



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ALL-ON-FOUR TEDAVİSİ YAPILAN
SAĞLIKLI VE OSTEOPOROZLU
HASTALARDA İMPLANT ÇEVRESİNDE
OLUŞAN STRESİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nejdet KOÇAK

UZMANLIK TEZİ

Doç Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ

TRABZON- 2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**SAĞLIKLI VE OSTEOPOROTİK
HASTALARDA ALL-ON-FOUR KONSEPTİNDE
İMLANT ÇEVRESİNDE OLUŞAN STRESİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nejdet KOÇAK
ORCID: 0000-0002-4886-3484

UZMANLIK TEZİ

Doç Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ
ORCID: 0000-0002-3242-3724

TRABZON-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

10.03.2022
Nejdet KOÇAK

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, Iraktaki Türk gençlerinin yetişmesi için elinden geleni yapan ve bu uğurda bedelini canıyla ödeyen Şehit Dr. Necdet KOÇAK'a ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini bana aktarmasından mutluluk duyduğum sevgili hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. Yauvz Tolga KORKMAZ'a,

Asistanlığım süresince üzerimde emeği geçen, bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan kıymetli hocalarım Doç. Dr. Cem ÜNGÖR'e, Doç. Dr. Celal ÇANDIRLI'ya, Doç. Dr. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ'a, Dr. Öğr. Üyesi Onur YILMAZ'a, Dr. Öğr. Üyesi Efe Can SİVRİKAYA'ya,,

Hayatımın her döneminde destekçim olan, emeklerinin karşılığını ödeyemeyeceğim sevgili anneme, babama ve kardeşlerime,

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalışmaktan zevk aldığım sevgili arkadaşlarım Yüksel ÇAKMAK, Sercan YILMAZ, Cavid İHTİYAROV, Hüseyin YALÇINKAYA, Gültekin ONAT, Gökçe Elif ERDAYANDI, Can ERDAYANDI, Bayram SÜLEYMANLI, Sezai ÇİFTÇİ, Sefa Merve ARIKAN, Cavad BAHTİYARLI, Ayşenur SAKAL, Halenur VAR, Fatih GİRGİN, Emil MAHAMMADLI, Emre ULUBAY, Helin Merve ÖZALPA ve Ayşe BAYRAKTAR arkadaşlarıma,

Birlikte çalışmaktan büyük zevk aldığım bölümümüz hemşireleri ve çalışanlarına,

Sevgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, varlığıyla bana güç katan sevgili eşim ve hayat arkadaşım Ayşe Tuğçe ÖZTÜRK KOÇAK'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Arş. Gör. Nejdet Koçak

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	iii
BEYAN	iv
İthaf	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xiv
ÖZET	xv
ABSTRACT	xvi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kemik Dokusunun Yapısı, Fizyolojisi ve Metabolizması	3
2.1.1 Kemik Dokusunun Yapısı	3
2.1.2 Kemik Dokusunun Fizyolojisi	5
2.1.2.1 Remodeling	7
2.1.3 Kemik Dokusunun Metabolizması	8
2.2. Osteoporoz	9
2.2.1. Osteoporozun Tanısı	9
2.2.2. Osteoporozun Klinik Özellikleri	11
2.2.3. Osteoporozun Epidemiyolojisi	11
2.2.4. Osteoporozun Tedavisi	12
2.2.4. Osteoporozun İmplant Osseointegrasyonuna Etkisi	13
2.3. Dental İmplantın Tanımı	14
2.4. Dental İmplantın Tarihçesi	14
2.5. Dental İmplantın Sınıflandırılması	15
2.5.1 Yerleştikleri Dokuya Göre İmplantların Sınıflandırılması	15
2.5.1.1 Subperiostal İmplantlar	15
2.5.1.2 Transosteal (Transmandibular) İmplantlar	15
2.5.1.3 Endo-osseoz İmplantlar	16

2.5.1.3.1 Blade implantlar	16
2.5.1.3.2 Kök formunda implantlar	16
2.5.2 Şekil ve Yüzey Yapısına Göre İmplantların Sınıflandırılması	16
2.6. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları	16
2.7. Osseointegrasyon	18
2.7.1 Yara İyileşme Fazları	19
2.7.1.1 Pıhtılaşma Fazı	19
2.7.1.2 İnflamasyon Fazı	19
2.7.1.3 Proliferatif Faz	19
2.7.1.4 Maturasyon Fazı	20
2.7.2 Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	20
2.8. Mandibulada Rezorpsiyon Paterni ve Sınıflaması	20
2.8.1. Çene Kemiklerinde Rezorpsiyon Sınıflaması	20
2.8.2. Rezorpsiyon Paterni	21
2.9 Atrofik Çenelerde İmplant Rehabilitasyonu	22
2.9.1.1. All-On-Four Konseptinin Endikasyonları	23
2.9.1.2. All-On-Four Konseptinin Kontrendikasyonları	23
2.9.1.3. All-On-Four Konseptinin Avantajları	24
2.9.1.4. All-On-Four Konseptinin Dezavantajları	24
2.9.1.5. All-On-Four Konsepti İçin Göreceli Risk Faktörleri	24
2.10. Stres Analizi	25
2.10.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri	25
2.10.2. Moment Kavramı	26
2.10.3. Stres (Gerilim)	27
2.10.4. Gerinim	28
2.10.5. Elastisite Modülü (Young Modülü)	29
2.10.6. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)	29
2.10.7. Nihai Gerilme (Ultimate Stress)	29
2.10.8. Poisson Oranı	30
2.10.9. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim	30
2.10.10 Kuvvet Analiz Yöntemleri	31
2.10.10.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	31

2.10.10.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.10.10.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.10.10.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınllı) ile Kuvvet Analiz Yöntemi	32
2.10.10.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	32
2.10.10.6. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi	32
2.10.10.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi	32
3. GEREÇ ve YÖNTEM	35
3.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi	35
3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	37
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	38
3.4. Malzeme Tanımları	38
3.5. Çalışma Modellerinin Dizaynı	39
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	44
3.7. Kuantitatif Model Bilgileri	45
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu	46
4. BULGULAR	47
4.1. Model 1'in Stres Değerleri	48
4.2. Model 2'in Stres Değerleri	49
4.3. Model 3'in Stres Değerleri	50
4.4. Model 4'in Stres Değerleri	52
4.5. Model 5'in Stres Değerleri	53
4.6. Model 6'in Stres Değerleri	54
4.7. Model 7'in Stres Değerleri	56
4.8. Model 8'in Stres Değerleri	57
4.9. Model 9'in Stres Değerleri	58
4.10. Model 10'in Stres Değerleri	60
4.11. Model 11'in Stres Değerleri	61
4.12. Model 12'in Stres Değerleri	62
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ	75
7. KAYNAKLAR	77

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 2.1. DSÖ T Skoru Sınıflaması	10
Tablo 2.2. Osteoporozun Risk Faktörleri	11
Tablo 3.1. Malzeme Özellikleri	39
Tablo 3.2. Sağlık ve Osteoporozlu Hastalarda Çalışma Modelleri	43
Tablo 3.3. Total Düğüm ve Eleman Sayıları	45
Tablo 4.1. Model 1'in Stres değerleri	48
Tablo 4.2. Model 1'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	48
Tablo 4.3. Model 2'nin Stres değerleri	49
Tablo 4.4. Model 2'nin Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	50
Tablo 4.5. Model 3'ün Stres değerleri	51
Tablo 4.6. Model 3'ün Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	51
Tablo 4.7. Model 4'ün Stres değerleri	52
Tablo 4.8. Model 4'ün Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	52
Tablo 4.9. Model 5'in Stres değerleri	53
Tablo 4.10. Model 5'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	54
Tablo 4.11. Model 6'nın Stres değerleri	55
Tablo 4.12. Model 6'nın Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	55
Tablo 4.13. Model 7'nin Stres değerleri	56
Tablo 4.14. Model 7'nin Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	56
Tablo 4.15. Model 8'in Stres değerleri	57
Tablo 4.16. Model 8'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	58
Tablo 4.17. Model 9'un Stres değerleri	59
Tablo 4.18. Model 9'un Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	59
Tablo 4.19. Model 10'un Stres değerleri	60
Tablo 4.20. Model 10'un Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	61
Tablo 4.21. Model 11'in Stres değerleri	61
Tablo 4.22. Model 11'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	62

Tablo 4.23. Model 12'nin Stres değerleri	63
Tablo 4.24. Model 12'nin Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü	63



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Kompakt kemik yapısının şematik görüntüsü	4
Şekil 2.2. Maksilla ve Mandibulada Kompakt ve Spongioz Kemik Görüntüsü	5
Şekil 2.3. Osteoblast Hücreleri Rezorpsiyon Boşluklarını Doldurmak, Yeni Kemik Oluşturmak İçin Sıralanıyor	6
Şekil 2.4. RANKL ve OPG ile Osteoklast Oluşumunun Düzenlenmesi	7
Şekil 2.5. Osteoporozun Nedenleri	12
Şekil 2.6. Dental İmplant Çeşitleri	16
Şekil 2.7. Lekholm ve Zarb'a göre Çeneler İçin Dört Tipte Kemik Kalitesi	21
Şekil 2.8. Kretlerin Rezorpsiyon Paterni	22
Şekil 2.9. All-On-Four Konseptinin Radyografik Görüntüsü	23
Şekil 2.10. Kuvvet Tipleri	26
Şekil 2.11. Düzlemlere Göre Oluşan Moment Kolları	27
Şekil 2.12. Kemik ve İmplant Arasındaki Moment Kolları	27
Şekil 2.13. Gerinim	28
Şekil 2.14. Gerilim-Gerinim Grafiği	30
Şekil 2.15. Eleman Çeşitleri	33
Şekil 3.1. İmplant Düz, Açılı ve Multiunit Abutment Modelleri	36
Şekil 3.2. Metal ve Akrilik Üst Yapının Modellenmesi	36
Şekil 3.3 Korkital ve Spongiyoz Kemiğin Modellenmesi	37
Şekil 3.4. Matematiksel Model	38
Şekil 3.5. A Vertikal Yükleme	44
Şekil 3.5. B Oblik Yükleme	45
Şekil 4.1. Model 1'in Stres Değerlerinin Dağılımı	49
Şekil 4.2. Model 2'nin Stres Değerlerinin Dağılımı	50
Şekil 4.3. Model 3'ün Stres Değerlerinin Dağılımı	51
Şekil 4.4. Model 4'ün Stres Değerlerinin Dağılımı	53
Şekil 4.5. Model 5'in Stres Değerlerinin Dağılımı	54

Şekil 4.6. Model 6'nin Stres Değerlerinin Dağılımı	55
Şekil 4.7. Model 7'nin Stres Değerlerinin Dağılımı	57
Şekil 4.8. Model 8'in Stres Değerlerinin Dağılımı	58
Şekil 4.9. Model 9'un Stres Değerlerinin Dağılımı	59
Şekil 4.10. Model 10'un Stres Değerlerinin Dağılımı	61
Şekil 4.11. Model 11'in Stres Değerlerinin Dağılımı	62
Şekil 4.12. Model 12'nin Stres Değerlerinin Dağılımı	63



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

ark:	Arkadaşları
mm:	Milimetre
N:	Newton
%:	Yüzde
F:	Kuvvet
SEM:	Sonlu Elemanlar Analizi
° :	Derece
C° :	Santigrat derece
MPa:	Megapaskal
GPa:	Gigapaskal
Örn:	Örnek
Ti-6Al-4V:	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımı
TPS:	Titanyum plazma sprej
SLA:	Sandblasted-largegrit-acid
TiO ₂ :	Titanyum dioksit
Ncm:	Newton santimetre
Ghz:	Gigaheart
Gb:	Gigabayt
Stl:	Stereolithografi
VMS:	Von Mises Stres
PS:	Principal Stres
Pmax:	Maksimum Principal Stres
Pmin:	Minimum Principal Stres

ÖZET

All-On-Four Tedavisi Yapılan Sağlıklı ve Osteoporozlu Hastalarda İmplant Çevresinde Oluşan Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Atrofik mandibulanın implant ile rehabilitasyonu, yetersiz kemik miktarı nedeni ile çeşitli sorunlara neden olmaktadır. Ayrıca osteoporotik kemik yapısına sahip bireylerde görülen düşük kemik kalitesi nedeniyle ilave olumsuz durumlar görülmektedir. Yetersiz kemik varlığında greftleme yöntemleri uygulanabilir ancak burada ek cerrahi operasyonlar ve uzamış tedavi süreci gibi birden fazla olumsuz etken bulunmaktadır. Bu gibi sorunları gidermek için All-on-Four tedavi konsepti uygulanabilir. Çalışmamızın amacı atrofik mandibulaya uygulanan All-on-Four tedavisi konseptinin hem sağlıklı hem de osteoporozlu hastalarda sonlu elemanlar analizi yöntemi ile (SEM) değerlendirmektir.

Çalışmamızda implantların boyları tüm modellerde 11.5 mm ve 3 farklı implant çapta (3.75, 4.3, 5 mm) olacak şekilde 24 model dizayn edildi. Modellerin yükleme senaryosunda vertikal ve oblik yükleme senaryoları uygulandı. Tüm modellerde anterior implantların açısı düz, posterior implantların açısı 30 derece eğimli olacak şekilde dizayn edildi. İmplantların üst yapısı ise tüm modellerde hibrit protez olarak tasarlandı. Çiğneme kuvvetini simüle etmek amaçlı 150 N'luk kuvvetler bilateral olarak uygulandı. Modellerin yarısı sağlıklı kemik yapısına sahip bireyleri temsil ederken diğer yarısı osteoporozlu hastaları temsil etti ve sonuçlar karşılaştırılmalı olarak değerlendirildi.

Elde edilen sonuçlara göre osteoporozlu hastalarda stres değerleri sağlıklı bireylere göre daha yüksek olsa da All-on-Four konsepti osteoporozlu hastalara uygulanabilir bir tedavi yöntemi olduğu görülmüştür. Stres değerlerini azaltmak için geniş implantların kullanımı, implant açılarının azaltılması ve protetik üst yapıya gelen oblik kuvvetlerin elimine edilmesi gibi faktörler göz önünde bulundurulabilir.

Anahtar Kelimeler: Atrofik Mandibula, Açılı İmplant, Geniş implant, Osteoporoz, Sonlu Elemanlar

ABSTRACT

Finite Element Analysis of Stress Distribution Around Dental Implants in Healthy and Osteoporotic Patients Undergoing All-On-Four Treatment Concept

Rehabilitation of atrophic mandible with implant causes various problems due to insufficient amount of bone. In addition, additional adverse conditions are observed due to the low bone quality seen in individuals with osteoporotic bone structure. In the presence of insufficient bone, grafting methods can be applied, but there are multiple negative factors such as additional surgical operations and prolonged treatment process. To eliminate such problems, the All-on-Four treatment concept can be applied. The aim of our study is to evaluate the concept of All-on-Four treatment applied to the atrophic mandible by finite element analysis (SEM) method in both healthy and osteoporotic patients.

In our study, 24 models were designed with the length of the implants 11.5 mm in all models and 3 different implant diameters (3.75, 4.3, 5 mm). Vertical and oblique loading scenarios were applied in the loading scenario of the models. In all models, the angle of anterior implants was designed to be straight and the angle of posterior implants to be inclined 30 degrees. The prosthetic structure of the implants was designed as a hybrid prosthesis in all models. Forces of 150 N were applied bilaterally to simulate the chewing force. Half of the models represented individuals with healthy bone structure, while the other half represented patients with osteoporosis, and the results were evaluated comparatively.

According to the results obtained, although the stress values are higher in patients with osteoporosis than in healthy individuals, the All-on-Four concept is a viable treatment method for patients with osteoporosis. Factors such as the use of wide implants, reduction of implant angles and elimination of oblique forces on the prosthetic structure can be considered to reduce stress values.

Keywords: Atrophic Mandible, Angled Implant, Wide implant, Osteoporosis, Finite Elements

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1960 yıllarında diş hekimliği alanına giren dental implantoloji günümüze kadar diş eksikliklerinin rehabilitasyonu için kullanılan başarılı bir yöntemdir (1). Diş kayıpları veya eksiklikleri çeşitli nedenler ile meydana gelmektedir. Bu nedenlerin en önemlisi diş çürükleri ve periodontal hastalıklardır. Bu nedenlere ilave olarak ağız ve yüz bölgesine isabet eden darbeler ve travmatik olaylar, konjenital olarak eksik olan dişler gibi bir çok neden sayılabilir (2). Diş eksikliklerini tamamlamak için köprüler ve hareketli protezler kullanılabilen konvansiyonel yöntemlerdir. Köprüler dayanak dişlerdeki yetersizlik ve/veya diş preparasyon gereksinimi gibi dezavantaja sahip iken hareketli protezler de yetersiz tutuculuk ve hasta memnuniyetsizliği gibi bir çok dezavantajlara sahiplerdir (3,4). Dental implantlar bu gibi dezavantajları elimine etmektedir. Hastalara sabit bir restorasyon sunmakla birlikte tek başına bir ünite olarak ağızdaki diğer dişlerden destek almaya ihtiyaç duymadan kullanılabilmektedirler (5). İmplantların başarısını etkileyen birçok faktör vardır. Bu faktörlerden biri de implantın yerleştiği kemiğin yoğunluğu ve kalitesidir (6). Kemik yoğunluğu ve kalitesi lokal ve sistemik nedenlere bağlı olarak değişmektedir (7). Osteoporoz, kemik kalitesini etkileyenler önemli sistemik hastalıklar arasında yer alır (8).

Osteoporoz, kortikal ve kansellöz kemikteki yapının kütlesinin genel olarak azalması, kantite ve kalite olarak zayıflaması ile karakterize metabolik bir kemik hastalığıdır. Spontan veya minimum travmalar nedeniyle fraktür görülebilen bir rahatsızlıktır (9). Postmenopozal osteoporoz (Tip I) ve yaşa bağlı osteoporoz (Tip II), klinik uygulamada en yaygın görülen primer kemik kaybı formlarıdır. Osteoporozun sekonder nedenleri arasında hiperkortizolizm, hipertiroitizm, hiperparatiroitizm, alkol kullanımı ve immobilizasyon bulunur (10). Osteoporotik hastalarda implant uygulanmasından önce dikkatli bir değerlendirme yapılmalıdır. Bunun nedeni hastaların osteoporoz tedavisi için kullandıkları ilaçların ve osteoporozun neden olduğu kemik yapısındaki olumsuzlukların implant başarısını etkilemesidir (11). Osteoporoz hastalarında implanta gelen kuvvetlerin sanal olarak değerlendirmesinde sonlu elemanlar analizi metodunu (SEM) kullanmak fayda sağlamaktadır (12). SEM ‘parçadan bütüne gitme’ prensibine dayanarak cisimlerin iki boyutlu ve üç boyutlu yapısını sanal ortamda yansıtan ve bu cisimlere gelen kuvvetlerin gerilim

analizini ölçen bir yöntemdir. Bu yöntemi kullanarak kemik ve implanta gelen kuvvetlere yakın modellemeler yapılır ve farklı senaryolar üreterek en ideal implant yerleştirme planının tasarlamasına yardımcı olur (13). Normal (sağlıklı) ve osteoporotik kemik yapısına sahip bireyler, dental implant başarısı açısından farklı çalışmalarda değerlendirilmiştir. Osteoporoza sahip hastalara uygulanan implantların osseointegrasyonu sağlıklı bireylere kıyasla olumsuz bulunduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (7).

Çalışmamızın amacı; atrofik mandibulada implant destekli protetik rehabilitasyonu planlanan sağlıklı ve osteoporozlu hastalarda All-on-Four konstepinde farklı yerleştirme açısı, implant çapı ve yükleme koşullarının etkilerini ortaya koymak ve edilen bilgiler ışığında klinik uygulamalara katkıda bulunmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Dokusunun Yapısı, Fizyolojisi ve Metabolizması

Kemiğin mekanik adaptasyonu, implant destekli protezlerle stomatognatik rekonstrüksiyonun fizyolojik temelidir. Kemik fizyolojisi ve biyomekaniğinin dinamik doğası hakkında ayrıntılı bilgi, implant uygulamaları için büyük ölçüde önemli görevleri vardır (14).

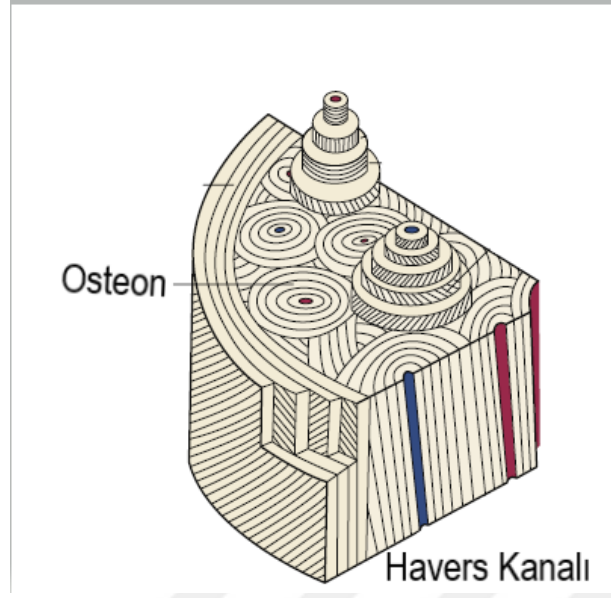
2.1.1. Kemik Dokusunun Yapısı

Kemik canlı, dinamik ve mineralize bir bağ dokusudur. Kemikler, etkileşimli işlevler için yapısal ve metabolik destek sağlayan, organ ve dokuları koruyan kalsifiye ve yumuşak dokulardan oluşan benzersiz morfolojik organlardır (14). Bunun dışında mineral dengesinde, büyüme faktörleri ve sitokinlerin depolanmasında ve hematopoezde görevlidir (15).

Kemiğin inorganik yapısının büyük kısmını kalsiyum fosfat, bikarbonat, sodyum, potasyum ve magnezyum içeren hidroksiapatit kristalleri oluşturur (16).

