants: 5-year clinical observations. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;121(1):138-44.
63. Block MS, Kent JN, Kay JF. Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1987;45(7):601-7.
64. Osborn J, Newesely H. The material science of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials*. 1980;1(2):108-11.
65. Legeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1993;8(S2).
66. Winn SR, Schmitt JM, Buck D, Hu Y, Grainger D, Hollinger JO. Tissue-engineered bone biomimetic to regenerate calvarial critical-sized defects in athymic rats. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 1999;45(4):414-21.
67. Tanahashi M, Kokubo T, Nakamura T, Katsura Y, Nagano M. Ultrastructural study of an apatite layer formed by a biomimetic process and its bonding to bone. *Biomaterials*. 1996;17(1):47-51.

68. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(5).
69. RAVNHOLT G. Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. *European Journal of Oral Sciences*. 1988;96(5):466-72.
70. Standard A. F136-02a: Standard specification for wrought titanium-6 aluminum-4 vanadium ELI (extra low interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401). West Conshohocken, PA: ASTM International; 2002, DOI: 10.1520/F0136-02A. West Conshohocken, PA: ASTM International. 2002.
71. Natali AN. *Dental biomechanics*: CRC Press; 2003.
72. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics*. 2009;18(1):17-22.
73. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello T. Titanium–zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clinical oral implants research*. 2012;23(10):1136-41.
74. Wataha J. Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23(2):79-90.
75. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science*. 1984;226:630-6.
76. Hoffmann O, Angelov N, Gallez F, Jung RE, Weber FE. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(4):691.
77. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(3):367-76.
78. Wheeler D, Campbell A, Graff G, Miller G. Histological and biomechanical evaluation of calcium phosphate coatings applied through surface-induced mineralization to porous titanium implants. *Journal of biomedical materials research*. 1997;34(4):539-43.
79. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1).
80. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;121(6):716-9.
81. Carvalho TLL, de Albuquerque Araújo CAC, Teófilo JM, Brentegani LG. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;26(2):149-52.
82. Meijer G, Starmans F, Putter Cd, Blitterswijk Cv. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1995;22(2):105-11.

83. Meijer G, Dalmeijer R, PUTTER C, BLITTERS WIJK C. A comparative study of flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxylapatite) per mucosal dental implants. II. Histological aspects. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(2):93-101.
84. Meijer G, Heethaar J, Cune M, De Putter C, Van Blitterswijk C. Flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;26(2):135-40.
85. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *International dental journal*. 1983;33(4):350-75.
86. Chapman R, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1989;5(4):369-74.
87. Committee AoDPN. Glossary of Prosthodontic Terms: *Journal of Prosthetic Dentistry*; 1968.
88. Misch CE. Dental education—meeting the demands of implant dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;121(3):334336338.
89. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(5):809-12.
90. Finger I, Guerra L. Integral implant-prosthodontic considerations. *Dental clinics of North America*. 1989;33(4):793-819.
91. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(3).
92. Roberts W, Turley P, Brezniak N, Fielder P. Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA Journal California Dental Association*. 1987;15(10):54.
93. Dalén N, Olsson KE. Bone mineral content and physical activity. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1974;45(1-4):170-4.
94. Mazess RB. On aging bone loss. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1982;165:239-52.
95. Bonucci E. New knowledge on the origin, function and fate of osteoclasts. *Clinical orthopaedics and related research*. 1981;158:252-69.
96. Dentistry AAoI, Foundation AR. *The Journal of Oral Implantology: American Academy of Implant Dentistry*.; 1991.
97. Eriksson R, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1986;44(1):4-7.
98. De Lange G, De Putter C. Structure of the bone interface to dental implants in vivo. *The Journal of oral implantology*. 1993;19(2):123-35; discussion 36-7.
99. Brånemark P. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977;11.

100. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(2):155-70.
101. Sandallı P. Periodontoloji. Erler matbaası, istanbul. 1981.
102. Kent JN, Quinn JH, Zide MF, Guerra LR, Boyne PJ. Alveolar ridge augmentation using nonresorbable hydroxylapatite with or without autogenous cancellous bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1983;41(10):629-42.
103. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-Integrated Prostheses. *Osseointegration in Clinical Dentistry*. LWW; 1986.
104. Misch C, Judy K. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1987;4(2):7-13.
105. Cawood J, Howell R. A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1988;17(4):232-6.
106. Misch CE, Dietsch-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *Journal of Oral Implantology*. 1999;25(3):185-97.
107. Yalçın S, KC, Özdemir T., Sandallı P. Oral İmplantolojide Diagnostik Değerlendirmeler ve Klinik Önemi. *Oral İmplantoloji*. 1995;Nisan:2-8.
108. Wyatt CC, Pharoah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(5).
109. Enlow DH, Bianco HJ, Eklund S. The remodeling of the edentulous mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1976;36(6):685-93.
110. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2004;15(4):240-8.
111. Perdijk F, Meijer G, Van Strijen P, Koole R. Complications in alveolar distraction osteogenesis of the atrophic mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(10):916-21.
112. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-81.
113. Feldman S, Boitel N, Weng D, Kohles SS, Stach RM. Five-Year Survival Distributions of Short-Length (10 mm or less) Machined-Surfaced and Osseotite® Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2004;6(1):16-23.
114. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJF. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(1).

115. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2008;23(3):487-96.
116. Graves S, Jansen C, Siddiqui A, Beaty K. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Australian prosthodontic journal/Australian Prosthodontic Society*. 1993;8:31-7.
117. Blatz MB, Strub JR, Gläser R, Gebhardt W. Use of wide-diameter and standard-diameter implants to replace single molars: two case presentations. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(4).
118. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23.
119. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(2):121-32.
120. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(5).
121. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*. 2003;12(4):306-17.
122. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. *Clinical oral implants research*. 2002;13(4):381-9.
123. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(3).
124. Felice P, Checchi V, Pistilli R, Scarano A, Pellegrino G, Esposito M. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol*. 2009;2(4):267-81.
125. Geng J, Ma Q, Xu W, Tan K, Liu G. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(3):233-9.
126. Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(5).
127. Roos-Jansåker A-M. Long time follow up of implant therapy and treatment of peri-implantitis. *Swedish dental journal Supplement*. 2007(188):7-66.

128. Mericske-stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering A. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research*. 1994;5(1):9-18.
129. Stellingsma K, Bouma J, Stegenga B, Meijer HJ, Raghoobar GM. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. *Clinical oral implants research*. 2003;14(2):166-72.
130. Van Assche N, Michels S, Quirynen M, Naert I. Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept. *Clinical oral implants research*. 2012;23(5):567-76.
131. Hoexter DL. Bone regeneration graft materials. *Journal of oral implantology*. 2002;28(6):290-4.
132. Garg AK. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants: rationale and clinical applications: Quintessence Publishing Company; 2004.
133. Lane JM. Bone graft substitutes. *Western Journal of Medicine*. 1995;163(6):565.
134. Misch CE, Dietsch F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant dentistry*. 1993;2(3):158-66.
135. Frame JW. Hydroxyapatite as a biomaterial for alveolar ridge augmentation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1987;16(6):642-55.
136. PINHOLT E, BANG G, HAANAES HR. Alveolar ridge augmentation in rats by combined hydroxylapatite and osteoinductive material. *European Journal of Oral Sciences*. 1991;99(1):64-74.
137. Buser D, Dula K, Belser U, Hirt H-P, Berthold H. Localized Ridge Augmentation Using Guided Bone Regeneration. I. Surgical Procedure in the Maxilla. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1993;13(1).
138. Busei D, Dula K, Belser UC, Hirt H-P, Berthold H. Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. II. Surgical procedure in the mandible. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1995;15(1).
139. Nevins M, Mellonig JT. The advantages of localized ridge augmentation prior to implant placement: a staged event. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1994;14(2).
140. El Deeb M, Hosny M, Sharawy M. Osteogenesis in composite grafts of allogenic demineralized bone powder and porous hydroxylapatite. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1989;47(1):50-6.
141. Nyman S, Lang NP, Buser D, Bragger U. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: a report of two cases. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(1).
142. Jarcho M. Biomaterial aspects of calcium phosphates. Properties and applications. *Dental Clinics of North America*. 1986;30(1):25.

143. Dahlin C, Sennerby L, Lekholm U, Linde A, Nyman S. Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1989;4(1).
144. Harsha BC, Turvey TA, Powers SK. Use of autogenous cranial bone grafts in maxillofacial surgery: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1986;44(1):11-5.
145. Jensen J, Simonsen EK, Sindet-Pedersen S. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with bone grafting and osseointegrated implants: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1990;48(1):27-32.
146. Keller E, Van Roekel N, Desjardins R, Tolman D. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1987;2(3).
147. Felice P, Iezzi G, Lizio G, Piattelli A, Marchetti C. Reconstruction of atrophied posterior mandible with inlay technique and mandibular ramus block graft for implant prosthetic rehabilitation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(2):372-80.
148. Marx RE, Ehler WJ, Peleg M. "Mandibular and facial reconstruction" rehabilitation of the head and neck cancer patient. *Bone*. 1996;19(1):S59-S82.
149. Neukam F, Scheller H, Günay H. Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Auflagerungsosteoplastik in Kombination mit enossalen Implantaten. *Z Zahnärztl Implantol*. 1989;5:235-41.
150. Eitel F, Schweiberer L, Saur K, Dambe L, Klapp F. Theoretische Grundlagen der Knochentransplantation: Osteogenese und Revascularisation als Leistung des Wirtslagers. Transplantatlager und Implantatlager bei verschiedenen Operationsverfahren. 1980;16:1.
151. Koole R, Bosker H, van der Dussen FN. Late secondary autogenous bone grafting in cleft patients comparing mandibular (ectomesenchymal) and iliac crest (mesenchymal) grafts. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 1989;17:28-30.
152. Günzel H, Khoury F. Morphologische Untersuchungen von Knochenbiopsien nach autogener Alveolar-Extensionsplastik am unentkalkten kunststoffeingebetteten Schliffpräparat. *Jahrbuch für Orale Implantologie*, Berlin: Quintessenz. 1993:153-6.
153. Khoury F, Antoun H, Missika P. Bone augmentation in oral implantology: Quintessence; 2007.
154. Misch C. The use of ramus grafts for ridge augmentation. *Dental implantology update*. 1998;9(6):41.
155. Misch CM. Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(6).