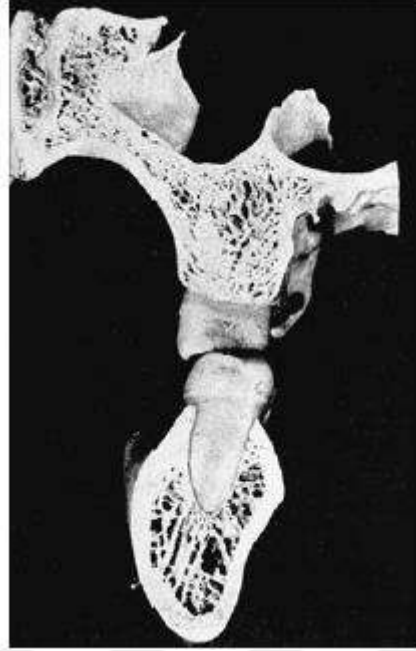
Kemiğin organik yapısını oluşturan organik matriksin ana bileşeni kollajendir (çoğunlukla tip 1 kollajen). Organik matriksin yapısında ayrıca sitokinler, büyüme faktörleri ve matriks proteinleri bulunur. Organik matriks bu içerdiği sitokinler sayesinde remodeling sürecinde, mineralizasyonda, hücre farklılaşmasında, büyüme ve gelişimde görev alır.

Kemiğin makro yapısına bakıldığında kompakt ve süngerimsi kemik dokusundan oluştuğu görülür. Kompakt ve süngerimsi kemik aynı matris materyallerinden ve hücrelerden yapılmış olsa da , organize edilme biçimleri farklıdır. Kompakt kemik, sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmesi için yoğundur, süngerimsi kemik ise boşluklu alanlara sahiptir ve destekleyicidir, aynı zamanda hafiftir ve değişen vücut ihtiyaçlarını karşılamak için kolayca yeniden şekillendirilebilir (17).



Şekil 2.1. Kompakt kemik yapısının şematik görüntüsü (14)

Kompakt kemiğin mikroskopik yapısında, ağaç gövdelerine benzeyen eş merkezli daireler bulunur. Her bir eş daire grubu osteon olarak adlandırılır (buna havers sistemi de denir). Osteonun her halkası kollajen ve kalsifiye matrizen yapılmıştır ve lamel olarak adlandırılır. Havers kanalları; her osteonun merkezinden aşağı doğru iner merkezi kanal veya kan damarlarını, sinirleri ve lenf damarlarını içerir. Bu damarlar ve sinirler, periost ve endosteuma uzanmak için Volkmann kanalları olarak da bilinen perforan bir kanal boyunca dik açılarda dallanır. Endosteum ayrıca her bir merkezi kanalı kaplayarak osteonların zaman içinde yeniden modellenmesine izin verir. Osteositler, bitişik lamellerin sınırlarında bulunan boşlukların içinde yer alırlar. Kanaliküller yardımıyla, kalsifiye matrise rağmen besinlerin osteositlere taşınmasını ve atıkların onlardan uzaklaştırılması sağlanır (17). Süngerimsi kemik, eş merkezli dairelerde düzenlenmemiştir. Bunun yerine, boşluklar ve osteositler, trabekül adı verilen ağ şeklindeki yapılarda bulunur. Trabeküller, onları kolayca yeniden şekillendirebilen endosteum ile kaplıdır. Süngerimsi kemik, kasların daha kolay hareket edebilmesi için kemikleri daha hafif hale getirerek yoğun ve ağır kompakt kemiğe denge sağlar. Ayrıca, süngerimsi kemiklerdeki boşluklar, hematopoezin meydana geldiği trabeküller tarafından korunan kırmızı kemik iliği içerir (18).



Şekil 2.2. Maksilla ve Mandibulada Kompakt ve Spongioz Kemik Görüntüsü(14)

2.1.2. Kemik Dokusunun Fizyolojisi

Dört çeşit kemik hücresi vardır:

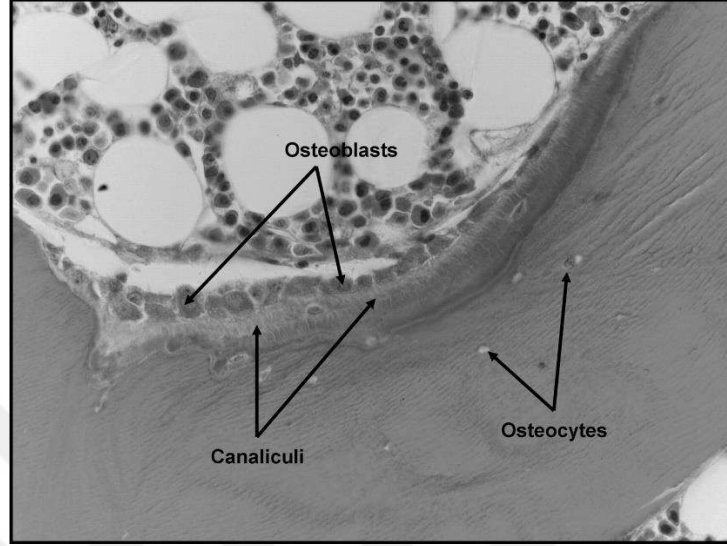
1-Osteoprogenitör Hücreler:

Farklılaşma yeteneğini ile osteoblastlara dönüşebilen hücrelerdir. Kemik kanallarında, endosteumda, periosteumda ve kemik iliğinde bulunurlar. Mineral iyonlarının kemik hücre dışı matrisine giriş ve çıkışını düzenleyebilirler (19).

2-Osteoblastlar:

Kemik matriksini (osteoid) sentezleyen kemik oluşturan hücrelerdir. Alkalın fosfataz, dentin matris proteini (DMP-1) ve kemik sialoproteini salgılayarak kemik mineralizasyonunu düzenlerler. Osteoblastlar tarafından salgılanan, osteokalsin ve osteonektin, hidroksiapatit kristallerinin miktarını belirleyen, mineral birikimini düzenleyen, kalsiyum ve fosfat bağlayıcı proteinlerdir. Osteoblastlar ya hücreleri kaplayan hareketsiz osteoblastlar olarak kalırlar ya da osteositlere dönüşürler. Osteoblastlar, osteoklast ve osteosit oluşumunu düzenler.

D vitamini ve paratiroid hormonu (PTH) uyarısı ile osteoblastlar makrofaj CSF (M-CSF) salgılar ve osteoklast oluşumunu sağlayan RANKL'ı eksprese ederler (20).



Şekil 2.3. Osteoblast Hücreleri Rezorpsiyon Boşluklarını Doldurmak, Yeni Kemik Oluşturmak İçin Sıralanıyor(21)

3-Osteositler:

Osteoblastlardan oluşturulan osteositler, lakuna kanaliküler sistem olarak bilinen kemik ağı içinde bulunurlar. Osteokalsin ve diğer kemik matriks proteinlerini salgılarlar. Osteositler metabolik ve elektriksel olarak boşluk bağlantılarıyla birbirine bağlanır. Temel işlevleri mekanik uyarıların nöral sinyallere dönüştürülmesidir. Osteositler endokrin hücreler olarak da kabul edilirler ve remodelingi düzenlerler. FGF23 salgılayarak serum fosfat seviyesinin ayarlamasında rol oynarlar (22).

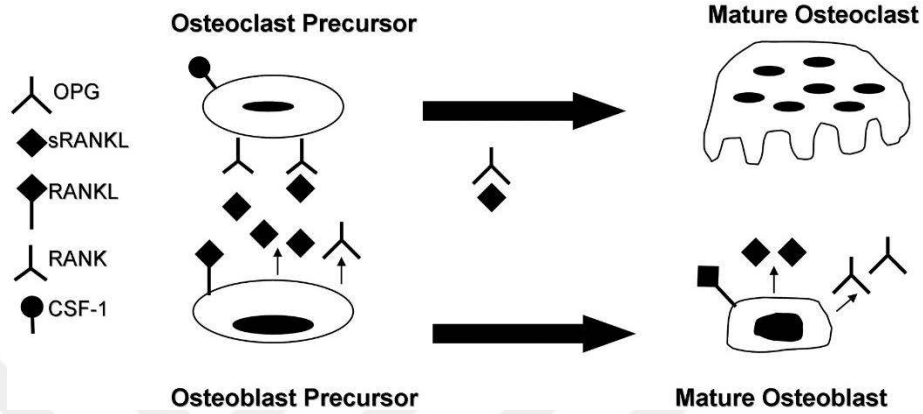
4-Osteoklastlar:

Mononükleer monosit-makrofaj hücrelerinden köken alan multinükleer hücrelerdir. RANKL ve M-CSF, osteoklast oluşumunu başlatan sitokinlerdir. Bu sitokinler osteoklast prekürsörlerinin çoğalmasını ve olgun osteoklastlara farklılaşmasını sağlarlar.

Osteoprotegerin (OPG) ise, RANKL reseptörünün etkisini ortadan kaldırarak osteoklast sentezini inhibe eden proteindir.

Kemik rezorpsiyonu esnasında hidrojen iyonları, kemik matrisinin mineral bileşenini çözmek için osteoklastların altındaki emilim bölmesini asitleştirirken,

katepsin K ve tartarat dirençli asit fosfataz (TRAP), çoğunlukla tip I kollajenden oluşan proteinli matrisi sindirir. PTH osteoklast aktivitesini artırırken kalsitonin inhibe eder (23).



Şekil 2.4. RANKL Ve OPG İle Osteoklast Oluşumunun Düzenlenmesi(21)

2.1.2.1. Remodeling

Kemiğin yeniden şekillenmesi (remodeling), olgun kemik dokusunun osteoklastlar tarafından yıkıldığı (kemik rezorbsiyonu) ve yeni kemik dokusunun oluşturulduğu yaşam boyu devam eden süreçtir. Remodeling süreci fraktürlerde ve kemiğe iletilen fizyolojik kuvvetlere bağlı oluşan mikro hasarlarda kemiğin adaptif değişimlerini kontrol eder. Remodeling, kemiğe gelen mekanik kuvvetlere kemiğin adaptif bir yanıtıdır.

Remodeling hücrelerinin birbirleriyle bağlantılı çalışmaları ile dört aşamada gerçekleşebilir:

Faz 1: Kemik remodelin kompartman (BRC) adı verilen bölümlere osteoklast prekürsörleri toplanır. Böylece kemik remodelingi başlamış olur.

Faz 2: Esas olarak kemik rezorbsiyonu görülür fakat osteoprogenitör hücrelerin BRC bölümlerine alınması da bu fazda gerçekleşir.

Faz 3: Osteoprogenitör hücrelerin osteoblastlara dönüşümü ve osteoblastların osteoid sentezlemesi meydana gelir.

Faz 4: Yeni oluşan osteoidler mineralize olur ve kemiğin remodeling döngüsü tamamlanır (24).

2.1.3. Kemik Dokusunun Metabolizması

Dental implant tedavilerinde başarı, kemiğin değişen fonksiyona ve uygulanan fizyolojik kuvvetlere adaptif yanıtına bağlıdır. Kemiğin biyomekanik olarak uyum sağlaması hastanın kemik metabolizmasının normal değerlerde olması ile doğrudan ilişkilidir (25).

Kemik dokusu vücuttaki en önemli kalsiyum deposudur ve kalsiyumun yaklaşık %99'u burada depolanır. Serum kalsiyum düzeyini yaklaşık 10 mg/dL'da tutulması kalsiyum metabolizmasının ana hedefidir. Serum kalsiyum seviyesini korumak insan fizyolojisindeki temel işlevlerden biridir. Endokrin, biyomekanik ve hücre düzeyinde kontrol faktörlerinin karmaşık ilişkileri ile kalsiyum metabolizması sağlanır. Serumda kalsiyum seviyesi kritik düzeylere düşerse kemiğin mineral yapısından azaltılarak denge sağlanmaya çalışılır. Bu gibi durumlarda alveolar kemikte rezorbsiyonlar görülebilir (14).

İleri derecede kemik rezorbsiyonu görülse de alveolar kemiğin dış korteksi ve dişlerin etrafındaki lamina dura korunur.

Kalsiyum homeostazı üç mekanizma ile gerçekleştirilir; (1) saniyeler içinde kemikten anlık kalsiyum akışı, (2) osteoklastlar ve osteoblastlar tarafından dakikalardan günlere kadar uzayabilen kısa süreli yanıt ve (3) kemik döngüsünün uzun vadeli kontrolü (haftalar ila aylar arasında). Serum kalsiyum seviyelerinin normal düzeyini koruması sinir iletkenliği ve kas fonksiyonu için önemlidir. Düşük serum kalsiyum seviyesi tetaniye ve ölüme neden olabilirken, yüksek düzey genellikle hipertiroidizmin ve bazı malignitelerin bir belirtisi olarak ortaya çıkar.

Kalsiyum homeostazının anlık düzenlenmesi, PTH ve D vitamininin aktif metabolitinin [1,25-DHCC] kalsiyum iyonlarının kemik hücrelerinden hücre dışı sıvıya pompalanmasını arttırması ile gerçekleşir. Fizyolojik olarak, kemik rezorbsiyonu görülmeden kalsiyum homeostazının desteklenmesi mümkündür (14). Fakat sürekli bir negatif kalsiyum dengesi, yalnızca kalsiyumun kemik yüzeylerinden uzaklaştırılmasıyla gerçekleştirilebileceğinden rezorbsiyona yol açar (26).

Kalsiyum metabolizmanın uzun vadeli düzenlenmesi kemikler üzerinde çok önemli etkiler ortaya çıkarır. Biyomekanik faktörler, endokrin sistem ve kemik

metabolizması kemik kütlesini ve morfolojisini belirler. PTH, remodeling süreçlerinin birincil düzenleyicisidir. Yetişkin insanlarda kemiklerin neredeyse tamamı sekonder kemikten oluşur. Bu nedenle PTH'nın rol aldığı remodeling frekansı kemiğin yaşını belirler. Kemik yaşı ilerledikçe kemik daha kırılgan ve zayıf hale gelir (26).

Böbrekler kalsiyum kaybını en aza indirerek kalsiyum miktarının korunmasında en etkili organdır. Sağlıklı bir insan günde yaklaşık 300 mg kalsiyum kullanır. Vücutta bu ihtiyaçtan daha düşük oranda kalsiyum bulunuyorsa bağırsaktan emilerek geri kazanılmalıdır. Kalsiyumun bağırsaktan emilimi D vitaminine bağlıdır. Bağırsaktan günde yaklaşık 300 mg'dan daha az kalsiyum emilmesi, serum kalsiyum seviyesini düşürür PTH salgılanır ve ihtiyaç duyulan kalsiyum kemiklerden alınır. Kemik metabolizmasının korunması için süt ürünleri içeren kalsiyumdan zengin bir diyet, hormonal denge ve düzenli egzersiz gerekir (14).

2.2. Osteoporoz

Osteoporoz, ağırlıklı olarak ileri yaşta görülen zayıf kemik yapısına, azalmış kemik kütlesi ve kemik yoğunluğuna neden olan yüksek prevalansa sahip bir durumdur. Genç yaşta yeni kemik oluşumunu arttıran faktörler yani kalsiyum alımı, sağlıklı endokrin sistem (normal seviyede seks hormonları ve paratiroid hormonu) ve fiziksel aktivite yaşamın ilerleyen dönemlerindeki kemik kitlesinin korunması ile doğrudan ilişkilidir (27). Osteoporoz miktarını; yaşamın ilk 28 yılında oluşturulan sağlıklı kemik ile yaşam boyu devam eden remodeling sürecinde görülen rezorbsiyonlar arasındaki fark belirler. Dolayısı ile osteoporozu önleyen en önemli faktör yetişkinlik dönemine kadar oluşturulan kemik miktarıdır, sonrasında kemik kaybının önlenmesi ikinci sırada yer alır (28).

2.2.1. Osteoporozun Tanısı

Osteoporoz teşhisi esas olarak kemik dansitometrisinden yapılır (29). Bu radyografik teknik, kemik mineral yoğunluğu (KMY) olarak adlandırılır ve kemik miktarının kesin ölçülmesini sağlar. Dual X-ışını enerji absorpsiyometrisi (DXA veya DEXA) veya bazen dual foton absorpsiyometrisi (DPA) kullanılır.

Dual enerjili X ışını kaynak olarak kullanılır. DEXA cihazı hastanın kemiği içinden geçen, iki ayrı enerji piki şeklinde olan ince ve görünmez düşük doz x-ışını demeti gönderir. Piklerden biri yumuşak dokular, diğeri ise kemik tarafından emilir. Yumuşak dokular tarafından emilen miktar total miktardan çıkarılır ve geriye kalan kemik mineral yoğunluğunu verir. Kalkaneus, pelvis, vertebra, radius ve tüm vücut ölçümleri bu yöntem ile gerçekleştirilebilir. DEXA ile bölgesel ve periferik ölçümler mümkündür. Çekim süresi kısadır (2-6 dk) ve hasta yaklaşık olarak 1-5 mrem radyasyon dozuna maruz kalır (30).

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tarafından T, Z skorları ve standart sapmalar doğrultusunda osteoporozda kırık riskini ilişkilendiren bir sınıflama yapılmıştır. Kemik mineral yoğunluğu değerini ifade eden T ve Z skorları osteoporoz tedavisinin takibinde kullanılır.

Tablo 2.1. DSÖ T Skoru Sınıflaması (31)

Normal $T > -1$
Osteopeni $-1 > T > -2,5$
Osteoporoz $T < -2,5$
Ağır/Yerleşmiş osteoporoz $T < -2,5 + \text{fragilite kırığı}$

T skoru 25 yaşındaki genç erişkinlerde ortalama kemik kütlelerinin standart sapması olarak tanımlanabilir. Z-skoru ise hastaların kendi yaş gurubundaki ortalama değerlerinden sapmasını gösterir. T skoru 2,5 veya daha düşük standart sapma KMY değerlerine sahip hastalar 'osteoporotik' olarak kabul edilirler (31).

Yüksek serum alkalın fosfataz ve idrarda kalsiyum ve hidroksiprolin kaybı risk belirteçleridir. Ancak bu belirteçlerin varlığı osteoporoz tanısı için yeterli değildir. Ayrıca, osteoporoz tanısı için kemik biyopsisi kullanılabilir ancak tanı konulması zordur ve gerekli görülmez (28).

2.2.2. Osteoporozun Klinik Özellikleri

Başlıca klinik özellikleri, hafif travmatik veya travmatik olmayan yaralanmalara bağlı kırıklardır. Bunun sonucunda; femur boynunda, radiusun distalinde, humerusta veya vertebrada kırıklar meydana gelebilir. İlerleyen dönemlerde omurganın kademeli olarak çökmesine bağlı kamburluk ve boyun kısalması görülebilir. Bel ve sırt ağrısı da yaygındır (32).

2.2.3. Osteoporozun Epidemiyolojisi

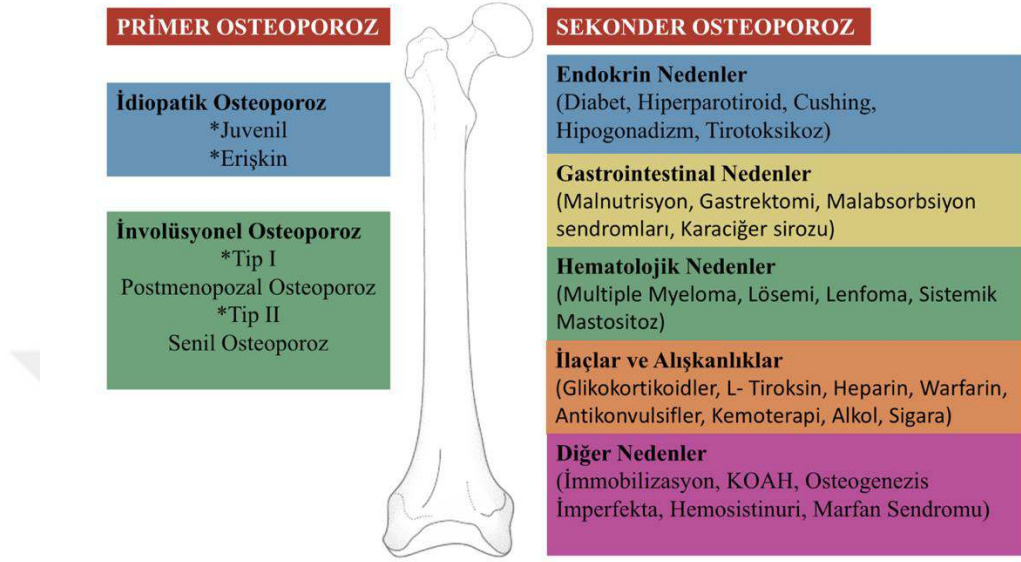
İnsan yaşamının uzaması ve tanı yöntemlerinin gelişmesi osteoporoz görülme sıklığını arttırmıştır. Osteoporoz kemik hastalıkları içinde en sık görülenidir. Osteoporoz görülme sıklığı ile ilgili araştırmalarda postmenapozal dönemdeki kadınlarda osteoporoz görülme riskinin Amerika Birleşik Devletleri'nde %30.3, Danimarka'da %40.8, Japonya'da %35.4, İsviçre'de %24.9 olduğu belirtilmiştir (33). Osteoporozun kadınlarda görülme sıklığı daha fazladır. Postmenapozal dönemde östrojen miktarında azalmaya bağlı olarak görülen osteoporoz hastalığının en yaygın şeklidir ve 70 yaş üstü kadınların %50'sini etkiler.

Osteoporozun klinik tanısında osteoporoz ve osteoporotik kırıklar için risk faktörlerinin belirlenmesi ilk adımdır (34).

Tablo 2.2. Osteoporozun Risk Faktörleri(35)

Major Risk Faktörleri	Minor Risk Faktörleri
Yaş >65	Romatoid artrit
Vertebral kompresyon fraktürü	Klinik hipertiroiti hikayesi
Frajilite fraktürü	Kronik antikonvulsan tedavisi
Ailede osteoporotik fraktür hikayesi	Kalsiyumdan fakir diyet
Glukokortikoid tedavisi (> 3 ay)	Sigara
Malabsorbsiyon sendromu	Aşırı alkol alımı
Primer Hiperparatiroidi	Aşırı kafein alımı
Direkt grafide osteopeni	Düşük kilo (<57)
Hipogonadizm	Kilo kaybı (25 yaş. >%10)
Erken menopoz (<45)	Kronik heparin tedavisi

1 majör veya 2 minör risk faktörünü barındıran hastaların, 65 yaş üstü kadınların ve 70 yaş üstü erkeklerin KMY ile taranması gereklidir (36).



Şekil 2.5. Osteoporozun Nedenleri

2.2.4. Osteoporozun Tedavisi

Risk faktörlerinin değerlendirilmesi ve ortadan kaldırılması mümkün olanlara müdahale edilmesi, kırık riski yüzünden bu hastaların düşme ve yaralanmalardan kaçınması ve kalça koruyucuların kullanılması, düzenli egzersiz, kalsiyum ve 1-alfa-hidroksivitamin D gibi gıda takviyeleri farmakolojik olmayan tedavi yöntemini oluşturur (37,38).

Anti-rezorbif ilaçlar arasında kalsitonin, bifosfonatlar ve denosumab bulunur (10). Bisfosfonatlar, hidroksiapatit kristallerine kolayca bağlanır ve absorbe edilir. Osteoporoz tedavisinde ilk tercihtir. Normal osteoklastik aktiviteyi önleyebilir veya önemli ölçüde yavaşlatabilirler (39). Sadece kalsiyum alan kadınlara kıyasla kırıklarda (kalça ve omurga dahil) %50 azalma sağlayabilirler (40).

Kalsitonin, osteoklastik aktivitenin güçlü bir inhibitörü olan bir tiroit hormonudur. Kemik miktarında orta düzeyde iyileşmeler sağlar, osteoporoz tedavisinde kullanımı önerilmez.

Denosumab, nükleer faktör kappa-B ligandının (RANKL) reseptör aktivatörüne karşı bir monoklonal antikör olarak çalışır. Osteoklastik kemik rezorbsiyonunun bir başka güçlü inhibitörüdür. Bisfosfonatlara yanıt vermeyen veya tolere edemeyen hastalarda kullanılır (41).

Stronsiyum ranelat osteoporozu inhibe edebilir ancak eozinofili ve sistemik semptomlar ile birlikte ciddi deri döküntülerine neden olabilir. KMY'nu arttırsa da kırık riskini azaltmaz.

Hormon replasman tedavisi (HRT) postmenopozal kadınlarda etkili bir tedavi yöntemidir fakat östrojen tedavisi vajinal kanamaya ve meme kanseri riskinde artışa neden olabilir. Yan etkileri dolayısıyla osteoporozun tedavisinde bir seçenek değildir. Erkeklerde androjenlerin (testosteron) rolü daha az nettir, ancak testosteron kaybı osteoporozu teşvik eder (42).

Selektif östrojen reseptör modülatörleri (SERM), kemik mineral yoğunluğunu artırarak, vertebral kırık riskini azaltabilir fakat vertebra dışı kırık riski üzerine anlamlı bir etkisi yoktur. Teriparatid tedavisi anabolik etki göstererek kemik yapımını artırır. Kırıklarla seyreden ciddi osteoporoz olguları için tercih edilmesi önerilir (43).

2.2.4. Osteoporozun İmplant Osseointegrasyonuna Etkisi

Sistemik kemik metabolizmasının bozulması, osseointegrasyon ve dental implant tedavi başarısını etkileyen bir risk faktörü olabilir. Literatürde osteoporoz koşulları ile dental implant tedavi başarısı arasındaki ilişki hakkında çok fazla bilgi bulunmamaktadır (44). Ancak, D4 tipine sahip düşük yoğunlukta çene kemiklerine yerleştirilen implantların daha yüksek başarısızlık riski taşıdığına dair çalışmalar bulunmaktadır. Yine de, osteoporozun dental implant tedavisini olumsuz etkilediği konusunda net bir fikir birliği yoktur (45).

Yapılan bir sistematik incelemede, osteoporozun implant kaybı üzerinde doğrudan bir etkisi olmadığını göstermiştir (46). Osteoporoz dental implantlar için kesin bir kontrendikasyon değildir ancak implant geometrisinin modifikasyonu,

implant yüzey pürüzlülüğü çeşitleri, geniş çaplı implantların kullanımı ile uygun bir tedavi planlaması gerekmektedir (47).

Ek olarak, cerrahi tekniğin ve oklüzal yükün belirlenmesi, dental implant tedavisinin öngörülebilirliği için önemli koşullardır (48).

2.3. Dental İmplantın Tanımı

Genel bir tanım olarak implant, doğal veya yapay doku ve materyallerin vücut dokularına entegre edilmesi olarak tanımlanabilir. Dental implant tanımı ise, yapılacak olan protetik restorasyonları desteklemek adına var olan kemik dokusuna implantların yerleştirilmesidir (49). Bu şekilde kemik dokularının rezorbsiyonu engellenmiş olur ve hasta fonksiyon, fonasyon ve estetik açıdan daha tatmin edici bir sonuca ulaşmış olur (50). Dental implantlar yapıldığı materyale, uygulanma şekline ve yerleştirilme lokalizasyonuna göre birçok şekilde sınıflandırılabilir (51).

2.4. Dental İmplantın Tarihçesi

İnsanlar tarih boyunca diş kaybının fonksiyon, fonasyon ve estetik üzerindeki olumsuz etki,leri üzerinde denemişlerdi. Bu olumsuzlukları elimine etmek adına çeşitli çözümler üretmiştir. Eski Mısır ve Yunan tablet ve eserlerin incelenmesi sonucu bu yönde çokça çaba gösterildiği ve özellikle sosyal olarak üstün sayılan insanların bu avantajları elde etmek için harcamalar yaptığı saptanmıştır. 600'lü yıllarda Mayalar, deniz kabuğunu işlemlerden geçirerek implant olarak kullanmayı denemişlerdir. 1970 yılında yapılan analizler sonucunda bu implantların blade implant uygulamalarına benzer bir başarı oranı sağladıkları ortaya konmuştur. Benzer olarak insanların tarih boyunca tahta, taş ve altın gibi materyalleri birbirine bağlayarak ve dişleri oyarak dental köprüleri taklit ettikleri ortaya çıkmıştır (52). Ortaçağda kadavradan elde edilen dişleri kullanarak implant benzeri uygulamalar denenmiş ancak gelişen komplikasyonlar sonucunda bu metot terk edilmiştir (53). Modern çağda altın, diş kronları için destek olarak kullanılmaya çalışılmış ancak beklenen başarı sağlanamamıştır (54).

Dental implant kavramını ateşleyen araştırma ise Per-Ingvar Branemark adlı ortopedi cerrahinin yaptığı çalışmadır. Branemark 1957’de yaptığı çalışmada kemik dokuya entegre edilen titanyum materyalini gözlemlemiştir. Titanyumun vücut tarafından reddedilmeyerek kemik dokularına entegre olmasını fark edip osseointegrasyon kavramını ortaya attırmıştır. Bu kavramın ortaya atılmasından sonra birçok sayıda hayvan ve insan çalışmaları yapılmıştır (55).

2.5. Dental İmplantın Sınıflandırılması

2.5.1. Yerleştikleri Dokuya Göre İmplantların Sınıflandırılması

2.5.1.1. Subperiostal İmplantlar

Dahl tarafından ilk olarak kullanılan bu implantlar kemiğin üstüne yerleştirilen, kemiği kafes şeklinde saran ve buradan destek alan bir model olarak tanıtılmıştır (56). Daha sonra Linkow tarafından modifiye edilerek kemik ve yumuşak dokunun yoğun olduğu simfiz ve eksternal oblik bölgelerine yerleştirilerek daha çok destek alındığı söylenen bir model tasarlanmıştır. Bu şekilde implantın maruz kaldığı kuvvetlerin yüzey alanı arttırılmıştır (57). Bu implantların yerleştirilmesinde iki aşamalı cerrahi işlem uygulanır. İlk aşamada mukoperiostal flep kaldırılan dokudan ölçü alınır ve primer olarak kapatılır. İkinci aşamada ise hazırlanan implantlar dokuya yerleştirilir (52).

Bu implantların takip sürecinde implant yapılarının bozulması, stabilite bozuklukları ve enfeksiyon gibi dezavantajlara sahip oldukları ortaya konmuştur. Bu yüzden günümüzde kullanımı pek yaygın değildir (58).

2.5.1.2. Transosteal (Transmandibular) İmplantlar

Bu implantlar mandibulada alveol ve bazal kemiği dik bir şekilde deler ve bikortikal destek ile sabitlenir. Mental foramenler arası uygulanır ve bu bölgede en az 9 mm kemik uzunluğuna ihtiyaç vardır. Plak, mandibulanın bazisine 5 kortikal vida ile sabitlenir (59). İşlemin travmatik olması, enfeksiyon riski ve sinir hasarı gibi dezavantajları yüzünden bu yöntem de günümüzde subperiostal implantlar gibi terk edilmiştir (60).

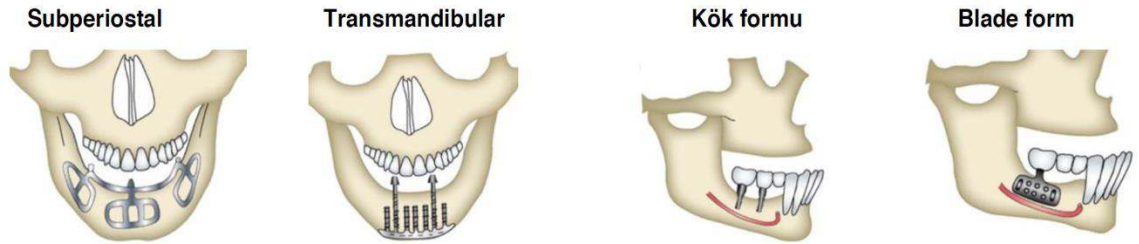
2.5.1.3. Endo-osseoz İmplantlar

2.5.1.3.1. Blade implantlar

Yassı, ince plakalar şeklinde bulunurlar ve çoğunlukla dişsiz kretlerde kullanılırlar. Plakaların delikli tasarımı sayesinde kemik hücrelerinin infiltrasyonu sağlanmış olur. Daha önceki anlatılan implant türlerinde olduğu gibi kötü stabilite, enfeksiyon riski ve kemikte rezorbsiyona neden olmaları nedeniyle günümüzde kullanımı terk edilmiştir (61).

2.5.1.3.2. Kök formunda implantlar

Günümüzde en çok tercih edilen implant formudur. Kemik içinde hazırlanan yuvaya entegre edilirler. Kemik-implant bağlantısı osseointegrasyon ile sağlanır böylece primer stabilite desteklenmiş olur (62).



Şekil 2.6. Dental İmplant Çeşitleri(14)

2.5.2. Şekil ve Yüzey Yapısına Göre İmplantların Sınıflandırılması

İmplantlar şekillerine göre kök formunda veya eğer şeklinde sınıflandırılabilir. Ayrıca implantlar, yüzey yapısına göre işlenmemiş veya kaplanmış olarak da sınıflandırılabilir (14).

2.6. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları

2.6.1. Dental İmplantların Endikasyonları

- Geleneksel total protez ile stabilite sağlanmadığında
- Parsiyel dişsizliği olan hasta, parsiyel hareketli protez kullanamıyorsa veya protezi tolere edemiyorsa
- Dişsiz boşluk dental köprü tedavisi için uygun değilse
- Kusma refleksi olan ve hareketli protezin kusmayı tetiklediği hastalarda
- Dental arkın posterior bölgesi tek veya çift taraflı dişsiz sonlanan hastalarda
- Tek ünite dişsiz boşluğa bitişik dişlerin sağlıklı olması durumunda, bu dişlerin preparasyonu ve yapısal bütünlüğünün bozulması istenmiyorsa
- Tedavisi gerçekleştirilemeyen, çekimi planlanan dişlerde çekimin ardından immediate implant tedavisi düşünüldüğünde
- Çene-yüz protezlerinde destek amacıyla
- 16 yaşından büyük çocuklarda ankraj amacıyla dental implantların kullanılması planlanan ortodontik tedavilerde
- Genetik olarak dişlerin sayısal anomalilerinde (63).

2.6.1. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

2.6.1.1. Genel Kontrendikasyonlar

A- Mutlak kontrendikasyonlar

Anestezi ve cerrahi prosedürlerin mümkün olmadığı durumlar.

- 1- Kalp kapağı hastalıkları, yakın zamanda geçirilmiş enfarktüsler, şiddetli kalp yetmezliği, kardiyomiyopati
- 2-Aktif kanser hastalığı, belirli kemik hastalıkları (osteogenesis imperfecta vb.)
- 3-Bazı immünolojik hastalıklar, immünosupresan tedaviler, organ nakli bekleyenler
- 4- Psikolojik hastalıklar
- 5- Çene kemiklerinden radyoterapi tedavisi gören hastalar
- 6- Bazı kanserlerin bifosfonatlarla tedavileri (uygulama süresi ve şekline bağlı olarak)

B- Göreceli kontrendikasyonlar

Vaka bazında değerlendirilebilir.

- 1-Diyabetes Mellitus (özellikle tip 1)
- 2-Anjina pektoris
- 3- Önemli ölçüde tütün tüketimi
- 4- Bazı zihinsel hastalıklar
- 5- Bazı otoimmün hastalıklar
- 6- İlaç ve alkol bağımlılığı
- 7-Hamilelik
- 8-Yaş: Çene kemiklerinin gelişimi devam eden 17-18 yaşındaki genç hastalar (64).

2.6.1.2. Lokal Kontrendikasyonlar

Genellikle ağız boşluğu içindeki bazı koşullar veya fizyolojik değişiklikler dental implantların yerleştirilmesini geçici olarak engelleyebilir. Çoğu zaman bu durumlar, implantlar çene kemiğine yerleştirilmesinden önce giderilebilir.

- 1-Maksiller sinüs, inferior alveolar sinir kanalı gibi önemli anatomik yapıların limitasyonları
- 2-Ağız mukozasının veya alveolar kemiğin bazı lokal hastalıkları, tedavi edilene kadar dental implantlarının yerleştirilmesini geçici olarak engelleyebilir
- 3- Alerjik reaksiyonlar
- 4-Yetersiz oral hijyen
- 5- Kemik kalınlığının, yüksekliğinin ve kalitesinin yetersiz olması (14).

2.7. Osseointegrasyon

Branemark tarafından tanıtılan osseointegrasyon kavramı ‘kemik’ ve ‘bütünleşme’ kelimelerinin birleşmesiyle oluşmaktadır. Branemark bu kavramı; canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskobu düzeyinde görülen direkt bağlantı şeklinde tanımlamıştır (65).

İmplant uygulanmasına takiben implant stabilitesi iki aşamada gerçekleşir. Bu aşamalar primer ve sekonder stabilite olarak adlandırılır. Primer stabilite implant ve kemik dokusu arasındaki mekanik stabiliteyi temsil eder. Bu stabilitenin yeterli

düzeyde sağlanması osseointegrasyon için ön koşul oluşturmaktadır. Sekonder stabilite ise; biyolojik birleşmeyi ve protetik yüklemeyi karşılayabilen, kemik ile implant arasındaki osseointegrasyonun tamamlanmış olduğu evreyi temsil eder. Hemostaz, inflamasyon, proliferasyon ve matürasyon evreleri bu biyolojik birleşme sürecinde gerçekleşmektedir (66).

2.7.1 Yara İyileşme Fazları

2.7.1.1. Pıhtılaşma Fazı

Pıhtılaşma fazı, implant uygulamasını takiben birkaç dakika içinde damar genişlemesi ile başlar. Bu genişleme sonucunda kan hücreleri meydana çıkar ve damar çeperindeki düz kasların kasılmasıyla birlikte damarda vazokonstriksiyon meydana gelir. Pıhtı oluşumu için gereken kollajen, trombosit, trombin ve fibronektin salınımı gerçekleşir. Oluşan bu pıhtı dokusu daha sonra kemiğin iyileşmesinde matriks görevi görür (67).

2.7.1.2. İnflamasyon Fazı

Bu faz 4-6 gün süre ile devam eder ve buradaki süreç hücresel sinyaller ile yönlendirilir. Bu fazın ana amacı enfeksiyona neden olacak hücre ve doku artıklarının uzaklaştırılmasıdır. Bu amaç için ilk gelen hücreler nötrofillerdir. Nötrofillerin yoğunlaşmasını sağlamak ve hareketini kolaylaştırmak amacıyla damarlarda vazodilatasyon gerçekleşir. Bu fazda görev alan başka bir hücre grubu ise makrofajlardır. Makrofajlar implantın protetik yüklemesinden sonra fonksiyon sırasında oluşan oksit partiküllerini temizlerler (68).

2.7.1.3. Proliferatif Faz

Bu evre 2-10 gün süre ile devam eder. Burada fibroblastlar geçici matriks oluştururlar ve ekstra-sellüler matriksin granülasyon dokusuna yerini bırakmasını sağlarlar. Tip 3 kollajenin yoğun olduğu bu fazın sonunda implant yüzeyine matriks proteinlerinin yapışmasına olanak sağlanır (69).

2.7.1.4. Maturasyon Fazı

Bu süreç ilk haftadan sonra başlar ve 1 yıla kadar tamamlanıp ömür boyu devam eder. Bu evrede interstisyel madde yeniden şekillenerek organik matriks oluşumu sağlanır. İmplant yivleri arasında oluşan kallus osseointegrasyon için ilk adımı oluşturur ve bunu takip eden süreçte ömür boyu apozisyon ve rezorbsiyon dengeli bir şekilde devam eder (68).

2.7.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

İmplant-kemik arasındaki osseointegrasyon sürecini etkileyen faktörler implantın başarısını direkt olarak etkiler.

Osseointegrasyonu etkileyen başlıca faktörler:

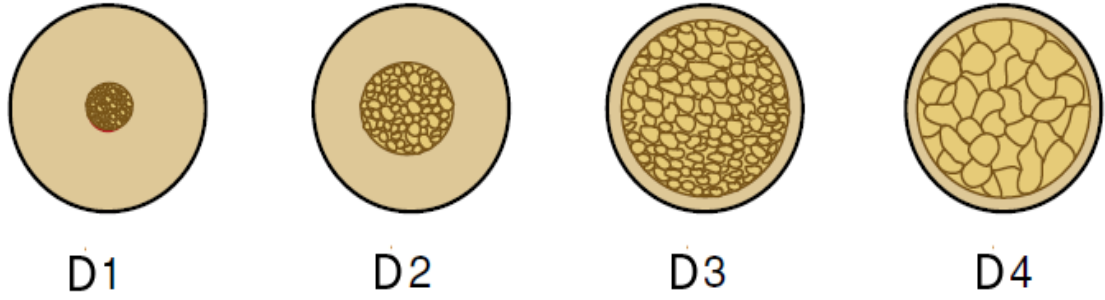
- Sistemik hastalıklar, yaş, sigara
- İmplantın yerleştiği yuvanın kemik kalitesi, periodontal durum, brüksizm, ve dişeti fenotipi gibi lokal faktörler
- İmplantın yüzey özelliği
- Operasyon alanın sterilizasyonu
- Cerrahin manipülasyonu
- Hastanın oral hijyeni (70).

2.8. Mandibulanın Rezorbsiyon Paterni ve Sınıflaması

2.8.1. Çene Kemiklerinde Rezorpsiyon Sınıflaması

Lekholm ve Zarb'ın (71) radyografik kemik kalitesi ve miktarı sınıflandırması sıklıkla implant tedavisi planlanırken ön değerlendirme amacıyla kullanılır (7). Bu sınıflama rezidüel çene morfolojisine dayanır. Kortikal ve trabeküler kemik miktarına göre çene kemiği genel olarak aşağıdaki dört tipte sınıflandırır:

- D 1: Tamamen homojen kompakt kemik
- D 2: Yoğun trabeküler kemiğin etrafında kalın kompakt kemik tabakası
- D 3: Yoğun trabeküler kemiğin etrafında ince kompakt kemik tabakası
- D 4: Düşük yoğunluklu kemiğin etrafında ince kompakt kemik tabakası (Resim 2.6.)



Şekil 2.7. Lekholm ve Zarb’a göre Çeneler İçin Dört Tipte Kemik Kalitesi (71).

İmplant tedavisi planlanan çenelerin tedavi öncesi değerlendirmesi, dental tedavinin başarısı için çok önemlidir. Lekholm ve Zarb sınıflaması yüksek tekrarlanabilirlik, kortikal ve trabeküler kemiğin çeşitli dağılımlarını açıkça ayırt etmedeki kolaylık gibi önemli avantajlara sahiptir (72).

Çenelerde kemik miktarı ve kalitesi azaldığında (D4 kemik), kemik iyileşme sürecinde bozulmalar meydana geldiği ve artan kemik rezorbsiyonuna bağlı dental implant tedavi başarısı için risk olabileceği belirtilmiştir (6,73,74).