156. Yates DM, Brockhoff HC, Finn R, Phillips C. Comparison of intraoral harvest sites for corticocancellous bone grafts. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71(3):497-504.
157. Jensen J, Sindet-Pedersen S, Oliver AJ. Varying treatment strategies for reconstruction of maxillary atrophy with implants: results in 98 patients. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1994;52(3):210-6.
158. Wheeler SL, Holmes RE, Calhoun CJ. Six-year clinical and histologic study of sinus-lift grafts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(1).
159. Lundgren S, Moy P, Johansson C, Nilsson H. Augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible: a histologic and histomorphometric study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(6).
160. Heggie AA. The use of mandibular buccal cortical grafts in bimaxillary surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1993;51(11):1282-3.
161. Jensen J, Reiche-Fischel O, Sindet-Pedersen S. Autogenous mandibular bone grafts for malar augmentation. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1995;53(1):88-90.
162. Braun TW, Sotereanos GC. Autogenous regional bone grafting as an adjunct in orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1984;42(1):43-8.
163. Muto T, Kanazawa M. Mandibular reconstruction using the anterior part of ascending ramus: report of two cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;55(10):1152-6.
164. Deatherage J. Bone materials available for alveolar grafting. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2010;22(3):347-52.
165. Misch CM, Misch CE. The repair of localized severe ridge defects for implant placement using mandibular bone grafts. *Implant dentistry*. 1995;4(4):261-7.
166. Alonso N, de Almeida OM, Jorgetti V, Amarante MT. Cranial versus iliac onlay bone grafts in the facial skeleton: a macroscopic and histomorphometric study. *Journal of Craniofacial Surgery*. 1995;6(2):113-8.
167. Bähr W, Coulon J-P. Limits of the mandibular symphysis as a donor site for bone grafts in early secondary cleft palate osteoplasty. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1996;25(5):389-93.
168. Matsumoto MA, Fliho HN, Francischone CE, Consolaro A. Microscopic analysis of reconstructed maxillary alveolar ridges using autogenous bone grafts from the chin and iliac crest. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(4).
169. Kalk WW, Raghoobar GM, Jansma J, Boering G. Morbidity from iliac crest bone harvesting. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1996;54(12):1424-9.

170. Garg AK, Morales MJ, Navarro I, Duarte F. Autogenous mandibular bone grafts in the treatment of the resorbed maxillary anterior alveolar ridge: rationale and approach. LWW; 1998.
171. Jensen J, Sindet-Pedersen S. Autogenous mandibular bone grafts and osseointegrated implants for reconstruction of the severely atrophied maxilla: a preliminary report. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1991;49(12):1277-87.
172. Stevenson S, Li XQ, Martin B. The fate of cancellous and cortical bone after transplantation of fresh and frozen tissue-antigen-matched and mismatched osteochondral allografts in dogs. *J Bone Joint Surg Am*. 1991;73(8):1143-56.
173. Stevenson S, Li XQ, Davy DT, Klein L, Goldberg VM. Critical Biological Determinants of Incorporation of Non-Vascularized Cortical Bone Grafts. Quantification of a Complex Process and Structure*. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79(1):1-16.
174. Triplett RG, Schow SR. Autologous bone grafts and endosseous implants: complementary techniques. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1996;54(4):486-94.
175. Tolstunov L. Maxillary tuberosity block bone graft: innovative technique and case report. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(8):1723-9.
176. Kushner GM. Tibia bone graft harvest technique. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2005;13(2):119-26.
177. Garg A. Lateral proximal tibia bone harvest for use in augmentation procedures. Interview. *Dental implantology update*. 2001;12(5):33.
178. van Damme PA, Merckx MA. A modification of the tibial bone-graft-harvesting technique. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1996;25(5):346-8.
179. Alt V, Nawab A, Seligson D. Bone grafting from the proximal tibia. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 1999;47(3):555-7.
180. Ilankovan V, Stronczek M, Telfer M, Peterson L, Stassen L, Ward-Booth P. A prospective study of trephined bone grafts of the tibial shaft and iliac crest. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1998;36(6):434-9.
181. O'Keeffe Jr RM, Riemer BL, Butterfield SL. Harvesting of Autogenous Cancellous Bone Graft from the: Proximal Tibial Metaphysis: A Review of 230 Cases. *Journal of orthopaedic trauma*. 1991;5(4):469-74.
182. Hernández-Alfaro F, Martí C, Biosca MJ, Gimeno J. Minimally invasive tibial bone harvesting under intravenous sedation. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;63(4):464-70.
183. Gore DR, Gardner GM, Sepic SB, Mollinger LA, Murray MP. Function following partial fibulectomy. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987;220:206-10.