2.8.2. Rezorpsiyon Paterni

Cawood ve Howell(75) çenelerde kret rezorpsiyon paterni aşağıdaki gibi sınıflamıştır;

Sınıf I: Dişli çeneler

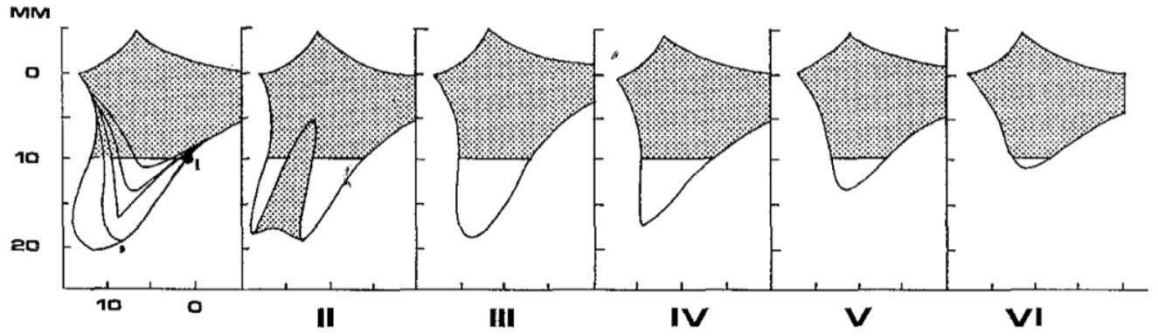
Sınıf II: Diş çekimi sonrası kret görünümü

Sınıf III: Yeterli yükseklik ve genişlikte kret

Sınıf IV: Yüksekliğin yeterli olduğu, genişliğin yeterli olmadığı bıçak sırtı şeklinde kret

Sınıf V: Yetersiz genişlik ve yüksekliğe sahip yassı kretler

Sınıf VI: Alveoler krette aşırı rezorpsiyon görülen ve bazal kemikte belirgin kayıp izlenen durumlar



Şekil 2.8. Kretlerin Rezorpsiyon Paterni(75)

2.9. Atrofik Çenelerde İmplant Rehabilitasyonu

Çeşitli nedenler dolayısıyla alt ve üst çenede kemik yapısında rezorpsiyonlar meydana gelmektedir. Yetersiz yükseklik ve genişliğe sahip çeneler implant rehabilitasyonunu zorlaştırmaktadır. Bunun için maksiller sinüs lift, greftlemeler, kret split, distraksiyon osteogenezisi ve alveolar inferior sinir lateralizasyonu gibi cerrahi işlemler uygulanarak hedeflenen genişlik ve yüksekliğe ulaşılabilir (76).

Ek cerrahi işlemler, uzayan tedavi süresi, komplikasyonlar ve sistemik durumun tolere edilememesi gibi çeşitli nedenlerden hasta veya hekim tarafından ilk tercih olarak düşünülmemeyebilir. Atrofik çene varlığında ikinci cerrahi işlem tercih edilmiyorsa kısa ve açılı implantların yerleştirilmesi, trefoil sistemi ve All-on-Four konsepti gibi yöntemler kullanılabilir (66,78).

2.9.1. All-On-Four Konsepti

Uzun yıllar boyunca, dental implantların uygulanmasından sonra ortalama 3 ay osseointegrasyon sürecini tamamlamaları beklendi (65). Bunun üzerine Malo ve arkadaşları(78) 2003 yılında All-On-Four konseptini tanımladılar. Bu konseptte göre anteriora 2 ve posteriora açıldırılmış 2, toplamda 4 implant yerleştirilerek tam bir çene rehabilitasyonu sağlanabilir. İlave olarak total geçici protezleri immediate olarak

yükleyip osseointegrasyon süreci tamamlandıktan 3 ay sonra daimi olarak yükleme yapılabilir.

İmplantlar üst çenede premaksiller bölgeye, alt çenede ise mental foramenler arası bölgeye yerleştirilir. Bu şekilde alt çenede inferior alveolar sinir ve üst çene maksiller sinüs gibi anatomik yapılardan herhangi bir cerrahi işleme gerek duymadan kaçınılmış olur. Ayrıca protetik yapının kantilever uzunluğu azalmış olur (79). İmplantlar anterior bölgeye dik bir şekilde yerleştirilir ve posterior bölgeye 15-45 derecelik açılarla yerleştirilir (79).



Şekil 2.9. All-On-Four Konseptinin Radyografik Görüntüsü(79)

2.9.1.1. All-On-Four Konseptinin Endikasyonları

- Yeterli miktarda kemiğin varlığı
- Protetik restorasyonun yerleştirilmesi için yeterli miktarda (20 mm veya daha fazla) interark mesafe varlığı
- Primer stabilitenin elde edilebileceği durumlar (en az 35 Ncm)
- Oral hijyeni yeterli olan hastalar
- Sistemik durumu uygun hastalar (80–82).

2.9.1.2. All-On-Four Konseptinin Kontrendikasyonları

- Kemik genişliğinin ve/veya yüksekliğinin yetersiz olduğu durumlar
- Düzensiz çene ark formu
- Primer stabilitenin sağlanamadığı durumlar

- Yetersiz interark mesafesi
- Aşırı parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar
- Sistemik durumu implantı tolere edemeyen hastalar
- Oral hijyeni yetersiz hastalar (83,84)

2.9.1.3. All-On-Four Konseptinin Avantajları

- Anatomik sınırlamalara tabii kalmaması
- Yerleştirme açısına bağlı olarak artan implant uzunluğu
- Temizleme kolaylığı
- Marjinal kemik kaybının açılı implantlarda düz implantlara göre daha az olması
- Bikoritik stabilizasyon sağlandığında primer stabilitenin artması
- Azalan implant sayısı nedeni ile maliyetin ve uygulama süresinin nispeten azalması
- Dengeli oklüzal kuvvet
- İmplantların yerleştirme açısına bağlı olarak azalan kantilever mesafesi
- Tedavi sürecinin kısa olması
- İmmediate protetik restorasyon sağlaması (81,84–86).

2.9.1.4. All-On-Four Konseptinin Dezavantajları

- Hekim tecrübesi gerektiren hassas bir teknik olması
- Splint gerektirebiliyor olması
- Cerrahi rehber kullanılacaksa üç boyutlu radyografi gerektirmesi
- Kantilever uzunluğunun fazla uzatılamaması (85,86).

2.9.1.5. All-On-Four Konseptini İçin Göreceli Risk Faktörleri

- Kemik yoğunluğun ve kalitesinin düşük olması
- Sigara kullanımı
- Karşıt çenede doğal dişlerin varlığı
- Parafonksiyonel alışkanlıklar
- İmmediate yükleme hataları (81).

2.10. Biyomekanik

Canlı (Biyo) ve mekanik kelimelerinin birleşmesiyle meydana gelen biyomekanik, canlı dokulardaki anatomik ve fonksiyonel yapılarını mekanik yöntemler ile anlama ve tanıtılmasına dayanan bir bilim dalıdır (87).

Biyomekanikğin kullanımı ile birlikte canlı dokuların fonksiyonel davranışları izlenerek anatomi, morfoloji ve doku birimin temeli ve sınır koşulları ortaya konulur. Bu şekilde elde edilen bilgiler ile hastalık ve kaza gibi çeşitli nedenler ile hasar görmüş veya kayba uğrayan uzuvların taklit edilmesi ve yerine konulması hedeflenir. Ayrıca bu bilgiler var olan canlı organizma yapısını inceler ve yeni keşiflere erişim sağlamayı mümkün kılar (88).

2.10.1 İmplantolojide Biyomekanik

İmplant destekli protezlerde başarı kuvvetin yönüne, şiddetine, protez tipine, protez materyaline, implant dizaynına, sayısına, implantların dağılımına ve kemik yoğunluğuna bağlı olarak değişmektedir. SEM ile bu senaryolar prova edilerek optimum koşulların elde edilmesi hedeflenir ve kliniğe yansıtılır (88).

İmplant üzerine gelen kuvvetin yönü stres artışıyla doğrudan ilişkilidir. Açının artması ile birlikte kemiğe iletilen stres miktarı artmakta ve kemiğin gösterdiği direnç azalmaktadır (89). Kemik yoğunluğunun artışı ile birlikte implantların kemiğe uyguladığı stres düzeyi azalır ve bunun sonucunda remodeling düzeyi de azalır (90).

Bu gibi faktörlerin doğurduğu kuvvet miktarı ölçülmelidir ve kemiğe iletilen maksimum yük miktarını aşmamalıdır. Aksi takdirde kemikte rezorbsiyon meydana gelmektedir . Kuvvet miktarı ve kemiğin dayanıklılık düzeyini ölçmek için SEM kullanılarak fikir elde edilir ve kuvvetler optimize edilmeye çalışılır (91).

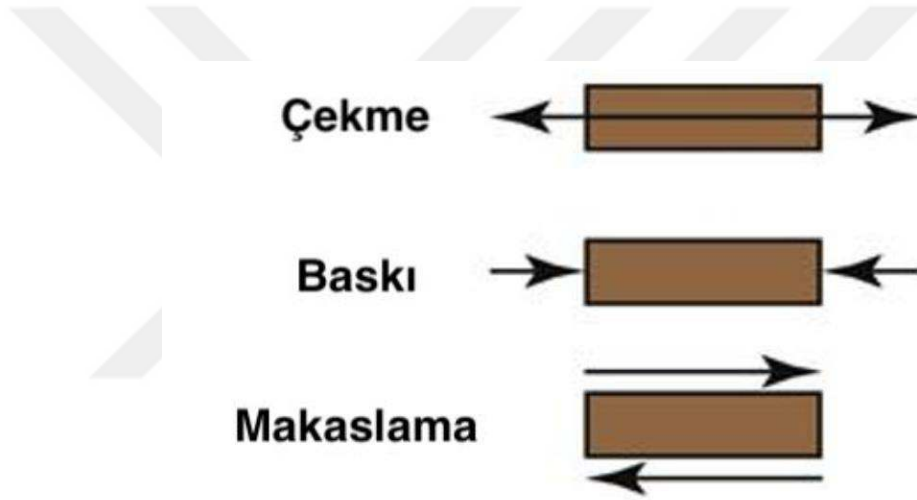
2.11 Stres Analizi

2.10.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri

Kuvvet, fizikte kütleli bir cisme hareket kazandıran etkidir. Hem yönü hem de büyüklüğü olan kuvvet vektörel bir niceliktir. Newton'un ikinci yasasına göre sabit

kütleli bir cisim, üzerine uygulanan net kuvvetle doğru orantılı, cismin kütlesi ile ters orantılı bir şekilde hızlanır (14). Oral bölgede kaslar ile oluşan kuvvet implantlara iletilir. Fizyolojik sınırları aşmayan kuvvetler implant ve dişler için güvenlidir ancak fizyolojik limit üstünde uygulanan kuvvetler kemik rezorbsiyonuna ve dolayısıyla diş ve implant kayıplarına yol açar (92).

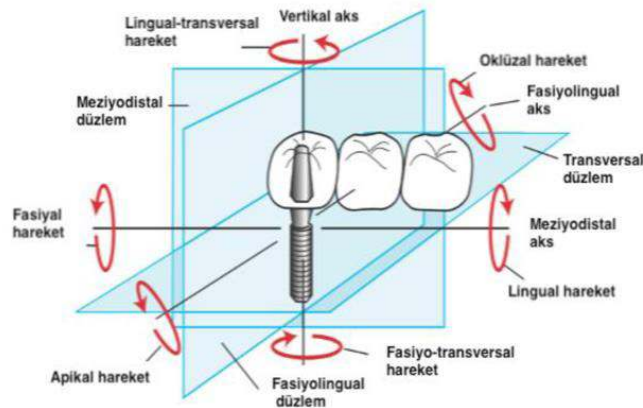
Kuvvet baskı, çekme ve makaslama olarak 3'e ayrılır. Baskı kuvveti iki cismi birbirine iten kuvvettir. Çekme kuvveti ise iki cismin birbirinden uzaklaşmasını sağlar iken makaslama kuvveti iki cismin birbiri üzerinde kaymasını sağlayan kuvvettir. Yapılan çalışmalar sonucunda çene kemiğinin en dirençli olduğu kuvvet tipi baskı kuvveti iken en zayıf olduğu kuvvet makaslama kuvveti olarak saptanmıştır (93).



Şekil 2.10. Kuvvet Tipleri (94)

2.10.2. Moment Kavramı

Moment bir cisimdeki kuvvete karşı dönme veya burkulma eğilimidir. Moment, tork olarak da adlandırılır ve momentin yüksek olduğu durumlar implanta zarar verebilir. Düzlemlere göre 6 adet moment hareketi oluşabilir.



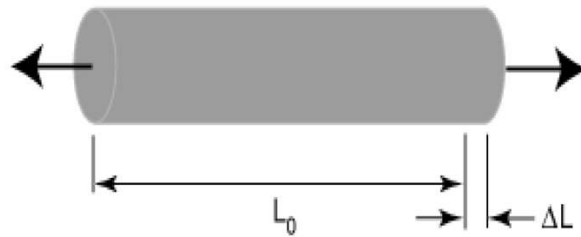
Doğal dişleri saran ve kemiğe bağlayan periodontal ligamentler dişe gelen kuvvetleri absorbe ederler ve kemiğe iletilen stres düzeyini azaltırlar. Ancak implant çevresinde bu ligamentler bulunmamaktadır ve implanta iletilen kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilirler. Bu nedenle kemiğe iletilen stres düzeyinde artış gözlenir. Stres kavramını anlamak ve ona göre adım atmak kemik rezorbsiyonunu önlemede ve implant sağ kalımında önemli rol oynamaktadır (96).

Asal stres; seçilen bir düzlemde mümkün olan tüm oryantasyonlara göre bir noktadaki normal stresin minimum veya maksimum değeridir. Asal stresin 3 tipi vardır:

- Maksimum asal stres: Yükleme şartlarında en yüksek çekme stresini ifade eden en büyük pozitif değerdir.
- Ara asal stres: Ara değeri gösterir.
- Minimum asal stres: En yüksek sıkışma (baskı) stresini ifade eden en küçük negatif değerdir (104).

2.10.4. Gerinim (Strain)

Materyallere uygulanan kuvvetler sonucunda cisimde oluşan uzunluk değişiklikleri gerininim olarak tanımlanır. Yani orijinal boyutun oluşan uzunluk değişikliğine oranını ifade eder. Bir gerinim birimi cisimdeki boy değişikliğinin 100% olduğunu ifade eder (96).



Şekil 2.13 Gerinim (14)

Stresin uygulanması cisim içindeki atomlara uygulanan kuvvete karşı koymasını ifade eder ve bu kuvvetin yönü ve büyüklüğü bellidir. Ancak gerinimde ise deformasyona işaret edilir ve sadece büyüklüğü ifade eder.

Gerinim, plastik veya elastik deformasyon şeklinde meydana gelmektedir. Uygulanan kuvvet cisimde kalıcı deformasyonlar meydana getirdiği zaman plastik deformasyon olarak ifade edilir. Elastik deformasyonda ise değişiklikler geçicidir ve kuvvetin kaldırıldığı zamanda cisim eski şekline dönecektir (97).

2.10.5. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü stresin straine oranını ifade eden bir değerdir. Elastisite modülünü bir cismin sertlik derecesini ifade eder. Elastisite modülü yüksek olan cisimlerin dayanıklılığı yüksek olur (91).

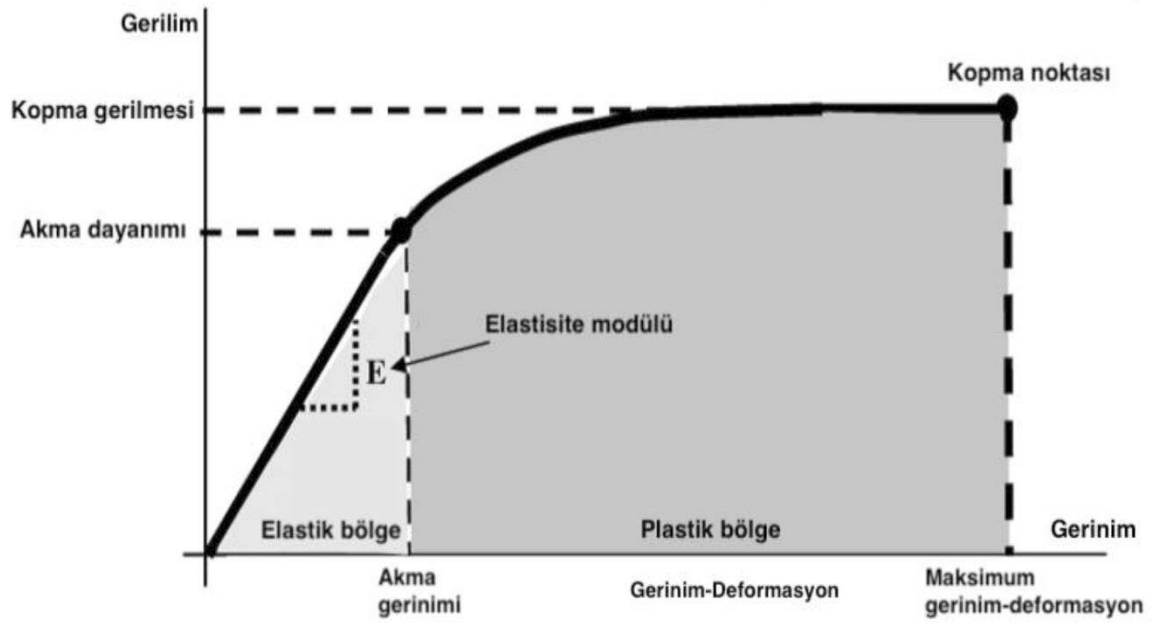
2.10.6. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)

Daha önceden bahsedildiği gibi herhangi bir cisme kuvvet uygulandığı zaman o cisimde elastik veya plastik deformasyonlar meydana gelir. Cisme uygulanan kuvvetin plastik deformasyona yol açtığı nokta cismin elastik limitini ifade eder. Bir başka deyiş ile o noktada kuvvetin kaldırılması cisimde kalıcı değişikliklere yol açmadan cismin eski haline dönmesine yol açar.

Akma dayanımı, orantısallığın bozulduğu noktanın tespiti çok hassas yapılamadığından izafi olarak seçilen kalıcı gerinim değerindeki bir stres olarak belirlenir (95).

2.10.7. Nihai Gerilme (Ultimate Stres)

Bir cisme uygulanan kuvvet maksimum sınırını aşarsa cisimde kopma meydana gelir ve bu noktadaki kuvvet kopma noktası olarak bilinir. Kuvvet tipine göre de maksimum baskı, makaslama veya çekme gerilmesi olarak adlandırılır.



Şekil 2.14 Gerilim-Gerinim Grafiği (14)

2.10.8. Poisson Oranı

Bir cisme uygulanan kuvvet cisim için birden fazla yönde değişikliklere yol açabilir. Örneğin bir cisme çekme kuvveti uygulandığı zaman cisimde hem boy hem en olarak değişikliklere yol açar. Uygulanan kuvvet sonucunda oluşan değişikliğin endeki uzunluğun boydaki uzunluğa göre oranı poisson oranı adlandırılır. Bir cisim için poisson oranı 0.1-0.5 ile arasında değişir ve bu oranlardan daha az veya yüksek olamaz. Bir cisim için ideal poisson oranı 0.25 olarak kabul edilir (98).

2.10.9. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim

Homojen cisimler her noktasında üniform özellik gösterirler (örneğin metal ve seramikler). Tüm yönlerde aynı fiziksel özellikler gösteren cisimlere izotropik, farklı fiziksel özellikler sergileyen materyallere ise anizotropik denir.

İzotropik cisimlerdeki kimyasal bağlanma üniform özellik gösterirken, anizotropik materyalin molekülleri arasında farklı kimyasal bağlanmadan söz edilebilir (99).

2.10.10. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Oral bölgede canlı dokunun ve doku içinde ilişkide bulunan yapılardaki stres miktarının ve dayanıklılık düzeyinin ölçülmesi için birden çok yöntem mevcuttur. Bunların arasında;

- Fotoelastik stres analizi
- Gerilim ölçer kuvvet analizi
- Kırılğan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi
- Holografik interferometri
- Termografik kuvvet analizi
- Radyoteleometri ile kuvvet analizi
- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri sayılabilir (100).

2.10.10.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Değerlendirilmek istenen cismin veya bölgenin fotoelastik madde ile iki veya üç boyutlu modellenmesi yapılır. Rezin içine yerleştirilen modele kuvvet uygulanır ve polarize ışık ile bölgede oluşan stres gözlenebilir hale gelir (101). Bu yöntem; sadece düz modellerde inceleme yapabilmesi ve çözünürlük kalitesinin düşük olması gibi dezavantajlara sahiptir (102).

2.10.10.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet uygulanmış doku ve materyallerde oluşan doğrusal iletimler (elektriksel direnç prensibi kullanarak) gerinim ölçer cihazlar ile kaydedilebilir. Bu şekilde oral bölgede kuvvetlerin in vivo olarak değerlendirilmesi sağlanmış olur (102).

2.10.10.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

İncelenmesi istenilen malzemeye vernik sürülür ve fırına atılır. Malzemenin sertleşmesini takiben incelenmek istenilen kuvvet uygulanır ve vernik üzerinde görülen çatlaklar kuvvetin yönünü ve yoğunlaştığı bölgeleri yansıtır. Bu yöntem, kullanılan malzemenin tekrar kullanılamaması ve canlı dokuya uygulanamaması gibi dezavantajlara sahiptir (100).

2.10.10.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer kullanılarak holografik film üzerine modelin üç boyutlu görüntüsünün kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Oluşan değişiklikler, ışık saçakları şekline dönüştürülerek izlenebilir. Tekrar tekrar kullanım imkanı ve canlı dokuya direkt olarak uygulanabilmesi tekniğin avantajları arasında yer alır. Sadece dişlere uygulanıyor olması ve ufak hareketlere bile hassas olması gibi dezavantajlara sahiptir (103).

2.10.10.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Lord Kelvin'nin kuramına dayanan bu yöntemde, homojen ve izotropik bir maddenin düzenli bir şekilde yüklenmesiyle ısıda oluşan periyodik değişimler, madde ile ilgili noktadaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır (104).

2.10.10.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir donanım ve yazılım cihazı ile elde edilen bilgileri, herhangi bir materyale bağlanmadan aktarma üzerine dayanan bir yöntemdir. Gerinim ölçerle oluşan direnç, farklılıkları voltaj düşmelerine neden olur ve böylece radyotelemetrenin frekansını hareketlendirerek sonuçları oluşturur (104).

2.10.10.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi metodu (SEM) kompleks geometriye sahip yapıları küçük elemanlara bölerek analitik çözümleme yapılmasını sağlayan bir yöntemdir (13). SEM ilk olarak fizik dalında uçak mühendisliği gibi alanlarda kullanılmıştır. SEM'in buradaki amacı kompleks matematik problemlerini basite indirgeyerek çözümünü kolaylaştırmaktır.

SEM uygulamalarında gereken veri toplanması ve çalışma planı yapıldıktan sonra bilgisayar ortamına hemen aktarılması ve sonuç vermesi sayesinde tıp ve diş hekimliğinin çeşitli uzmanlık dallarında kullanılmaya başlanmıştır. SEM, ilk olarak diş hekimliğine Ledley ve Huang tarafından bir diş modeli tasarlanması ile girmiştir. 1973'te Tesk ve Widera'nın implant ve kemiğin çevresinde oluşan stresin ölçümü ile implantolojide kullanılmaya başlanmıştır (105). SEM'in bu alanda kullanımını

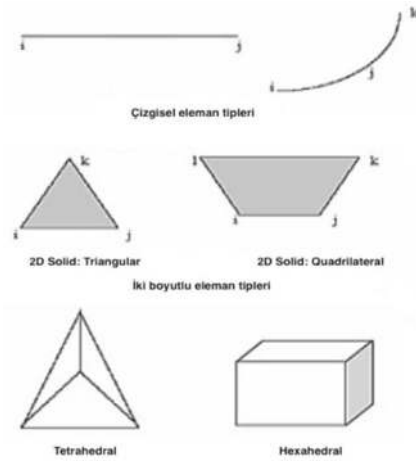
sağlayan en önemli avantajı üç boyutlu modellemelerin yansıtılmasında gerçeğe çok yakın değerler vermesidir (13).

SEM çalışmaları genel olarak üç temel aşamada gerçekleşir:

- Hazırlık Aşaması: Bu aşamada planlanan çalışmanın verilerini elde etmek için elemanların bilgisayarlı tomografi ve/veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri ile taraması gerçekleşir ve daha sonra analiz yapılacak bilgisayara aktarılır. İncelenecek olan yapıların iki ve üç boyutlu modellemeleri bilgisayara aktarılır ve buna ilave olarak materyallerin özellikleri, yükleme senaryoları ve bu yüklemenin sınır koşulları aktarılır. Bir materyal için elastik model ile poisson oranının tanıtılması materyalin özelliklerini yansıtmada ana faktörlerdir (106).
- Verilerin İşleme Aşaması: Bu aşamada aktarılan veriler çeşitli matematiksel hesaplama yöntemleri ile işlenir.
- Sonuç Aşaması: İşlenmiş verilerden elde edilen sonuçların ortaya konduğu aşamadır. Sonuçların gerçeği en yakın şekilde yansıtılması için mümkün olduğu kadar çok veri girişi ve hassas taramalar yapılmalıdır (102).

Veri girişin çeşitlendirilmesi için mümkün olduğu kadar eleman girişi yapılmalıdır, bu elemanları çeşitli şekillerde yansıtmak mümkündür;

- Lineer Elemanlar: Düğüm noktasında uç uca yerleştirirler.
- İki Boyutlu Katı Elemanlar: Genişlik olarak sabit olan düz yüzeylere sahip elemanlardır.
- Üç boyutlu Katı Elemanlar: Dört veya altı yüzeyi sahip elemanlardır (96).



Şekil 2.15. Eleman Çeşitleri (96)

Elemanların birbirinden ayrışması modelin ağ yapısını oluşturur, birbirlerine ‘düğüm’ ile bağlanması sonucunda ise geometrik şekilleri meydana getirirler.

SEM kullanımı diğer ölçüm metotlarına kıyasla birçok üstünlüğüne sahiptir.

Bunlar şu şekilde sıralanabilirler:

- Gerçeğe yakın modelleme ve sonuçların elde edilmesi,
- Elde edilen modeldeki her bir birimin nicel ve nitel özelliklerinin izlenebilmesi,
- Uygulanan kuvvetin şiddet ve yön senaryolarının detaylıca incelenebilmesi ve ihtiyaç durumunda kolaylıkla değiştirebilmesi,
- Uygulama senaryolarını daha iyi kavramak için kolaylıkla tekrarlama olanağı sunması ve
- Hem statik hem de dinamik analiz olanağı bulunması (107–109).

Bunun yanında SEM, aşağıda sıralandığı gibi bazı dezavantajlara da sahiptir:

- Yüksek performanslı bilgisayar ekipmanı gereksinimi
- Veri girişlerindeki hatalara hassas yanıt vermesi ve sonuçların yanlış yorumlanması
- Veri girişi tamamen araştırmaya bağlı olduğu için hata yapma payının düşük olmaması
- Kas ve ligamentlerin ağız içindeki etkilerinin birebir modele yansıtmasının olanaksız olması ve bu nedenle sonuçlarda hatalara yol açabilmesi (109–111) .

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tempa Mühendislik iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

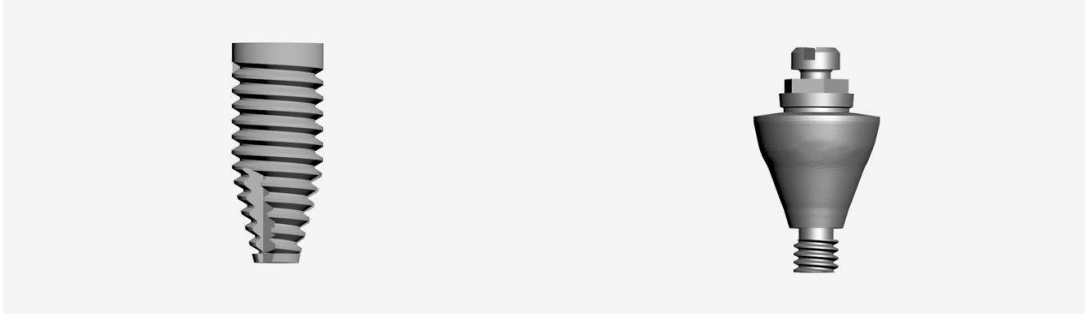
Tomografi verisinden.stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

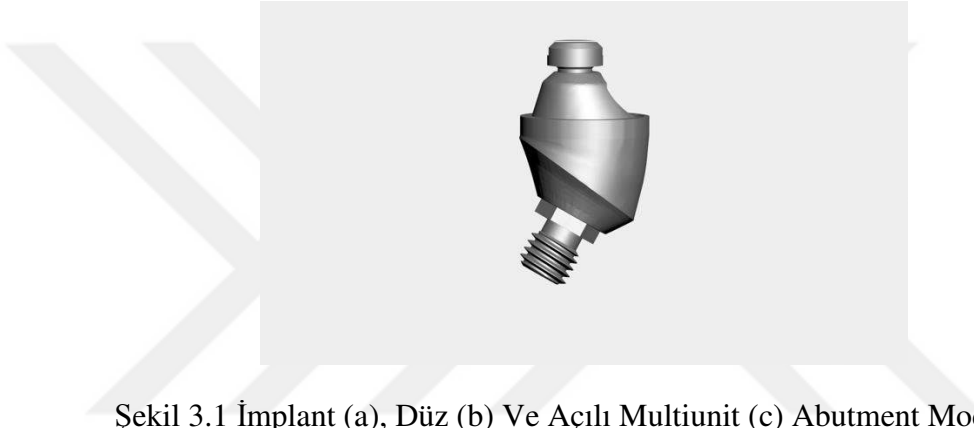
Çalışmada kullanılan NobelParallel Conical Connection TiUltra implant ve Multi-unit Xeal abutment ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Protez parçaları (metal alt yapı ve protez) ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

a) İmplant

b) Düz Multiunit Abutment



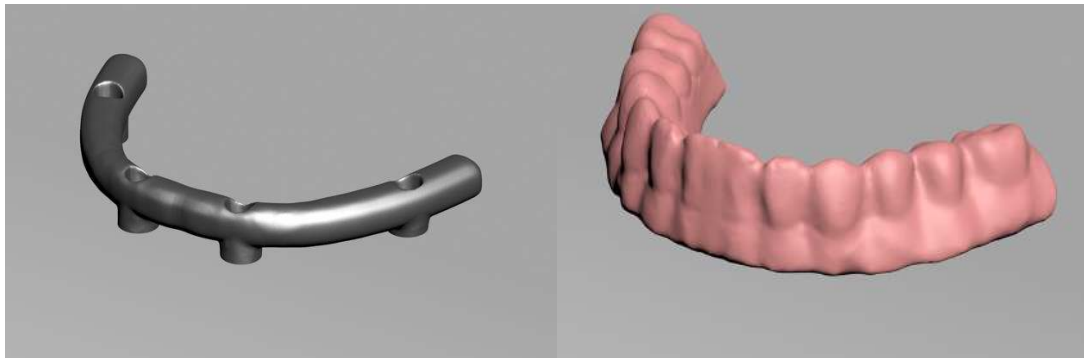
c) Açılı Multiunit Abutment



Şekil 3.1 İmplant (a), Düz (b) Ve Açılı Multiunit (c) Abutment Modelleri

a) Metal Üst Yapı

b) Akrilik Üst Yapı



Şekil 3.2. Metal (a) ve Akrilik (b) Üst Yapının Modellenmesi

3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

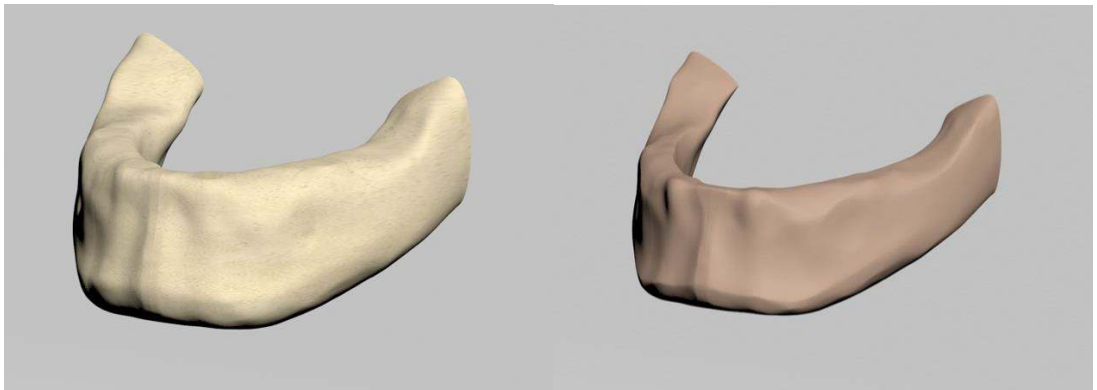
Çalışmada kullanılan tam dişsiz atrofik mandibula kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin hastanın bilgisayarlı tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki tomografi verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun atrofik mandibula kortikal geometrisi modellenmiştir. Kortikal kemik (D2 kemik) kalınlığı 1.5 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu mandibula kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.

a) Kortikal Kemik

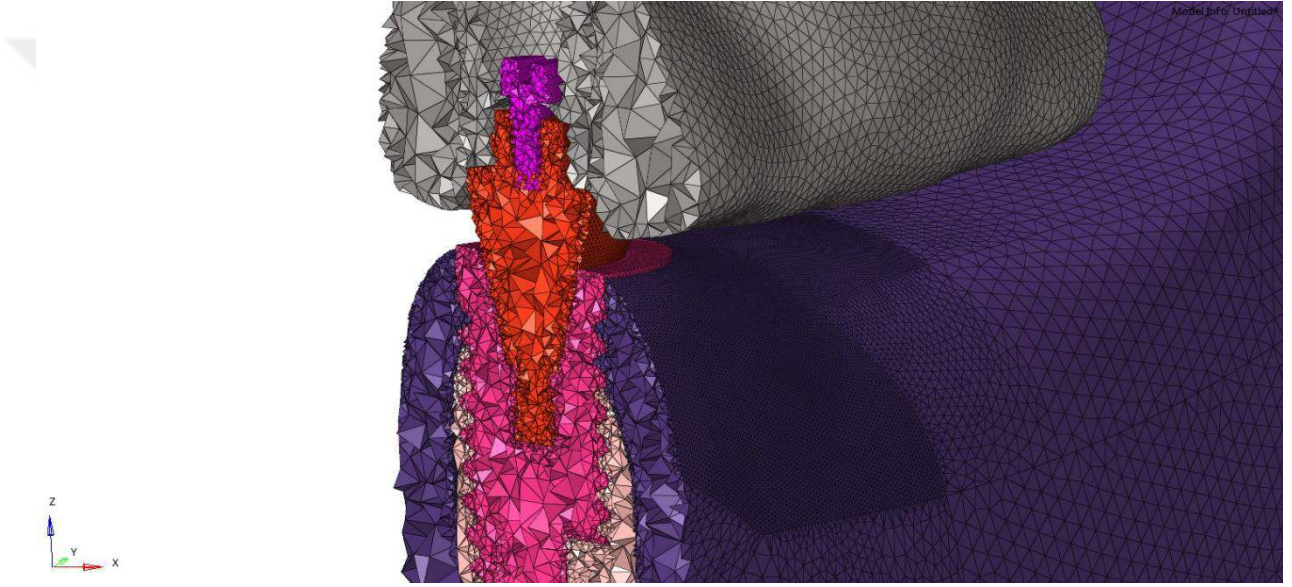
b) Spongiyöz Kemik



Şekil 3.3 Kortikal ve Spongiyöz Kemiğin Modellenmesi

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.



Şekil 3.4. Matematiksel Model

3.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal ve görsel olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.1. Malzeme Özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Titanium	103400	0.35
Bar (CrNi)	220000	0.33
Protez (Akrilik)	3000	0.35
Kortikal	13700	0.3
Trabekuler	1370	0.3
Kortikal (osteoporoz)	9042	0.3
Trabeküler (osteoporoz)	452	0.3

3.5. Çalışma Modellerinin Dizaynı

Total dişsiz mandibulaya hibrit protez tasarımıyla üç farklı çapa sahip 4 adet implantın, posterior implant yerleşimi 30 derece ile açılı (A) ve düz (B) olacak şekilde, implant boyların tümünün 11.5 mm olarak tasarlandığı kemik yapısının normal ve osteoporozlu bireyi temsil ettiği modeller için vertikal ve oblik olmak üzere iki tip yükleme senaryosu olup toplamda on iki modelin yirmi dört lineer analiz gerçekleştirilmiştir. Modeller aşağıdaki gibi dizayn edilmiştir:

- Model 1-A: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemede oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının normal ve osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.

- Model 1-B: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 2-A: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 2-B: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 3-A: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4.3 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 3-B: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4.3 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 4-A: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4.3 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 4-B: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4.3 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 5-A: Posterior implantların açılı 30 derece yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.

- Model 5-B: Posterior implantların açılı 30 derece yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 6-A: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 6-B: Posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 7-A: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 7-B: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 8-A: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 8-B: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 3.75 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 9-A: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 9-B: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemde oblik

kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.

- Model 10-A: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemeye vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 10-B: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 4 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemeye vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 11-A: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemeye oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 11-B: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemeye oblik kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.
- Model 12-A: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemeye vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının sağlıklı bireyin temsil edildiği model.
- Model 12-B: Posterior implantların düz yerleştirildiği, 4 implant çaplarının 5 mm olduğu, tüm implantların uzunluğunun 11.5 mm olduğu, yüklemeye vertikal kuvvet uygulandığı ve kemik yapısının osteoporozlu bireyin temsil edildiği model.

Tablo 3.2. Sağlık ve Osteoporozlu Hastalarda Çalışma Modelleri

Modelin Adı	Posterior İmplantın Açısı	İmplantların Çapı (mm)	Kuvvetin Yönü	Kemiğin Durumu
Model 1-A	30° Açılı	3.75	Oblik	Sağlıklı
Model 1-B	30° Açılı	3.75	Oblik	Osteoporozlu
Model 2-A	30° Açılı	3.75	Vertikal	Sağlıklı
Model 2-B	30° Açılı	3.75	Vertikal	Osteoporozlu
Model 3-A	30° Açılı	4.3	Oblik	Sağlıklı
Model 3-B	30° Açılı	4.3	Oblik	Osteoporozlu
Model 4-A	30° Açılı	4.3	Vertikal	Sağlıklı
Model 4-B	30° Açılı	4.3	Vertikal	Osteoporozlu
Model 5-A	30° Açılı	5	Oblik	Sağlıklı
Model 5-B	30° Açılı	5	Oblik	Osteoporozlu
Model 6-A	30° Açılı	5	Vertikal	Sağlıklı
Model 6-B	30° Açılı	5	Vertikal	Osteoporozlu
Model 7-A	Düz	3.75	Oblik	Sağlıklı
Model 7-B	Düz	3.75	Oblik	Osteoporozlu
Model 8-A	Düz	3.75	Vertikal	Sağlıklı
Model 8-B	Düz	3.75	Vertikal	Osteoporozlu
Model 9-A	Düz	4.3	Oblik	Sağlıklı
Model 9-B	Düz	4.3	Oblik	Osteoporozlu
Model 10-A	Düz	4.3	Vertikal	Sağlıklı
Model 10-B	Düz	4.3	Vertikal	Osteoporozlu
Model 11-A	Düz	5	Oblik	Sağlıklı
Model 11-B	Düz	5	Oblik	Osteoporozlu
Model 12-A	Düz	5	Vertikal	Sağlıklı
Model 12-B	Düz	5	Vertikal	Osteoporozlu

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Yükleme senaryoları 4-5-6 dişler üzerinden alansal yükleme ile her bir diş 50’şer N olmak üzere tek taraflı toplamda 150 N olarak uygulanmıştır. Vertikal yükleme dişlerin fossasından; oblik yükleme ise dişlerin lingual kaspından 30 derece eğimli şekilde uygulanmıştır. Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

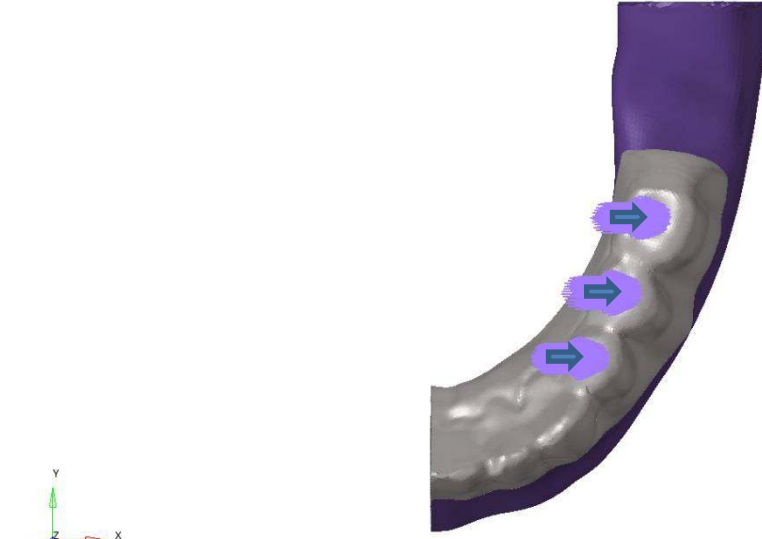
Modeller kortikal ve trabeküler kemiğin kemiğin alt ve arka bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan bütün parçalara; X eksenini normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.

Yükleme Senaryosu:



Şekil 3.5.A Vertikal Yükleme-



Şekil 3.5.B Oblik Yükleme

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan üç farklı analiz modeli için bilgiler tablo 3.3'te paylaşılmıştır.

Tablo 3.3. Total Düğüm ve Eleman Sayıları

	Açılı 5mm	Açılı 4.3 mm	Açılı 3.75 mm	Düz 5mm	Düz 4.3 mm	Düz 3.75 mm
Total # of Nodes	612874	582462	524624	610320	572072	556351
Total # of Elements	2498149	2381287	2145481	2496276	2345253	2290332

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde temas bulunan tüm bölgelerde (kortikal-trabeküler kemik ara yüzü, implant-kemik kontak bölgesi, implant-abutment ve vida bağlantıları, abutment-vida-bar temas yüzeyleri) FREEZE tipi kontak tanımlı gerçekteştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.



4. BULGULAR

Kullanılan analizde stres değerleri; kemik dokuda kortikal ve trabeküler kemikte minimum asal stres (Pmin) ve maksimum asal stres (Pmax) değerleri, implant üzerinde ise Von mises stres (VMS) değerleri hesaplandı.

- Kemik dokusunda ölçülen Pmax değerleri incelendiğinde osteoporozlu hastlarda stres değerleri sağlıklı bireye göre daha fazladır. Ölçülen en yüksek değeri 5,2 MPa olarak model 2-B’de tespit edildi.
- Kemik dokusunda ölçülen Pmin değerleri ise osteoporozlu hastlarda stres değerleri sağlıklı bireye göre daha fazladır. Ölçülen en yüksek değeri -39 MPa olarak model 1-B’de tespit edildi.
- İmplantlarda oluşan VMS değerlerinin incelendiğinde posterior yerleşimli implantlar anterior implantlara göre daha fazla stres değerine sahip oldukları tespit edildi. Ayrıca osteoporozlu hastlarda VMS değerleri sağlıklı bireye göre daha yüksek ölçüldü. Posterior implantlarda en büyük VMS değeri 38 MPa olarak model 1-B’de tespit edildi, anterior implantlarda ise en büyük VMS değeri 9,1 MPa olarak model 2-B’de tespit edildi.
- İmplant çaplarının değerlendirilmesinde VMS, Pmax ve Pmin ve stres değerlerinin ölçümünde dar implantlarda geniş implantlara göre daha yüksek stres değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir.
- Yükleme koşulunun değerlendirilmesinde VMS, Pmax ve Pmin ve stres değerlerinin ölçümünde oblik yüklemelerde vertikal yüklemelere göre daha yüksek stres değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir.
- Kemiğin durumunun değerlendirilmesinde VMS, Pmax ve Pmin ve stres değerlerinin ölçümünde osteoporozlu bireylerin sağlıklı bireylere göre daha yüksek stres değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir.
- İmplant gövdesine gelen kuvvetleri en büyük kısmı boyun bölgelerinde birikmektedir.

Her bir model üzerindeki tüm stres dağılımları renkler ile gösterilmiştir. Karşılaştırılmaları grafik ile değerler ayrıca gösterilmiştir.