184. Park Y-S, Kwon H-B. Three-dimensional finite element analysis of implant-supported crown in fibula bone model. *The journal of advanced prosthodontics*. 2013;5(3):326-32.
185. Chapman MW, Madison M. *Operative orthopaedics*: Lippincott Williams & Wilkins; 1993.
186. MacIntosh RB, Henny FA. A spectrum of application of autogenous costochondral grafts. *Journal of maxillofacial surgery*. 1977;5:257-67.
187. El-Sheikh MM, Zeitoun IM, Medra AM. The split rib bundle graft in mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 1992;20(8):326-32.
188. De Riu G, Meloni SM, Raho MT, Tullio A. Complications of mandibular reconstruction in childhood: report of a case of juvenile aggressive fibromatosis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2006;34(3):168-72.
189. van Gemert JT, Van Es RJ, Van Cann EM, Koole R. Nonvascularized bone grafts for segmental reconstruction of the mandible—a reappraisal. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;67(7):1446-52.
190. Tidstrom KD, Keller EE. Reconstruction of mandibular discontinuity with autogenous iliac bone graft: report of 34 consecutive patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1990;48(4):336-46.
191. Xingzhou Q, Chenping Z, Laiping Z, Min R, Shanghui Z, Mingyi W. Deep circumflex iliac artery flap combined with a costochondral graft for mandibular reconstruction. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;49(8):597-601.
192. Bachelet J-T, Bourlet J, Château J, Jacquemart M, Dufour C, Mojallal A, et al. Costal Grafting in Mandibular Reconstruction. *Plastic and Reconstructive Surgery Global Open*. 2015;3(11).
193. Tahiri Y, Chang CS, Tuin J, Paliga JT, Lowe KM, Taylor JA, et al. Costochondral grafting in craniofacial microsomia. *Plastic and reconstructive surgery*. 2015;135(2):530-41.
194. Watts S, Papel S. FACIAL PLASTIC AND RECONSTRUCTIVE SURGERY 3RD EDN. *The Journal of Laryngology and Otology*. 2009;123(12):1407.
195. TeSSier P. Autogenous bone grafts taken from the calvarium for facial and cranial applications. *Clinics in plastic surgery*. 1982;9(4):531.
196. Tetè S, Vinci R, Zara S, Zizzari V, Cataldi A, Mastrangelo F, et al. Atrophic jaw reconstruction by means of calvarial bone graft: long-term results. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010;21(4):1147-52.
197. Pereira CCS, Gealh WC, Martins MMS, Homsy N, Junior IRG. Utilization of surgical trepan for the obtainment of calvarial autogenous bone graft in maxillary reconstructions. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(3):347-51.
198. Ferri J, Lauwers L, Jeblaoui Y, Genay A, Raoul G. Le Fort I osteotomy and calvarial bone grafting for dental implants. *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale*. 2010;111(2):63-7.

199. Smolka W, Eggenesperger N, Kollar A, Iizuka T. Midfacial reconstruction using calvarial split bone grafts. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. 2005;131(2):131-6.
200. Gross JS, Mackinnon SE, Kassel EE, Cooper PW. The role of primary bone grafting in complex craniomaxillofacial trauma. *Plastic and reconstructive surgery*. 1985;75(1):17-24.
201. Powell NB, Riley RW. Facial contouring with outer-table calvarial bone: a 4-year experience. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. 1989;115(12):1454-8.
202. Movahed R, Pinto LP, Morales-Ryan C, Allen WR, Wolford LM. Application of cranial bone grafts for reconstruction of maxillofacial deformities. *Proceedings (Baylor University Medical Center)*. 2013;26(3):252.
203. Earley M, Green M, Milling M. A critical appraisal of the use of free flaps in primary reconstruction of combined scalp and calvarial cancer defects. *British journal of plastic surgery*. 1990;43(3):283-9.
204. Kademani D, Keller E. Iliac crest grafting for mandibular reconstruction. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2006;14(2):161-70.
205. Joshi A, Kostakis G. An investigation of post-operative morbidity following iliac crest graft harvesting. *British dental journal*. 2004;196(3):167-71.
206. Abramowicz S, Katsnelson A, Forbes PW, Padwa BL. Anterior versus posterior approach to iliac crest for alveolar cleft bone grafting. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012;70(1):211-5.
207. Missiuna PC, Gandhi HS, Farrokhyar F, Harnett BE, Dore EM, Roberts B. Anatomically safe and minimally invasive transcrestal technique for procurement of autogenous cancellous bone graft from the mid-iliac crest. *Canadian Journal of Surgery*. 2011;54(5):327.
208. BAYRAM B, ÇUBUK DS, GÜVEN DMA, PEKTAŞ ZÖ, UÇKAN S. Donör saha olarak kullanılan anterior iliak krestin morbiditesinin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012(1).
209. Kolomvos N, Iatrou I, Theologie-Lygidakis N, Tzerbos F, Schoinohoriti O. Iliac crest morbidity following maxillofacial bone grafting in children: a clinical and radiographic prospective study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2010;38(4):293-302.
210. Kurz LT, Garfin SR, BOOTH Jr RE. Harvesting autogenous iliac bone grafts: a review of complications and techniques. *Spine*. 1989;14(12):1324-31.
211. Arrington ED, Smith WJ, Chambers HG, Bucknell AL, Davino NA. Complications of iliac crest bone graft harvesting. *Clinical orthopaedics and related research*. 1996;329:300-9.
212. Kumar G, Narayan B. Morbidity at bone graft donor sites. *Classic Papers in Orthopaedics*: Springer; 2014. p. 503-5.

213. Nkenke E, Neukam FW. Autogenous bone harvesting and grafting in advanced jaw resorption: morbidity, resorption and implant survival. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7(Suppl 2):S203-17.
214. Takamoto M, Takechi M, Ohta K, Ninomiya Y, Ono S, Shigeishi H, et al. Risk of bacterial contamination of bone harvesting devices used for autogenous bone graft in implant surgery. *Head & face medicine*. 2013;9(1):3.
215. Ahlmann E, Patzakis M, Roidis N, Shepherd L, Holtom P. Comparison of anterior and posterior iliac crest bone grafts in terms of harvest-site morbidity and functional outcomes. *JBJS*. 2002;84(5):716-20.
216. Kessler P, Thorwarth M, Bloch-Birkholz A, Nkenke E, Neukam F. Harvesting of bone from the iliac crest—comparison of the anterior and posterior sites. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;43(1):51-6.
217. Dimitriou R, Mataliotakis GI, Angoules AG, Kanakaris NK, Giannoudis PV. Complications following autologous bone graft harvesting from the iliac crest and using the RIA: a systematic review. *Injury*. 2011;42:S3-S15.
218. Schepers EJ, Ducheyne P, Barbier L, Schepers S. Bioactive glass particles of narrow size range: a new material for the repair of bone defects. *Implant dentistry*. 1993;2(3):151-7.
219. McLean V. Second-hand bones? *Science*. 1988;239:72-4.
220. Buck B, Malinin TI, Brown MD. Bone Transplantation and Human Immunodeficiency Virus: An Estimate of Risk of Acquired Immunodeficiency Syndrome (AIDS). *Clinical orthopaedics and related research*. 1989;240:129-36.
221. Wikesjö UM, Sorensen RG, Kinoshita A, Wozney JM. rhBMP-2/ α BSM® Induces Significant Vertical Alveolar Ridge Augmentation and Dental Implant Osseointegration. *Clinical implant dentistry and related research*. 2002;4(4):174-82.
222. Açil Y, Springer IN, Broek V, Terheyden H, Jepsen S. Effects of bone morphogenetic protein-7 stimulation on osteoblasts cultured on different biomaterials. *Journal of cellular biochemistry*. 2002;86(1):90-8.
223. Meffert R. Current usage of bone fill as an adjunct in implant dentistry. *Dental implantology update*. 1998;9(2):9.
224. Feuille F, Knapp CI, Brunsvold MA, Mellonig JT. Clinical and histologic evaluation of bone-replacement grafts in the treatment of localized alveolar ridge defects. Part 1: Mineralized freeze-dried bone allograft. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23(1).
225. Tatum Jr O. Osseous grafts in intra-oral sites. *The Journal of oral implantology*. 1995;22(1):51-2.
226. Meffert RM, Thomas JR, Hamilton KM, Brownstein CN. Hydroxylapatite as an alloplastic graft in the treatment of human periodontal osseous defects. *Journal of periodontology*. 1985;56(2):63-73.

227. Schepers E, Clercq M, Ducheyne P, Kempeneers R. Bioactive glass particulate material as a filler for bone lesions. *Journal of oral rehabilitation*. 1991;18(5):439-52.
228. Ashman A. The use of synthetic bone materials in dentistry. *Compendium (Newtown, Pa)*. 1992;13(11):1020, 2, 4-6, passim.
229. Stahl S, Froum S. Histologic and Clinical Responses to Porous Hydroxylapatite Implants in Human Periodontal Defects* Three to Twelve Months Postimplantation. *Journal of periodontology*. 1987;58(10):689-95.
230. Fucini SE, Quintero G, Gher ME, Black BS, Richardson AC. Small versus large particles of demineralized freeze-dried bone allografts in human intrabony periodontal defects. *Journal of periodontology*. 1993;64(9):844-7.
231. Frame JW, Rout P, Browne R. Ridge augmentation using solid and porous hydroxylapatite particles with and without autogenous bone or plaster. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1987;45(9):771-7.
232. Fetner A, Hartigan M, Low S. Periodontal repair using PerioGlas in nonhuman primates: clinical and histologic observations. *Compendium (Newtown, Pa)*. 1994;15(7):932, 5-8; quiz 9.
233. Wilson J, Nolletti D. Bonding of soft tissues to Bioglass®. *Handbook of bioactive ceramics*. 1990;1:283-302.
234. Wilson J, Low SB. Bioactive ceramics for periodontal treatment: comparative studies in the Patus monkey. *Journal of Applied Biomaterials*. 1992;3(2):123-9.
235. Kirsh E, Garg A. Postextraction ridge maintenance using the endosseous ridge maintenance implant (ERMI). *Compendium (Newtown, Pa)*. 1994;15(2):234, 6, 8 passim; quiz 44-, 6, 8 passim; quiz 44.
236. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987;219:237-50.
237. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
238. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, et al. Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry—Part 1. *Implant dentistry*. 2005;14(4):312-21.
239. Craig RG, Welker D, Rothaut J, Krumbholz KG, Stefan KP, Dermann K, et al. *Dental materials: Wiley Online Library*; 2000.
240. Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2002;40(1):76-83.
241. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(9):690-7.

242. 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. *Clinical oral implants research*. 1998;9(6):407-18.
243. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-74.
244. Tasuji ME, Nilson AH, editors. Stress-strain response and fracture of concrete in biaxial loading. *Journal Proceedings*; 1978.
245. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*: Quintessence Publishing (IL); 1987.
246. Güngör M, Küçük M, Dündar M, Karaoğlu C, Artunc C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(2):172-8.
247. Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of oral implantology*. 1991;18(3):264-74.
248. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
249. ADIGÜZEL Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11:18-23.
250. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
251. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
252. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*. 2008;36(7):463-71.
253. Ulm C, Kneissel M, Hahns M, Solar P, Matejka M, Donath K. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clinical oral implants research*. 1997;8(2):125-30.
254. Beer FP, Johnston Jr ER. *Mechanics of Materials*, 1981. McGraw-Hill, New York; 1974.
255. Ulusoy M, AK A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın. 2003(23):487-509.
256. Zandman F. Photoelastic coating test. *Nondesctructive testing handbook*: Ronald Press, New York; 1959. p. 1-59.
257. Thayer HH, Caputo AA. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1980;43(6):611-7.
258. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(5):559-64.

259. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):327-34.
260. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(5):421-7.
261. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(4):229-35.
262. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford G, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clinical oral implants research*. 1993;4(2):99-105.
263. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(3):285-91.
264. Erken B, Gerdemeli İ, Fakültesi M. Kafes kirişli portal kren ana kirişinin sonlu elemanlar yöntemi ile modellenmesi ve analizi 2009.
265. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*. 1976;55(5):772-7.
266. Atmaram G, Mohammed H, Schoen F. Stress Analysis of Single-Tooth Implants I. Effect of Elastic Parameters and Geometry of Implant. *Biomaterials, medical devices, and artificial organs*. 1979;7(1):99-104.
267. Atmaram G, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist*. 1983;3(1):58.
268. Mohammed H, Atmaram G, Schoen F. Dental implant design: a critical review. *The Journal of oral implantology*. 1978;8(3):393-410.
269. 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.
270. Cook S, Weinstein A, Klawitter J. Materials Science: A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant. *Journal of Dental Research*. 1982;61(1):25-9.
271. William K, Watson C, Murphy W, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*. 1990;21(7).
272. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence International*. 1996;27(1).
273. Oyar P, Ulusoy M, Eskitascioglu G. Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(1).

274. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(3).
275. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):144-50.
276. Peyton F, Craig R. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1963;13(4):743-53.
277. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(1):96-102.
278. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2002;30(3):170-7.
279. Ying T, Wang DM, Tong J, Wang CT, Zhang CP. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2006;34(5):290-8.
280. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2006;34(4):193-200.
281. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. 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. *Journal of Periodontal & Implant Science*. 2016;46(3):152-65.
282. Van der Meij E, Blankestijn J, Berns R, Bun R, Jovanovic A, Onland J, et al. The combined use of two endosteal implants and iliac crest onlay grafts in the severely atrophic mandible by a modified surgical approach. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;34(2):152-7.
283. Grant B-TN, Pancko FX, Kraut RA. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(4):713-7.
284. Visser A, Stellingsma C, Raghoobar GM, Meijer HJ, Vissink A. A 15-Year Comparative Prospective Study of Surgical and Prosthetic Care and Aftercare of Overdenture Treatment in the Atrophied Mandible: Augmentation Versus Nonaugmentation. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(6):1218-26.
285. Stellingsma K, Raghoobar GM, Visser A, Vissink A, Meijer HJ. The extremely resorbed mandible, 10-year results of a randomized controlled trial on 3 treatment strategies. *Clinical oral implants research*. 2014;25(8):926-32.

286. August M, Tompach P, Chang Y, Kaban L. Factors influencing the long-term outcome of mandibular reconstruction. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2000;58(7):731-7.
287. Disa JJ, Hidalgo DA, Cordeiro PG, Winters RM, Thaler H. Evaluation of bone height in osseous free flap mandible reconstruction: an indirect measure of bone mass. *Plastic and reconstructive surgery*. 1999;103(5):1371-7.
288. Terheyden H, Knak C, Jepsen S, Palmie S, Rueger D. Mandibular reconstruction with a prefabricated vascularized bone graft using recombinant human osteogenic protein-1: an experimental study in miniature pigs. Part I: Prefabrication. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;30(5):373-9.
289. Sakkas A, Wilde F, Heufelder M, Winter K, Schramm A. Autogenous bone grafts in oral implantology—is it still a “gold standard”? A consecutive review of 279 patients with 456 clinical procedures. *International Journal of Implant Dentistry*. 2017;3(1):23.
290. Stricker A, Schramm A, Marukawa E, Lauer G, Schmelzeisen R. Distraction osteogenesis and tissue engineering--new options for enhancing the implant site. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23(3).
291. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants-a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2009;2(3):167-84.
292. Clementini M, Morlupi A, Agrestini C, Ottria L. Success rate of dental implants inserted in autologous bone graft regenerated areas: a systematic review. *ORAL & implantology*. 2011;4(3-4):3.
293. Kuchler U, von Arx T. Horizontal ridge augmentation in conjunction with or prior to implant placement in the anterior maxilla: a systematic review. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29.
294. Nesappan T, Ariga P. Comparison of Stresses Around Dental Implants Placed in Normal and Fibula Reconstructed Mandibular Models using Finite Element Analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2014;8(8):ZC45.
295. Scheerlinck E, Laura M, Muradin M, Marvick S, van der Bilt A, Meijer GJ, et al. Donor site complications in bone grafting: comparison of iliac crest, calvarial, and mandibular ramus bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(1).
296. Ghassemi A, Ghassemi M, Riediger D, Hilgers R-D, Gerressen M. Comparison of donor-site engraftment after harvesting vascularized and nonvascularized iliac bone grafts. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;67(8):1589-94.
297. Monje A, Monje F, Hernández-Alfaro F, Gonzalez-García R, Suárez-López del Amo F, Galindo-Moreno P, et al. Horizontal bone augmentation using autogenous block grafts and particulate xenograft in the severe atrophic maxillary anterior ridges: a cone-beam computerized tomography case series. *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(S1):366-71.