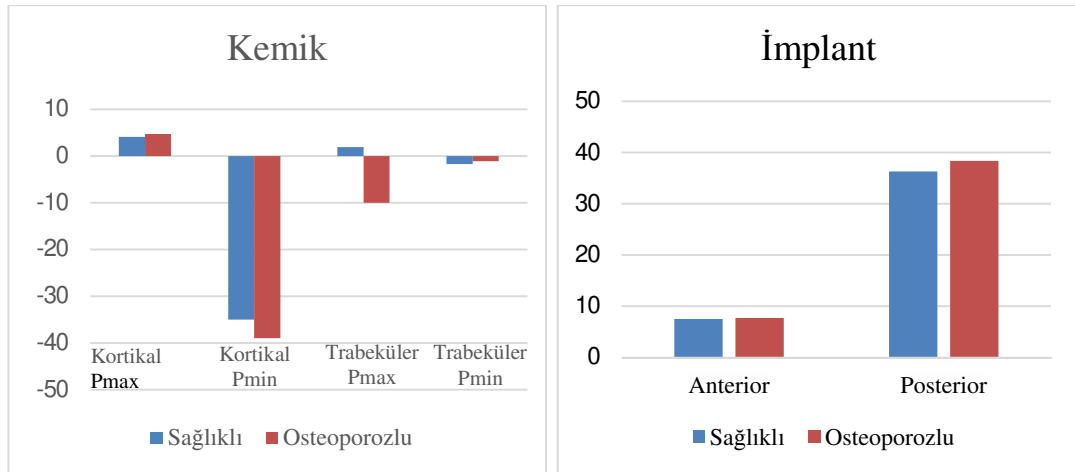
4.1 Model 1'in Stres Değerleri:

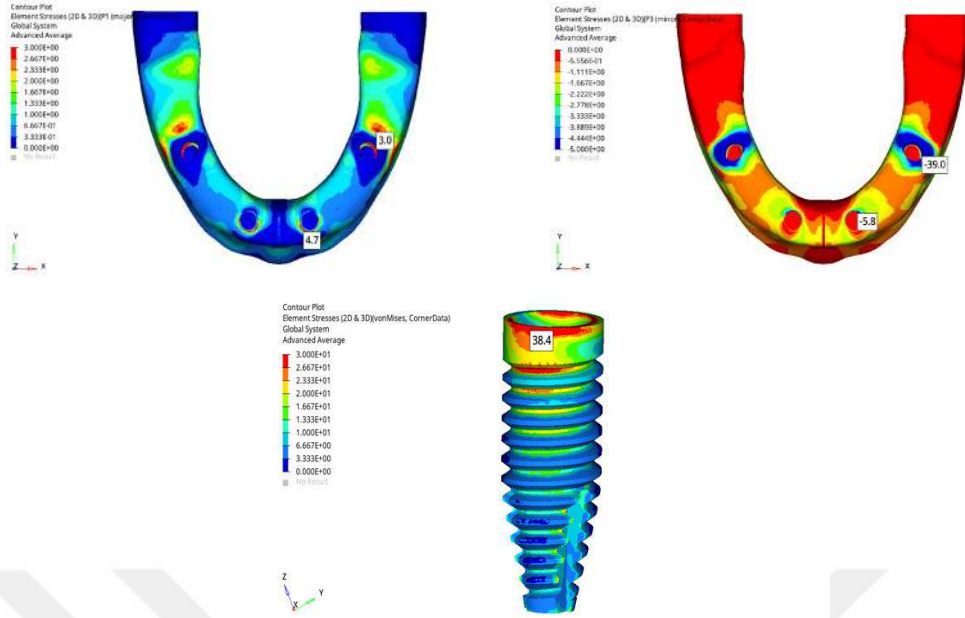
Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde 4,7 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -39 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 38,4 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.1. Model 1'in Stres değerleri

			Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises		7,5	7,7
	Posterior İmplantta Von Mises		36,3	38,4
Kemik	Kortikal	Pmax	4,1	4,7
		Pmin	-35	-39
	Trabeküler	Pmax	1,9	1,6
		Pmin	-1,7	-1,1

Tablo 4.2. Model 1'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü





Şekil 4.1. Model 1'in Stres Değerlerinin Dağılımı

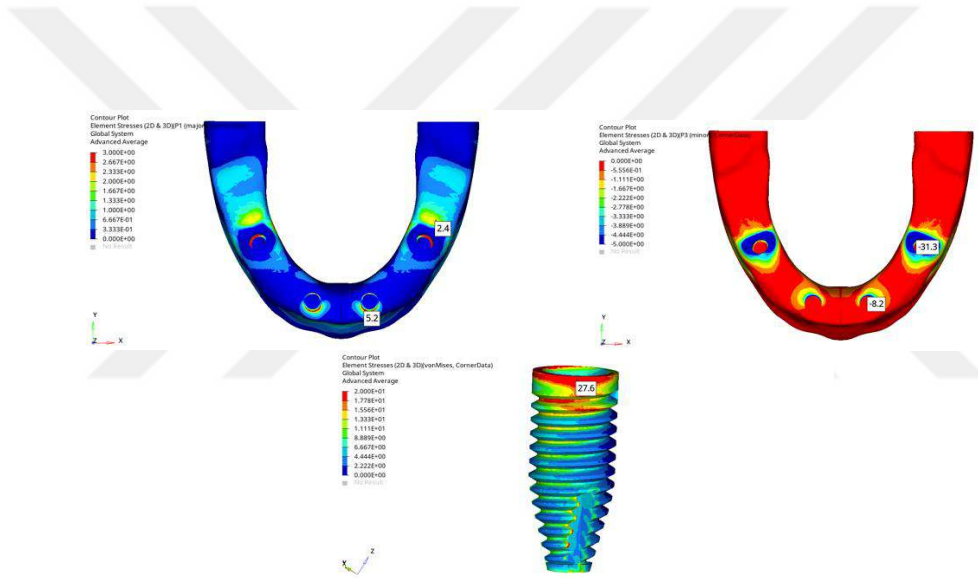
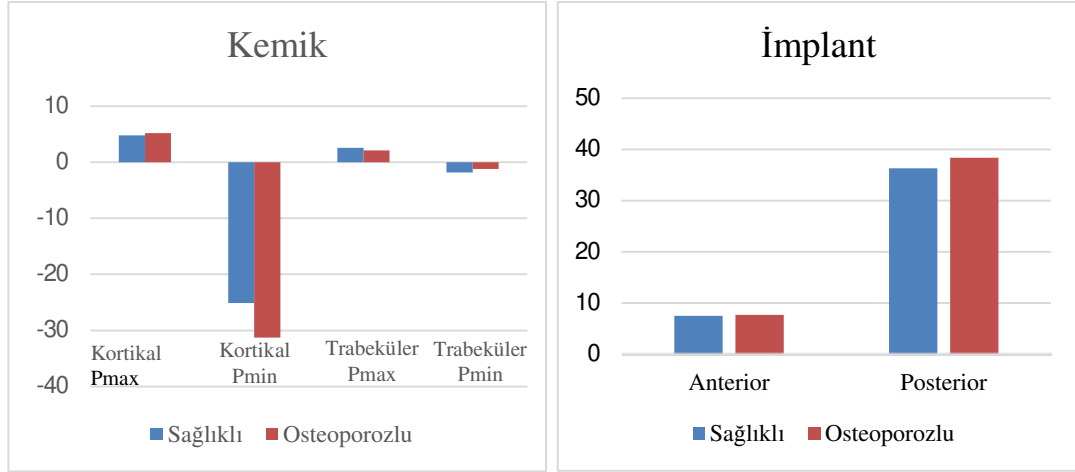
4.2 Model 2'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde 5,2 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -31,3 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 27,6 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.3. Model 2'in Stres değerleri

			Sağlıklı (A)	Osteoporozlu. (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises		7,7	9,1
	Posterior İmplantta Von Mises		22,1	27,6
Kemik	Kortikal	Pmax	4,8	5,2
		Pmin	-25,1	-31,3
	Trabeküler	Pmax	2,6	2,1
		Pmin	-1,8	-1,2

Tablo 4.4. Model 2'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



Şekil 4.2. Model 2'in Stres Değerlerinin Dağılımı

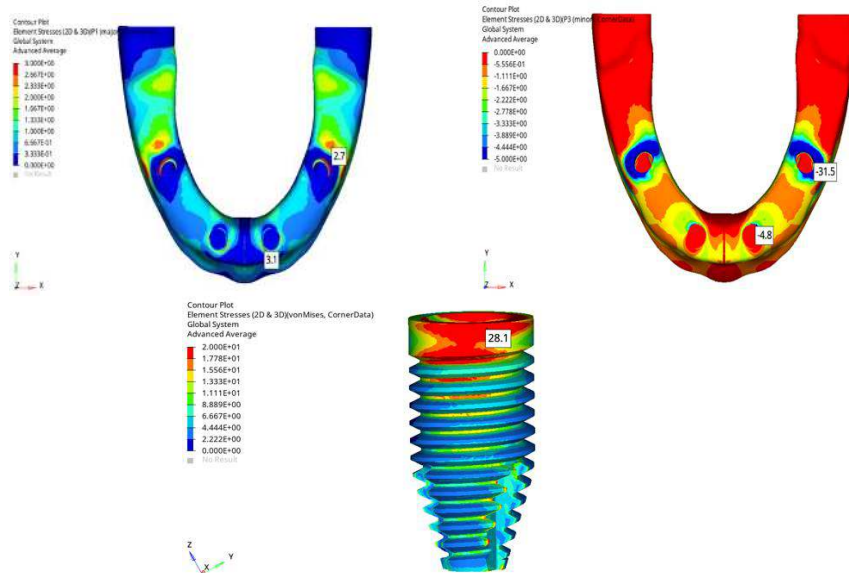
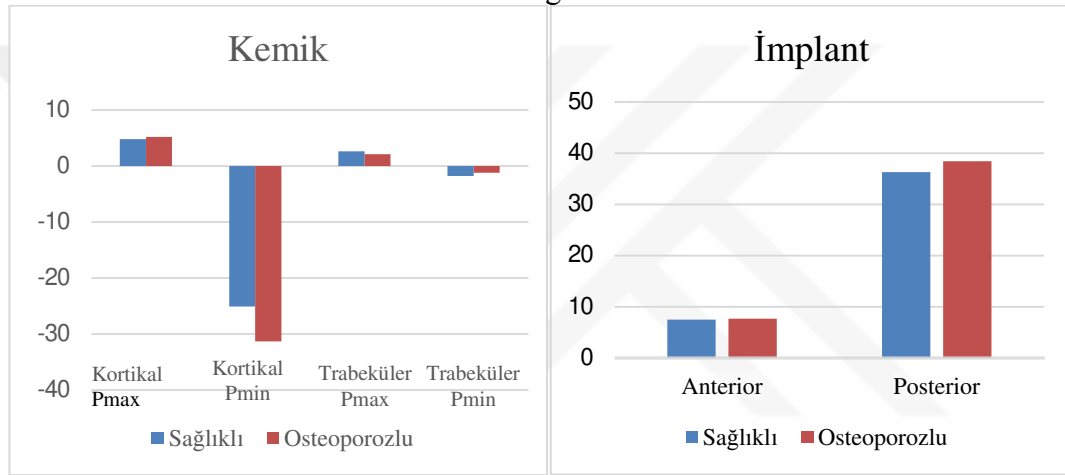
4.3 Model 3'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde 3,1 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -31,5 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 28,1 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.5. Model 3'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	5,3	5,7
	Posterior İmplantta Von Mises	24,1	28,1
Kemik	Kortikal	Pmax	2,5
		Pmin	-26,4
	Trabeküler	Pmax	1,9
		Pmin	-1,5

Tablo 4.6. Model 3'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



Şekil 4.3. Model 3'in Stres Değerlerinin Dağılımı

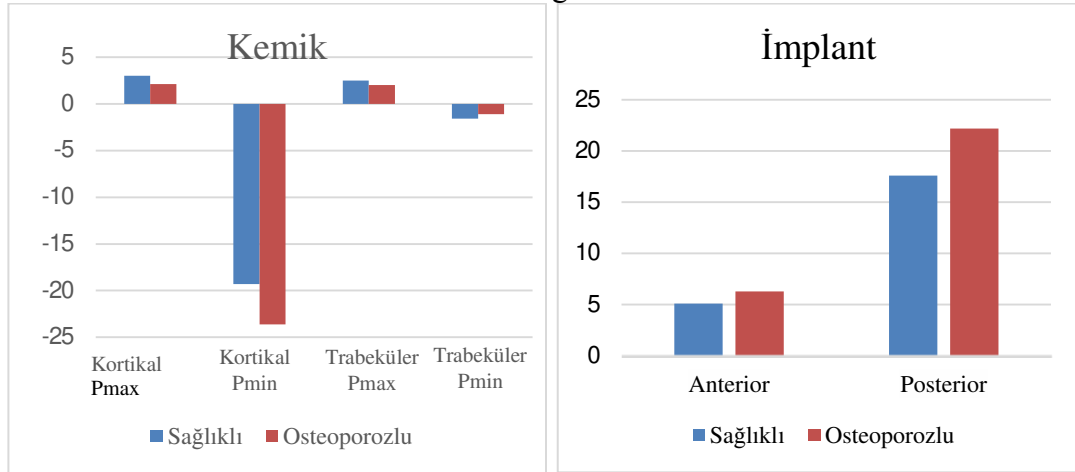
4.4 Model 4'in Stres Değerleri:

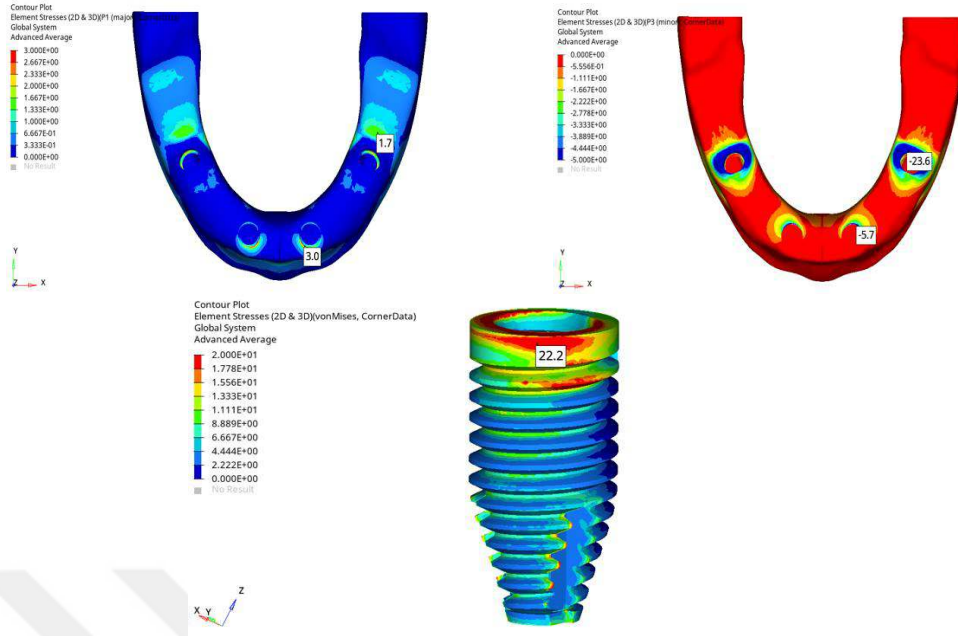
Kemikte en büyük Pmax değeri sağlıklı hastanın kortikal kemiğinde 3 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -23,6 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 22,2 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.7. Model 4'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	5,1	6,3
	Posterior İmplantta Von Mises	17,6	22,2
Kemik	Kortikal	Pmax	2,1
		Pmin	-23,6
	Trabeküler	Pmax	2
		Pmin	-1,1

Tablo 4.8. Model 4'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü





Şekil 4.4. Model 4'in Stres Değerlerinin Dağılımı

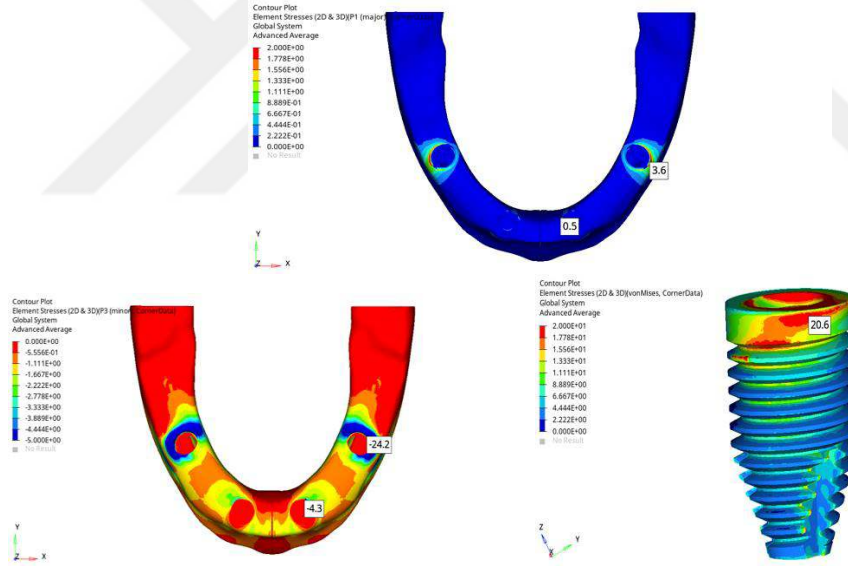
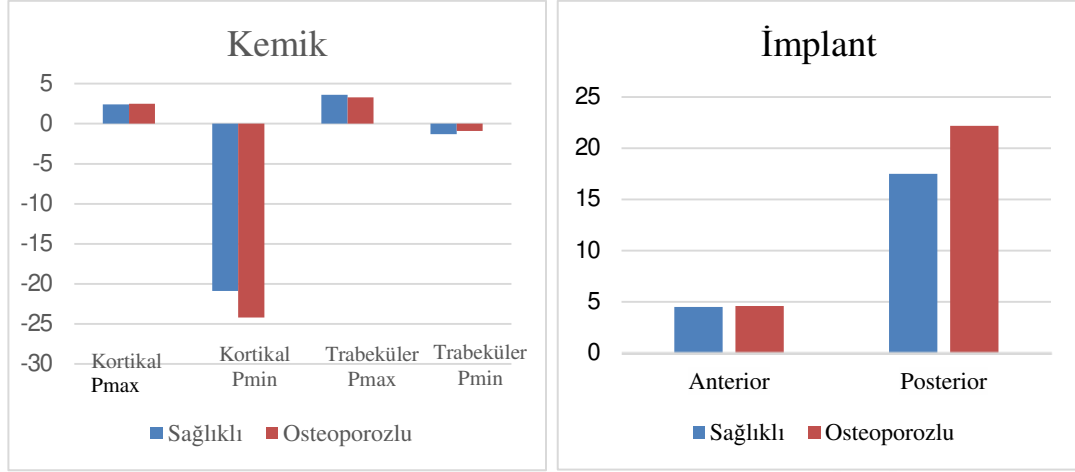
4.5 Model 5'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri sağlıklı hastanın trabeküler kemiğinde 3,6 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -24,2 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 22,2 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.9. Model 5'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	4,5	4,6
	Posterior İmplantta Von Mises	17,5	20,6
Kemik	Kortikal	Pmax	2,4
		Pmin	-20,9
	Trabeküler	Pmax	3,6
		Pmin	-1,3

Tablo 4.10. Model 5'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



Şekil 4.5 Model 5'in Stres Değerlerinin Dağılımı

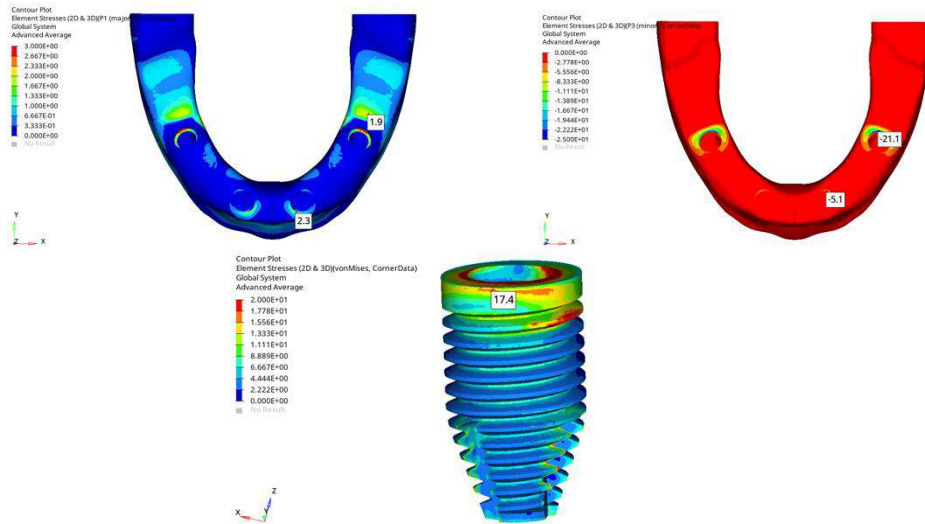
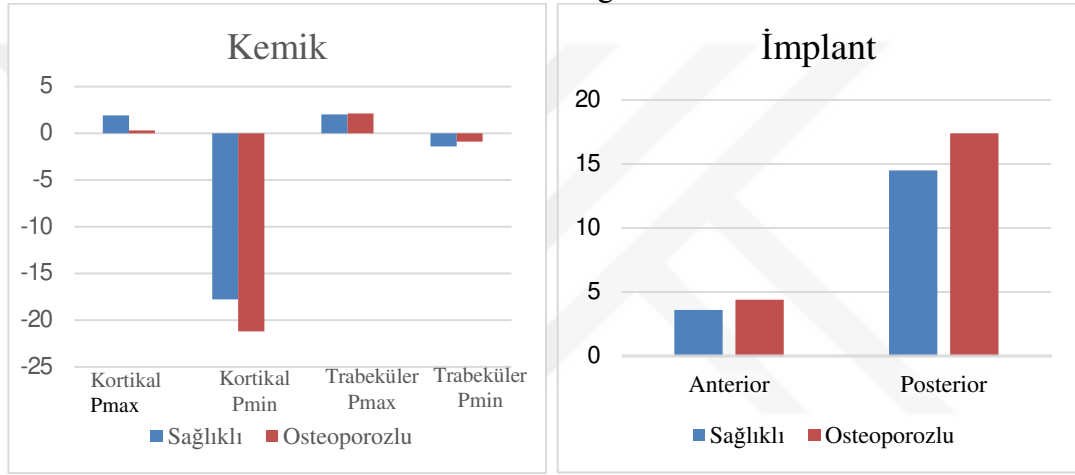
4.6 Model 6'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde 2,3 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -21,1 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 17,4 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.11 Model 6'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	3,6	4,4
	Posterior İmplantta Von Mises	14,5	17,4
Kemik	Kortikal	Pmax	1,9
		Pmin	-17,8
	Trabeküler	Pmax	2
		Pmin	-1,4

Tablo 4.12. Model 6'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



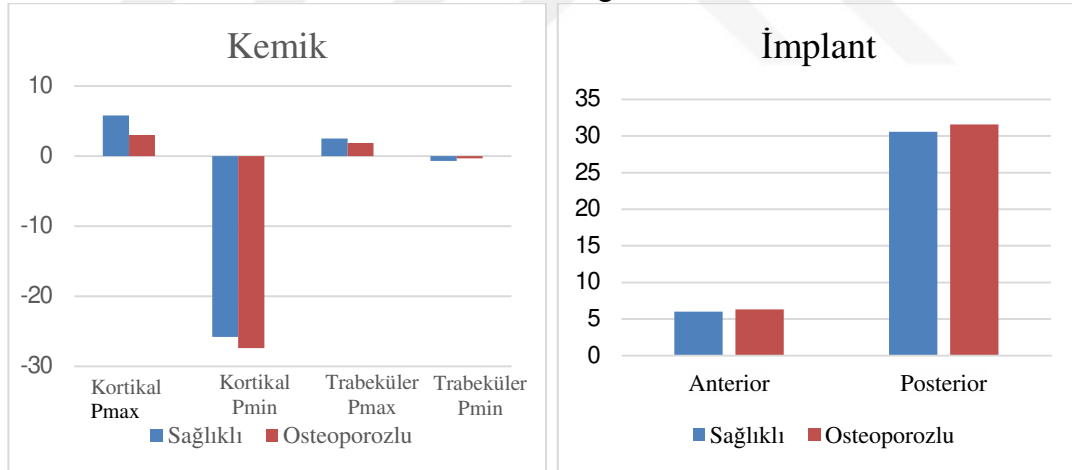
4.7 Model 7'in Stres Değerleri:

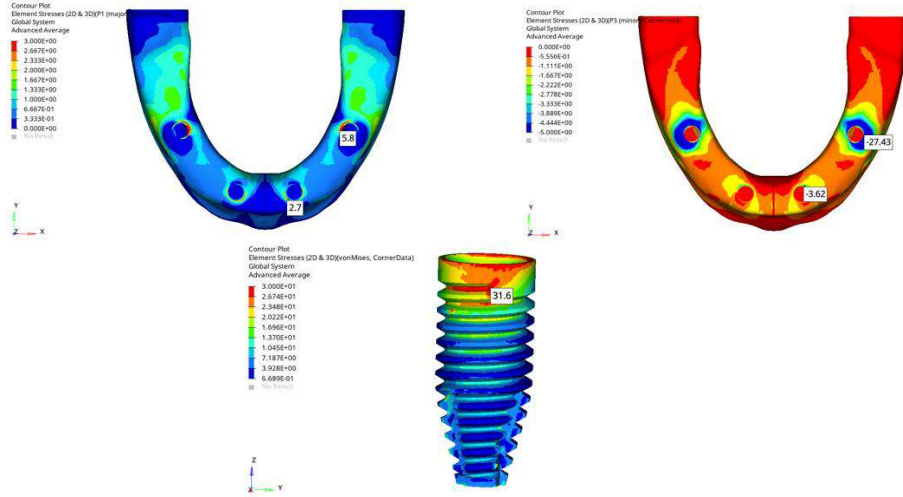
Kemikte en büyük Pmax değeri sağlıklı hastanın kortikal kemiğinde 5,8 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -27,4 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 31,6 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.13. Model 7'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	6	6,3
	Posterior İmplantta Von Mises	30,6	31,6
Kemik	Kortikal	Pmax	5,8
		Pmin	-25,8
	Trabeküler	Pmax	2,5
		Pmin	-0,7

Tablo 4.14. Model 7'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü





Şekil 4.7. Model 7'in Stres Değerlerinin Dağılımı

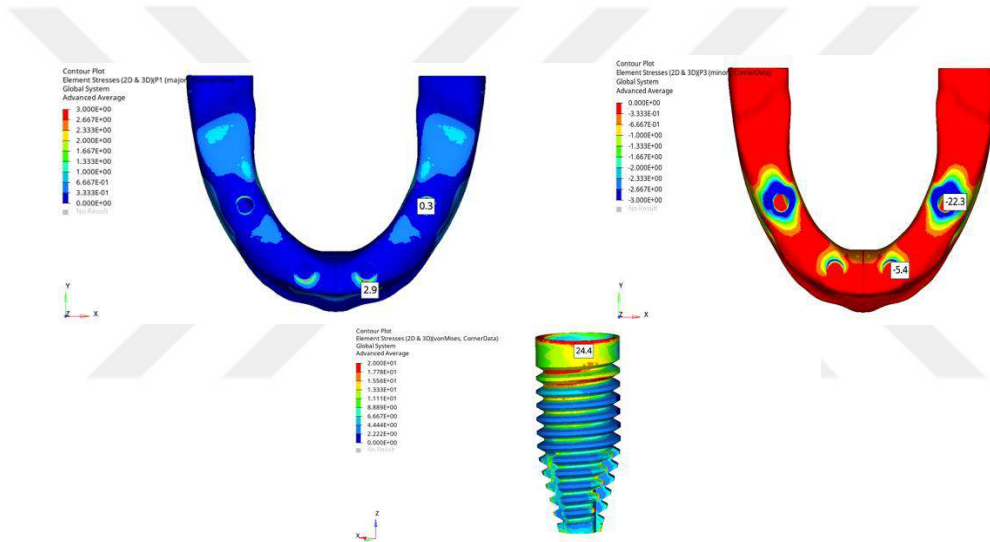
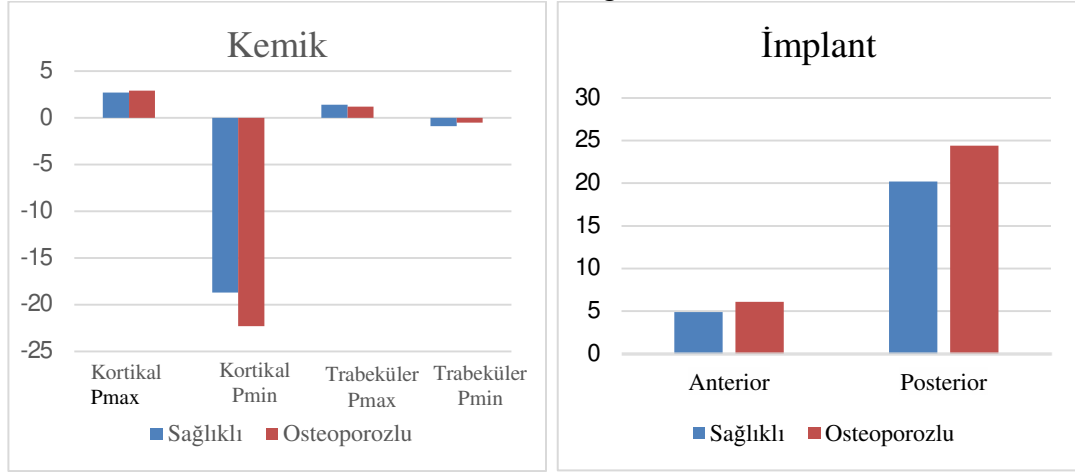
4.8 Model 8'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde 2,9 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -22,3 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 24,4 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.15 Model 8'in Stres değerleri

			Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises		4,9	6,1
	Posterior İmplantta Von Mises		20,2	24,4
Kemik	Kortikal	Pmax	2,7	2,9
		Pmin	-18,7	-22,3
	Trabeküler	Pmax	1,4	1,2
		Pmin	-0,9	-0,5

Tablo 4.16. Model 8'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



Şekil 4.8. Model 8'in Stres Değerlerinin Dağılımı

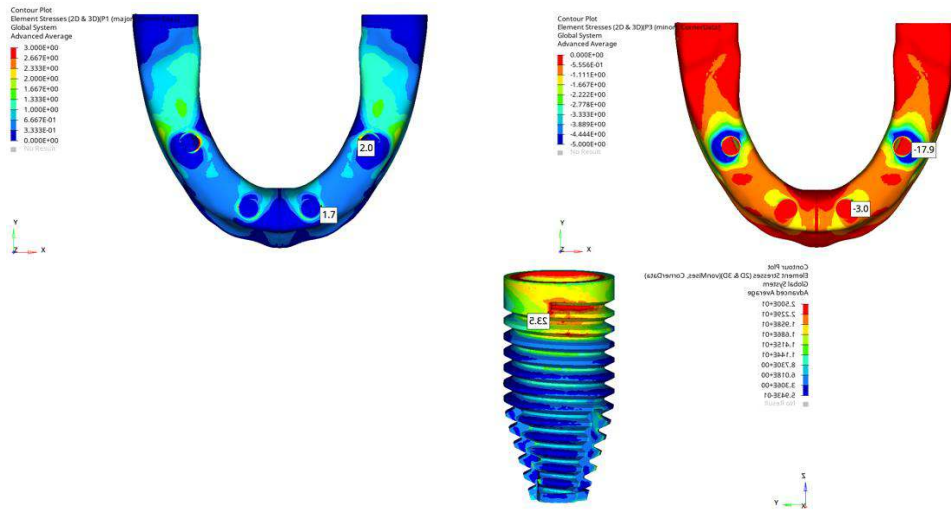
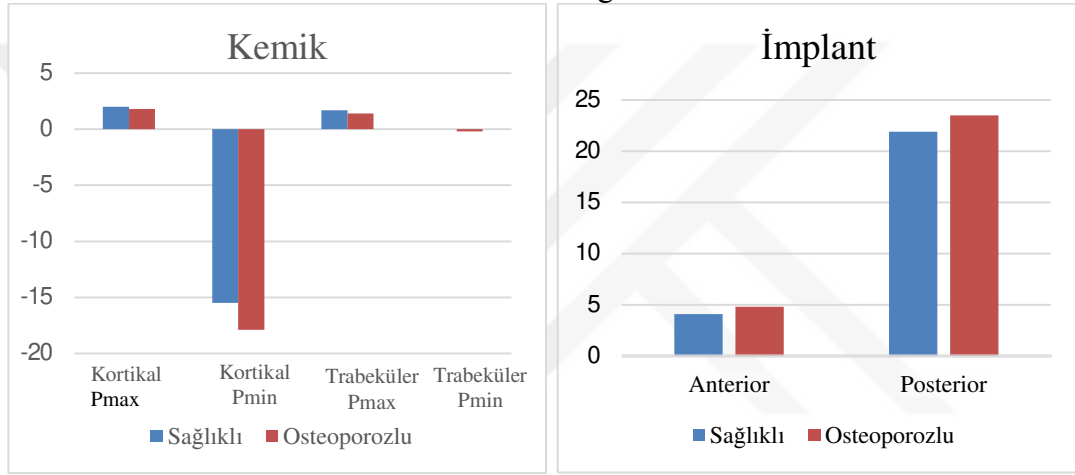
4.9 Model 9'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri sağlıklı hastanın kortikal kemiğinde 2 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -23,5 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 23,5 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.17. Model 9'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	4,1	4,8
	Posterior İmplantta Von Mises	21,9	23,5
Kemik	Kortikal	Pmax	1,8
		Pmin	-17,9
	Trabeküler	Pmax	1,4
		Pmin	-0,2

Tablo 4.18. Stres Model 9'in Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



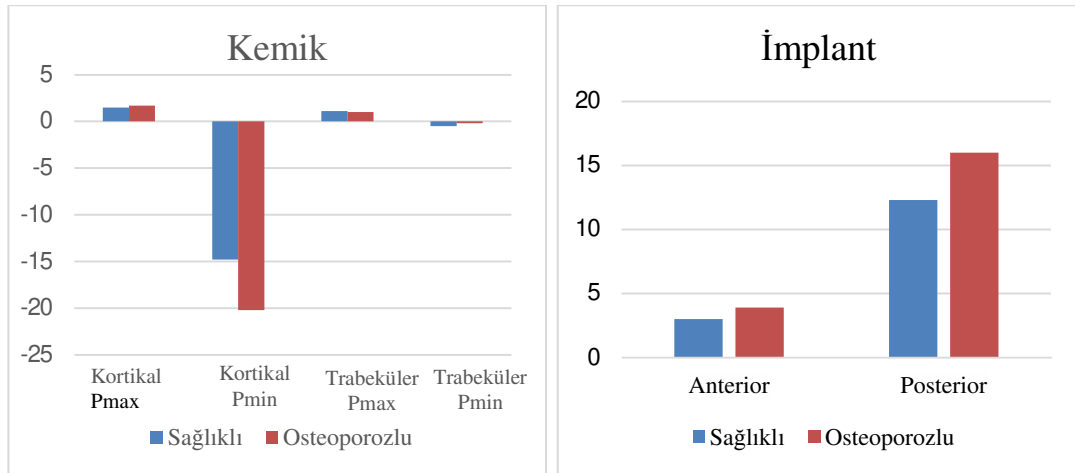
4.10 Model 10'in Stres Değerleri:

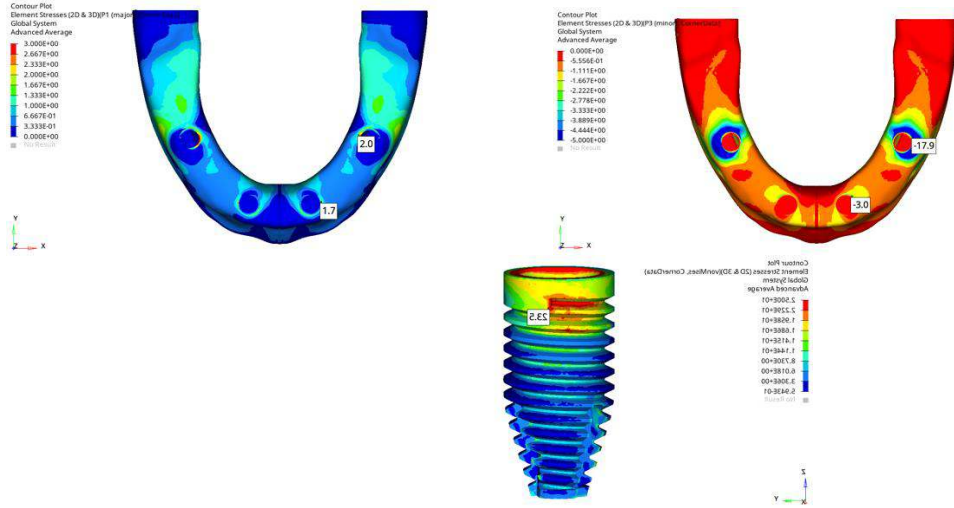
Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde 1,7 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -20,2 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 16 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.19. Model 10'in Stres değerleri

			Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises		3	3,9
	Posterior İmplantta Von Mises		12,3	16
Kemik	Kortikal	Pmax	1,5	1,7
		Pmin	-14,8	-20,2
	Trabeküler	Pmax	1,1	1
		Pmin	-0,5	-0,2

Tablo 4.20. Model 10'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü





Şekil 4.10. Model 10'in Stres Değerlerinin Dağılımı

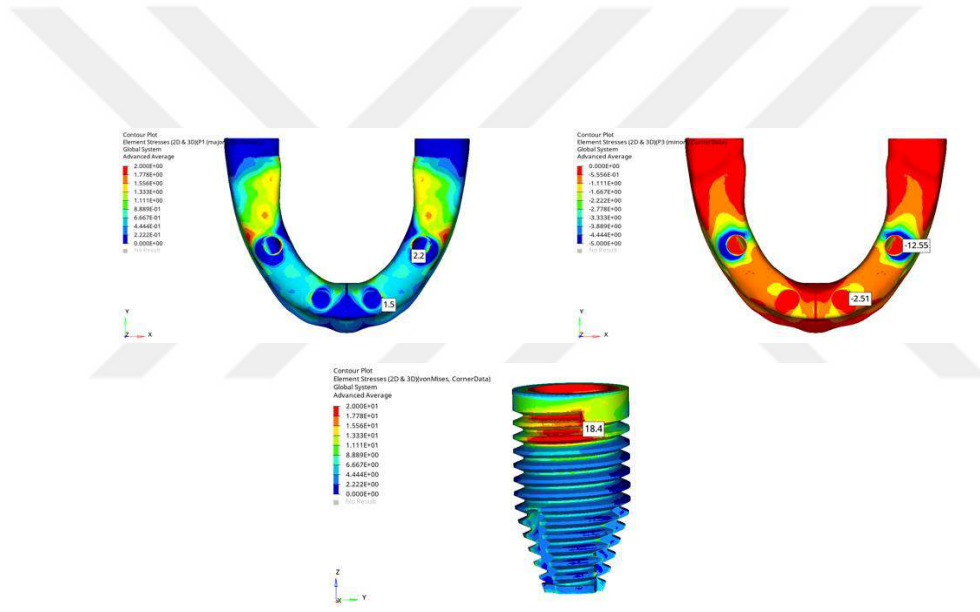
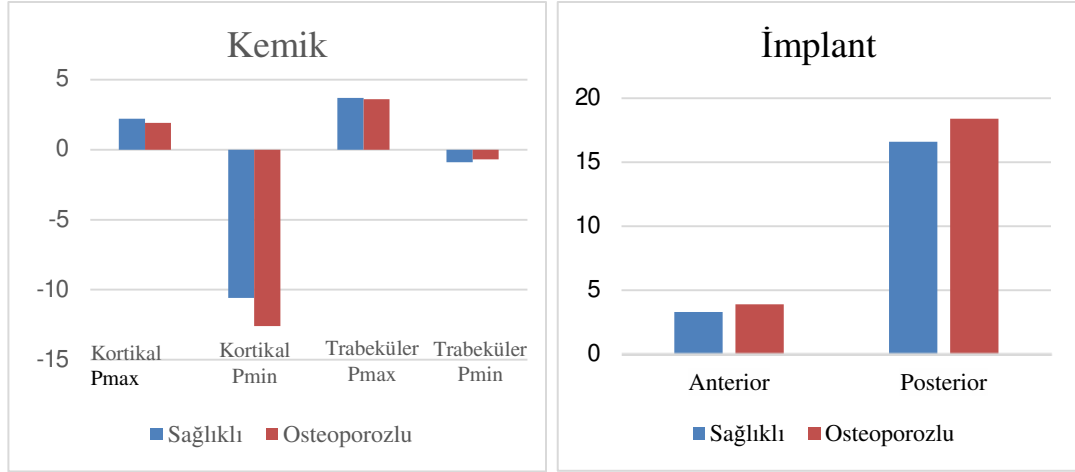
4.11 Model 11'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri sağlıklı hastanın kortikal kemiğinde 2,2 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -12,6 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 18,4 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.21. Model 11'in Stres değerleri

			Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises		3,3	3,9
	Posterior İmplantta Von Mises		16,6	18,4
Kemik	Kortikal	Pmax	2,2	1,9
		Pmin	-10,59	-12,6
	Trabeküler	Pmax	3,7	3,6
		Pmin	-0,9	-0,7

Tablo 4.22. Model 11'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



Şekil 4.11. Model 11'in Stres Değerlerinin Dağılımı

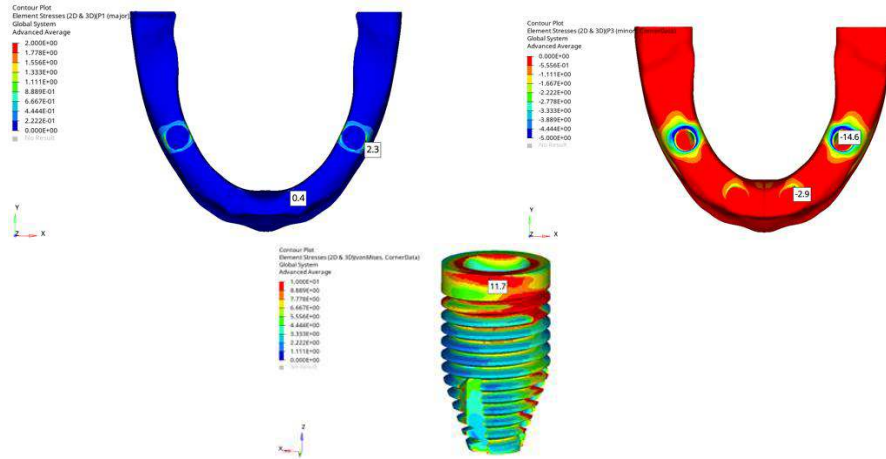
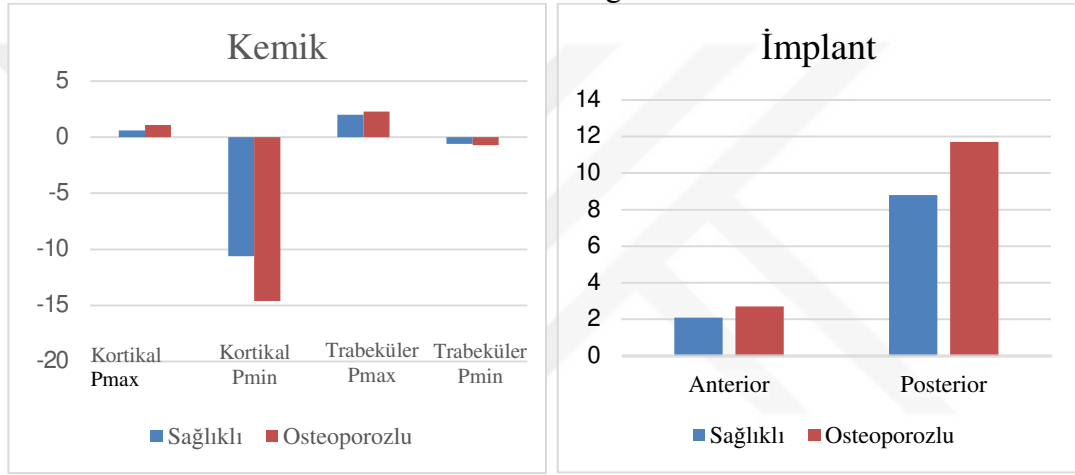
4.12 Model 12'in Stres Değerleri:

Kemikte en büyük Pmax değeri osteoporozlu hastanın trabeküler kemiğinde 2,3 MPa olarak, en büyük Pmin ise osteoporozlu hastanın kortikal kemiğinde -14,6 MPa olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri osteoporozlu hastada posterior implantta 11,7 Mpa olarak ölçüldü.