298. Adenike OA, Olukunle AT, Olusegun IA, Ifeolu AV, Tunde AJ. Perioperative findings and complications of non-vascularised iliac crest graft harvest: The experience of a Nigerian tertiary hospital. *Nigerian medical journal: journal of the Nigeria Medical Association*. 2014;55(3):224.
299. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(6):403-10.
300. Mazock JB, Schow SR, Triplett RG. Posterior iliac crest bone harvest: review of technique, complications, and use of an epidural catheter for postoperative pain control. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2003;61(12):1497-503.
301. Kager AN, Marks M, Bastrom T, Newton PO. Morbidity of iliac crest bone graft harvesting in adolescent deformity surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2006;26(1):132-4.
302. Freilich MM, Sándor GK. Ambulatory in-office anterior iliac crest bone harvesting. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2006;101(3):291-8.
303. Becker ST, Warnke PH, Behrens E, Wiltfang J. Morbidity after iliac crest bone graft harvesting over an anterior versus posterior approach. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(1):48-53.
304. Bianchi B, Ferri A, Ferrari S, Copelli C, Boni P, Sesenna E. Iliac crest free flap for maxillary reconstruction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(11):2706-13.
305. Fretwurst T, Wanner L, Nahles S, Raguse J, Stricker A, Metzger M, et al. A prospective study of factors influencing morbidity after iliac crest harvesting for oral onlay grafting. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(5):705-9.
306. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research*. 2002;13(3):334-41.
307. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7):271-82.
308. İplikçioğlu H, Akca K, Çehreli MC, Şahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(2).
309. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(1):9-21.

310. de Paula GA, da Mota AS, Nogueira Moreira A, de Magalhães CS, Machado Cornacchia TP, Cimini Jr CA. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(3).
311. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*. 1998;106(3):721-64.
312. Huiskes R. The predictive value of stress shielding for quantification of adaptive bone resorption around hip replacements. *Journal of Biomechanical Engineering* AUGUST. 1997;119:229.
313. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. *Clinical oral implants research*. 1997;8(1):18-22.
314. Song G, Xue M. Stress-adaptation of bone. *Sheng wu yi xue gong cheng xue za zhi= Journal of biomedical engineering= Shengwu yixue gongchengxue zazhi*. 1999;16(4):502.
315. Turner CH. On Wolff's law of trabecular architecture. *Journal of biomechanics*. 1992;25(1):1-9.
316. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: a consensus report. *Clinical oral implants research*. 2000;11(s1):33-58.
317. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio E, Vaz LG, Sloten JV, et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. 2014.
318. Petrie CS, Williams JL. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clinical oral implants research*. 2007;18(5):611-9.
319. HUANG HL, FUH LJ, HSU JT, TU MG, SHEN YW, WU CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(4):283-90.
320. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science and Engineering: C*. 2014;38:306-14.
321. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*. 2012;82(5):875-80.
322. Keyak J, Meagher J, Skinner H, Mote C. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of biomedical engineering*. 1990;12(5):389-97.

323. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of biomedical engineering*. 1993;15(6):505-9.
324. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*. 2005;16(4):466-72.
325. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. *Journal of prosthodontics*. 1995;4(2):95-100.
326. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(3).
327. Wang T-M, Leu L-J, Wang J-S, Lin L-D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(2).
328. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):523-30.
329. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(4):299-303.
330. Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;109(3):346-56.
331. Himmlöva L, Dostálová Tj, Káčovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(1):20-5.
332. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(4):279-86.
333. Winter W, Möhrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(3).
334. Lee T, Garlapati RR, Lam K, Lee PVS, Chung Y-S, Choi JB, et al. Fast Tool for Evaluation of Iliac Crest Tissue Elastic Properties Using the Reduced-Basis Methods. *Journal of biomechanical engineering*. 2010;132(12):121009.
335. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(3).

336. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-57.
337. Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(3):209-15.
338. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(5):435-41.
339. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *Journal of Prosthodontics*. 2002;11(1):30-40.
340. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1998;13(3):369-76.
341. Sun X, Witzel EA, Bian H, Kang S. 3-D finite element simulation for ultrasonic propagation in tooth. *Journal of dentistry*. 2008;36(7):546-53.
342. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*. 2008;30(2):218-25.
343. Ashman R, Van Buskirk W. The elastic properties of a human mandible. *Advances in dental research*. 1987;1(1):64-7.
344. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.
345. Chapman R. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*. 1989;20(7):473-80.
346. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(3).
347. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*. 2002;30(1):41-6.
348. Duyck J, Naert I, Rønold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical oral implants research*. 2001;12(3):207-18.
349. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):80-8.

350. Jenkins GN. The physiology and biochemistry of the mouth. 1978.
351. Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta odontologica scandinavica*. 1970;28(5):679-89.
352. HARALDSON T, CARLSSON GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *European Journal of Oral Sciences*. 1977;85(3):200-8.
353. Schindler H, Stengel E, Spieß W. Elektromyographische Aktivität, Kraftentwicklung und Kinematik beim Kauen fester Nahrungstexturen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1998;53(8):551-6.
354. Carmen J, Bodine RL. Mastication strength with implant dentures as compared with soft-tissue-borne dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1969;22(4):479-86.
355. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(1).
356. Faulkner M, Hatcher D, Hay A. A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *Journal of biomechanics*. 1987;20(10):997-1002.
357. Jędrusik-Pawłowska M, Kromka-Szydek M, Kutra M, Niedzielska I. Mandibular reconstruction: biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2013;15(2).
358. Liao S-H, Tong R-F, Dong J-X. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. *computer methods and programs in biomedicine*. 2007;88(3):197-209.
359. Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical oral implants research*. 1996;7(4):387-96.
360. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(4):328-36.
361. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(4):273-8.
362. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(2).
363. Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes ÉA, de Sousa EAC, et al. Finite Element Analysis to Compare Complete Denture and Implant-Retained Overdentures With Different Attachment Systems. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(4):1066-71.

364. Chou H-Y, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(5):293-300.
365. Mericske-Stern R, Geering AH, Bürgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(2).
366. Brown J, Chatterjee R, Lowe D, Lewis-Jones H, Rogers S, Vaughan D. A new guide to mandibular resection for oral squamous cell carcinoma based on the Cawood and Howell classification of the mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;34(8):834-9.
367. Misch CE, Wang H-L, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant dentistry*. 2004;13(3):207-17.
368. Laviv A, Levin L, Usiel Y, Schwartz-Arad D. Survival of Immediately Provisionalized Dental Implants: A Case-Control Study with up to 5 Years Follow-Up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(s1):e23-e7.
369. Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24(6).
370. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14(5):601-9.
371. Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):73-9.
372. Kurniawan D, Nor F, Lee H, Lim J. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;41(9):1090-6.
373. Cohen A, Dempster D, Müller R, Guo X, Nickolas T, Liu X, et al. Assessment of trabecular and cortical architecture and mechanical competence of bone by high-resolution peripheral computed tomography: comparison with transiliac bone biopsy. *Osteoporosis international*. 2010;21(2):263-73.
374. Anitua E, Alkhraist MH, Piñas L, Begoña L, Orive G. Implant survival and crestal bone loss around extra-short implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29(3).
375. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(3):361-4.

376. Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(2).
377. Mühlemann HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1951;4(10):1220-33.
378. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical materials*. 1992;10(3):153-201.
379. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(3).
380. Glantz POJ, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000*. 1998;17(1):119-24.
381. Gehrke SA. Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(4):790-7.
382. Naert I, Duyck J, Hosny M, Jacobs R, Quirynen M, Steenberghe D. Evaluation of factors influencing the marginal bone stability around implants in the treatment of partial edentulism. *Clinical implant dentistry and related research*. 2001;3(1):30-8.
383. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(6).
384. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(1).
385. Wennström J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Gröndahl K, Lindhe J. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *Journal of clinical periodontology*. 2004;31(12):1077-83.
386. Hälg GA, Schmid J, Hämmerle CH. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clinical oral implants research*. 2008;19(10):983-90.
387. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of clinical periodontology*. 2002;29(s3):197-212.
388. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed, 1997. Learning. 1997;10:40.
389. Sanz M, Naert I. Biomechanics/risk management (working group 2). *Clinical oral implants research*. 2009;20(s4):107-11.

390. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clinical oral implants research*. 2007;18(6):699-706.
391. Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(7):1934-9.
392. Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(12):2990-4.
393. Misch C, Dietsch-Misch F. Diagnostic casts, preimplant prosthodontics, treatment prostheses, and surgical templates. *Contemporary Implant Dentistry*. 1999;2:135-40.
394. Misch C, Bidez M. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa)*. 1994;15(11):1330, 2, 4 passim; quiz 44-, 2, 4 passim; quiz 44.
395. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, et al. Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry—Part 2. *Implant dentistry*. 2006;15(2):113-21.
396. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(6):633-40.
397. Schwitalla A, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller W. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of biomechanics*. 2015;48(1):1-7.
398. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*. 2007;33(5):257-66.
399. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(1):1-5.
400. Chang H-S, Chen Y-C, Hsieh Y-D, Hsu M-L. Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*. 2013;8(3):261-71.
401. Toth A, Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Biffar R, Heinemann F. The influence of implant body and thread design of mini dental implants on the loading of surrounding bone: a finite element analysis. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*. 2017.
402. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):165-9.

403. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(6):671-6.
404. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 2000;26(2):77-81.
405. Shen W-L, Chen C-S, Hsu M-L. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(5).
406. Keaveny TM, Hayes WC. Mechanical properties of cortical and trabecular bone. *Bone*. 1993;7:285-344.
407. Natali A, Meroi E. A review of the biomechanical properties of bone as a material. *Journal of biomedical engineering*. 1989;11(4):266-76.
408. Cowin SC. *The mechanical properties of cortical bone tissue*: CRC Press, Boca Raton, FL; 1989.
409. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1997;55(12):38-45.
410. Guan H, Van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(5).
411. Huang H-L, Fuh L-J, Ko C-C, Hsu J-T, Chen C-C. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(3).
412. de Almeida EO, Rocha EP, Assuncao WG, Júnior ACF, Anchieta RB. Cortical Bone Stress Distribution in Mandibles with Different Configurations Restored with Prefabricated Bar-Prosthesis Protocol: A Three-Dimensional Finite-Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20(1):29-34.
413. Ferraz CC, Anchieta RB, de Almeida EO, Freitas AC, Ferraz FC, Machado LS, et al. Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. *Journal of prosthodontic research*. 2012;56(4):256-63.