Tablo 4.23. Model 12'in Stres değerleri

		Sağlıklı (A)	Osteoporozlu (B)
İmplant	Anterior İmplantta Von Mises	2,1	2,7
	Posterior İmplantta Von Mises	8,8	11,7
Kemik	Kortikal	Pmax	0,6
		Pmin	-10,6
	Trabeküler	Pmax	2
		Pmin	-0,3

Tablo 4.24. Model 12'in Stres Değerlerinin Grafikteki Görüntüsü



Şekil 4.12. Model 12'in Stres Değerlerinin Dağılımı

5. TARTIŞMA

Kaybedilen dişlerin yerini dental implant ile rehabilite etmek uzun yıllardır sıklıkla kullanılan ve sonuçları tahmin edilebilen bir tedavi metodudur. Konvansiyonel protez kullanımı dişsiz hastalar için bir tedavi yöntemi olsa da stabilite ve fonksiyon yetersizliği gibi birçok dezavantaja sahiptir. Bundan dolayı genelde hastalar ve hekimler implant tedavisini tercih etmektedir (89). Fakat implant uygulamasının bazı sınırlayıcı faktörleri vardır. Bu faktörleri göz önünde bulundurarak uygun endikasyon seçilmelidir (112). İmplant uygulamaları için gereken kemik miktarı her hastada yeterli miktarda bulunamadığından dolayı greftleme yöntemleri kullanılabilir. Ancak çeşitli sebeplerden dolayı bu yöntemler tercih edilmeyebilir ve alternatif yöntemlere başvurulabilir. Bu yöntemler arasında günümüzde yaygın olarak kullanılan All-on-Four tedavi konsepti uygulanabilir (113).

Yaptığımız çalışmanın amacı, farklı implant çaplarında, farklı yerleştirme açılarında ve farklı yükleme senaryosunda osteoporozlu ve sağlıklı bireyler için alt çenede uygulanan All-on-Four konseptinin stres açısından değerlendirilmesidir

İmplantların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi osseointegrasyondur. Osseointegrasyon, kemiğe yük taşıma özelliği kazandıran ve implantın kemik ile birlikte canlı bir şekilde bağlanmasını sağlayan bir süreçtir (71).

İmplantın başarısını etkileyen başka bir faktör ise kemik yoğunluğu ve kalitesidir. Yoğunluğu fazla olan kortikal kemikte mikro hareketlilik azalır ve stabilite artar. Kemiğin yoğun olması implant-kemik arasındaki bağlantının yüzey alanını artırır ve stabilite sağlar (114).

Kemik metabolizmasındaki değişiklikler kemiğin yoğunluğunda ve kalitesinde azalmaya neden olmaktadır. Bu değişikliğe neden olan hastalıklardan biri osteoporozdur. Osteoporozun vücuttaki etkileri çenelerde benzer şekilde yansımaktadır (115).

Bollen ve ark.(116) yaptıkları çalışmada osteoporozlu hastada mandibulada kortikal kemiiğin azaldığını bildirmiştir.

Becker ve ark.(117) yaptığı çalışmada, mandibulada molar bölgede D2 ve D3 kemiğe sahip hastalarda yapılan implantların % 91,5 oranında başarı sağladığı bildirilmiştir. Başka bir çalışmada, osteoporozlu hastalara implant uygulanmış ve ölçülen dansitometrik verilere göre, osteoporozun implant kaybı ile doğrudan ilişkisi olmadığı, ancak implant uygulanan bölgenin kemik kalitesinin daha önemli olduğu vurgulanmıştır (118).

Mori ve ark.(119) yaptıkları hayvan modeli çalışmasında, tavşanlara implant uygulamış ve osseointegrasyon süreci gözlenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre osseointegrasyonda herhangi bir problem olmadığını ancak iyileşme süresinin sağlıklı tavşanlara göre daha uzun sürdüğü gözlenmiştir.

L. de Medeiros ve ark.(48) yaptıkları literatür tarama çalışmasında osteoporozlu ve sağlıklı hastaların implant başarı açısından değerlendirilmesinde literatürde kesin bir konsensus olmadığını bildirmiştir.

Bizim çalışmamızda ise stres değerleri osteoporozlu hasta modellerinde sağlıklı birey modellerine göre (model 4,7,9'daki Pmax değerleri hariç) daha fazla bulunmuştur. Stresin artması implantta rezorbsiyonu medyana getirebileceğini ve osteoporozlu hastalarda All-on-Four konseptinde implant uygulamasında daha çok komplikasyonlar ile karşılaşılabilceğini düşündürebilir.

Dişlerin erken kaybedilmesi rezorbsiyon sürecinin erken başlamasına ve bunun sonucu olarak rezidüel kemik yapısının maksiller sinüs ve inferior alveolar sinir gibi anatomik yapılara yaklaşmasına ve kemiğin horizontal olarak yetersiz kalmasına sebep olmaktadır. Bu gibi kısıtlamalar protetik rehabilitasyonda implant uygulamasını zorlaştırmaktadır. Çeşitli materyal ve teknikler bu problemi çözmek için geliştirilmiş olsa da; maliyet artmakta ve tedavi süresi uzamaktadır (120).

Bu rezorbsiyon sorunlarının giderilmesi için genellikle sert doku augmentasyon yöntemleri kullanılabilmektedir. Bu yöntemler arasında otojen kemik grefti kullanımı günümüzde halen altın standart olarak kabul görmektedir. Verici bölgeler olarak ağız içi ve ağız dışı sahalar kullanılabilmektedir (121).

Ağız içi donör sahaların otojen kemik greftin elde edilmesi için en uygun bölge olduğu rapor edilmiştir. Fakat verici sahalarda birçok dezavantaj mevcuttur. İkinci bir cerrahi alanın verici bölge olarak görev görmesi ve bu bölgenin morbidite açısından risk altında olması bu dezavantajların başında sayılabilir. Bunun dışında operasyon sonrası iyileşme süresi toplam tedavi sürecini önemli derece arttırmaktadır (122).

Ağız dışı verici bölgeler intra-oral bölgelerin yetersiz kaldığı durumlarda kullanılabilir. Bunun için en sık kullanılan bölge iliak bölgesidir. Ağız dışı greftleme yöntemlerinde intra-oral bölgelerin sahip olduğu dezavantajlara sahiptir. Ek olarak, genel anestezi gereksinimi, nispeten yüksek maliyet ve yüksek rezorbsiyon potansiyeline sahip olduğundan hastalar ve hekim tarafından her zaman tercih edilmemektedir (123).

Bu verici bölgelere ihtiyaç duyulmadan allojenik veya alloplastik partiküler kemik greftleme yöntemleri kullanılabilir. Membranlar bu partikülleri sararak yumuşak dokunun invazyonunu engellerler ve partiküllerin adaptasyonunu sağlarlar. (124).

Rezorbe olabilen kollajen membran en sık tercih edilen membranlardan birisidir çünkü en az komplikasyon oranına sahiptir. Ancak rezorbe olması ve adaptasyonun bozulabilmesi kemik oluşumunda yetersizliklere neden olabilir. Bunun yerine titanyum ağ membranları kullanılabilir. Bu membranlar greft stabilitesi ve adaptasyonu açısından her ne kadar iyi bir performans sergileseler de en büyük dezavantajı ağız içine açılıyor olabilmelidir. Bu komplikasyon hem uygulanan tedavinin başarısızlığına hem de yumuşak dokuya hasar vermesine neden olmaktadır (125).

Bunun yanı sıra bu partiküler kemik greftlemenin başka bir dezavantajı ise küçük kemik kaybı alanlarını augmente ediyor olmasıdır. Mardas ve ark.(126) yaptıkları çalışmada geniş alanlara yapılan bu tür greftleme yöntemlerinin greft ekspozuna ve enfeksiyonuna neden olduğunu bildirmişlerdir.

Yukarıda adı geçen greftleme yöntemlerinin başarısız olma durumunda tedavi sürecinin uzaması, maliyetin artması, başarısızlık sonucunda bölgede oluşan yumuşak ve sert dokudaki hasarın tamir edilmesi için ekstra cerrahi işlem uygulanması hasta ve hekim için yıpratıcı bir süreç oluşturmaktadır. Bu nedenle biz çalışmamızda tüm

dişlerini kaybetmiş bir hasta için uygun tedavi seçeneği olarak All-on-Four konsepti olarak seçtik.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, özellikle ortopedi ve diş hekimliği gibi birçok alanda karmaşık vakaları tersine mühendislik prensibine dayanarak basitleştirir ve anlaşılmasına yardımcı olur. Klinikte karşılaşılabilecek durumları önceden senaryolaştırarak veriler sunar ve bunun sonucunda klinik uygulamalara yardımcı olur (87).

İmplant ve kemikte meydana gelen stres değerinin ölçülebilmesi için farklı gerilim analiz yöntemleri kullanılabilmektedir. Bu yöntemler belirli avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Bu yöntemlerden biri olan kırılma yöntemi nümerik değer vermemesi gibi bir dezavantaja sahiptir. Başka bir analiz ölçüm metodu ise gerilim ölçer metottur. Bu metod ise sadece değerlerin alındığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi dezavantajlara sahiptir (127). Günümüzde daha sık uygulanan yöntemlerden biri ise fotoelastik metod ve bahsi geçen sonlu elemanlar analizi metodudur (128).

Fotoelastik analiz deneysel şartlarda tekrarlanabilir olması açısından avantajlıdır. Ancak uygun ekipman, laboratuvar gereksinimi ve kemik modellemesinde kullanılan rezinin kemiğin homojen ve izotropik olmayan yapısını yansıtmakta yetersiz kalması açısından dezavantajlıdır (129). Sonlu elemanlar analizi; kontrollü ve tekrarlanabilir olması ve maliyet olarak nispeten düşük olması açısından önemli avantajlar sağlamaktadır (130). Deste ve ark.(131) tam dişsiz mandibulaya uygulanan All-on-Four tedavi konseptini sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdi. Bu nedenlerden dolayı yaptığımız çalışmada, çenelere gelen stresin analizi ve değerlendirilmesi için sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır.

Çene kemiği, diş veya implantlar, protetik üst yapı ve ilgili anatomik yapıları sonlu elemanlar analizi yönteminde, modele hassas bir şekilde yansıtmak üretilen senaryonun sağlıklı sonuç verebilmesi için büyük önem taşımaktadır. Modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayısının yeterli olması bunu sağlayan faktörlerin başında gelmektedir. Yaptığımız çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayısının (tablo 3.3) literatüre uyumlu olduğu görülmüştür (132).

Sonlu elemanlar analizi yönteminde sonuçların doğruluğunu belirleyen başka bir faktör ise poisson oranı ve elastisite modülünün doğru bir şekilde belirlenmesidir

(133). Çalışmamızdaki poisson oranı ve elastisite modülünün literatür ile uyumlu olduğu görülmüştür (13).

Anizotropik maddeler, uygulanan stres ölçümünde farklı noktalarda farklı ölçüm değerleri sergileyebilirler. Özellikle kemik dokusunda olduğu gibi, rezorbsiyon ve apozisyon süreçlerini içeren dinamik ve canlı dokular anizotropik özellik sergilerler. Bu durum stres ölçümünü zorlaştırmaktadır ve elde edilen verilerin hassasiyetini etkilemektedir. Aynı durum homojen olmayan materyaller için de geçerlidir (134). Bu yüzden, literatürde de yapıldığı gibi, bu sorunu gidermek ve ölçümlerin doğruluğunu her noktada eşit kılmak için kullanılan materyalleri homojen ve izotropik olarak dizayn ettik (109).

Osseointegrasyon bir implantın başarısı için en önemli faktördür. Primer stabiliteyi takip eden sekonder stabilitenin tamamlanmasından sonra osseointegrasyon tamamlanmış olur. Osseointegrasyon kemik ve implantın birbiri ile histolojik düzeyde tamamen kaynaşmasını ifade eder (66). Grundling ve ark(135) yaptıkları çalışmada kemik ve implant arasında histolojik düzeydeki bağlantıda tam bir kaynaşma olmadığı görülmüştür. Fazi ve ark.(136) ise yaptıkları çalışmada SEM modellerinde histolojik düzeyde kemik ve implant arasındaki kaynaşmanın 100% olduğu kabul edilmiştir. Bu verilerin doğrultusunda yaptığımız çalışmada implant-kemik kaynaşmanın 100% olduğu kabul edilmiştir.

Materyaller üzerinde stres analizi farklı değerler ile ölçülebilmektedir. Biyolojik dokular gerilme ve sıkışma kuvvetlerini farklı düzeylerde tolere edebilirler. Bundan dolayı çalışmamızda, kemik dokusu üzerinde yapılan ölçümler minimum ve maksimum asal stres değeri üzerinden yapılmıştır. İmplantlara gelen kuvvetler ise von mises stres değerleri üzerinden ölçülmüştür. Bu ölçüm çeşitleri literatüre uyum sağlayacak şekilde dizayn edilmiştir (137,138).

Osteoporoz ve alveolar kemik arasındaki ilişki ilk olarak 1960 yılında belirtilmiştir. Yapılan çalışmalarda mandibula içinde kortikal değişiklikler olduğu, kemik rezorbsiyon ve apozisyonu mandibula gövdesine kıyasla alveolar kemikte daha hızlı olduğu bildirilmiştir. Baylink ve ark.(139) yaptıkları çalışmada bu süreci doğrulamıştır ve rezorbsiyon ile apozisyon arasındaki sistemik bir dengesizliğin vücudun diğer kısımlarına oranla alveolar kemiklerde daha erken görülebileceğini vurgulamıştır.

Bu değişikliklerin saptanması için çeşitli diagnostik yöntemler kullanılabilir. Polikeit ve ark.(140) yaptıkları çalışmada spinal kemiklerdeki osteoporotik yapının modellenmesi için elastik modülünde bir azaltmaya gitmişlerdi. Bu azaltma kortikal kemik için 33% iken trabeküler kemik için 66% idi. Türker ve ark.(141) aynı oranları kullanarak alveoller kemik için bir model oluşturmuşlardı. Bu çalışmaların ışığında biz de çalışmamızda, mandibular kemikteki osteoporozu modellemek için alveolar kemiğin elastik modülünde kortikal kemik için 33% ve trabeküler kemik için 66% azaltma yaptık.

All-on-Four konseptinde implant uygulaması için posterior implantların çıkış yerinin belirlenmesinde birden fazla yaklaşım mevcuttur. Bu çıkış profili implantları ve protetik üst yapıyı birden fazla yönde etkilemektedir. Bu etkilerin en önemlilerinden biri kantilever ihtiyacının veya uzunluğunun belirlenmesidir. Bu da çiğneme fonksiyonu ile gelen kuvvetlerin tüm implantlar ve üst yapıya etkisini göstermesi açısından önem arz etmektedir (141).

Jensen ve ark.(142) çalışmalarında All-on-Four konseptinin yerleştirme açısından alt ve üst çene için sınıflandırma yapmışlardı. Buna göre, implant çıkışı için en sık kullanılan model 2. Premolar diş bölgesi olarak tercih edilmiştir. Biz de çalışmamızda bu veriyi göz önünde bulundurarak implant çıkış bölgesini 2. Premolar diş bölgesi olarak belirledik.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde çalışmaların gerçeğe yakın temsil edilebilmesi için normal vücut fonksiyonunun ve onların yarattıkları kuvvetlerin doğru bir şekilde yansıtılması gerekmektedir. Bu nedenle çalışmamızın yükleme senaryosunda uygulanan kuvvetlerin miktarı, yeri ve yönü mümkün olduğu kadar literatür çalışmalarını takip edecek şekilde belirlenmiştir.

Rismanchian ve ark.(143) yaptıkları çalışmada tam dişsiz hastalarda uygulanan farklı protetik restorasyonları değerlendirdiler. En yüksek ısırma kuvvetlerini 150 N olarak buldular ve bu da implant destekli protetik restorasyonlara sahip hastalarda saptandı. Bunun üzerine biz de çalışmamızda protetik üst yapıya gelen kuvvet miktarını 150 N olarak belirledik.

Çiğneme kuvvetleri ark boyunca homojen bir şekilde dağılmamaktadır. Ferrario ve ark.(144) yaptıkları çalışmada bireylerde oklüzal kuvvetleri

değerlendirilmişlerdir. Bu çalışmaya göre ark üzerinde en yoğun kuvvetler posterior bölgede birikmektedir.

Yavuzylmaz ve ark.(145) yaptıkları çalışmada ise bu kuvvetlerin aynı şekilde posterior dişler üzerinde 4,5 ve 6 no'lu dişlerin üzerinden ölçmüşlerdir. Biz de çalışmamızda bu verilere uygun olarak 4,5 ve 6 no'lu dişlere, tek taraflı toplamda 150 N olarak uygulanmasını simüle ettik.

Kuvvet cisimlere üç farklı şekilde iletilir. Bunlar noktasal, kütsel veya alansal olarak sayılabilir. Noktasal ya da tekli kuvvet iletimi implant üstü total bir restorasyona fazla yük bindirmekte ve elde edilen sonuçlar doğru bir şekilde yansınamamaktadır. Kütsel kuvvetler ise bir cismin ağırlık merkezinden kuvvet uygulanması şeklinde yapılır ve bizim alanımızda implant üstü protetik restorasyon için bu kuvvet şekli uygun olamamaktadır. Bizim de çalışmamızda Bölükbaşı ve ark.(146) çalışmalarına benzer şekilde alansal yükleme tercih edilmiştir.

Baggi ve ark.(133) yaptıkları çalışmada kuvvetlerin hem implantta hem de protetik üst yapıya farklı açılarla uygulandığı saptanmıştır. Gümrükçü ve ark.(147) yaptıkları çalışmada vertikal kuvvetler tercih edilmiştir. Yaptığımız çalışmada hem 30 derecelik oblik hem vertikal kuvvetler uygulanmıştır.

Özetlemek gerekirse; yaptığımız çalışmada yükleme senaryoları 4-5-6 no'lu dişler üzerinden alansal yükleme ile tek taraflı toplamda 150 N olarak uygulanmıştır. Vertikal yükleme dişlerin fossasından; oblik yükleme ise dişlerin lingual kaspından 30 derece eğimli şekilde uygulanmıştır.

Total dişsiz hastaların rehabilitasyonu için uygulanan implantların açılmasında çeşitli tercihler yapılabilir. Roshanak ve ark.(148) yaptıkları çalışmada total dişsiz mandibulada 45 derece açılı ve düz implantlara gelen kuvvetleri değerlendirdiler. İnterforemanal bölgeye dört adet implant yerleştirerek posterior implant için düz ve 45 derece olmak üzere iki farklı açılama kullanmışlardır. Erika ve ark.(149) ise total dişsizliğin rehabilitasyonu için 4 ve 6 adet implant kombinasyonlarını kullandılar ve posterior implant açısını dik ve açılı olarak iki şekilde değerlendirdiler. Malo(150) konseptinde ise implantlar posterior bölgede 30-45 derecelik açılar kullanılmıştı. Literatürde bulunan bu çeşitli açılama yöntemlerini karşılaştırmak için biz de çalışmamızda posterior implant için iki farklı açı kullandık. Anterior implantların açısını tüm modeller aynı şekilde dik olarak

belirledik. Posterior implantları ise 30 derece ve dik olarak iki farklı şekilde dizayn ettik. Elde edilen sonuçlar hem implant hem de kemikte değerlendirildi. Kemiğe gelen kuvvetleri baskı (P_{min}) ve çekme (P_{max}) olarak ayrıca iki veri halinde incelendik.

Çenelerde oluşan rezorpsiyon nedeniyle alveol krette düzensiz yüzeyler oluşmakta bu da uygulanan protezin fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi konularda sorunlara yol açmaktadır. Hibrit protez kullanımı bu sorunları önemli derecede giderebilmekte ve diş boyutları ile gingival formları ve renklerine sadık kalarak bir protetik üst yapısı sunmaktadır (151). Gümrükçü ve ark.(147) da yaptıkları SEM çalışmasında protetik üst için hibrit protezleri kullanmışlardı. Bu sebeplerden dolayı biz de çalışmamızda hibrit protez üst yapısı tercih ettik.

İmplant başarısını etkileyen faktörler arasında implant uzunluğu sayılabilir. Bununla birlikte kısa implantların son zamanlarda kullanılması yaygınlaşmaktadır. Misch(14) 12 mm ve üstünde yapılan implantların yüksek başarı oranına sahip olduklarını bildirmiştir. Bu implantların başarısı birçok çalışmada kanıtlamış olsa da, kısa implantlara gelen yük miktarı uzun implantlara göre daha fazladır. Ayrıca kemik ile implant arasındaki yüzey alanı azalmakta ve bu standart boydaki implantlara göre daha düşük başarı oranı göstermesine neden olmaktadır (7). Gaviria ve ark.(55) yaptıkları çalışmada kısa implantların tiplerini ve tasarımını son zamanlarda kullanılan parametreler ile değerlendirdiler. Elde ettikleri verilere göre trabeküler kemiğe uygulanan kısa implantların standart implantlara göre daha yüksek stres iletimi meydana getirdiğini bildirmişlerdir (55). Bu nedenle çalışmamızda standart boy olan 11.5 mm implant uzunluğunu tüm modellerde kullandık.

İmplant çaplarının artışı stres toleransı açısından önem arz etmektedir. Çap, çiğneme kuvvetleri ile gelen yükü karşılamak için ve implant kemik yüzey alanını arttırdığı için büyük etkiye sahiptir. Bir implantın çapını 4 mm'den 3 mm'ye düşürmek implant ve kemik yüzey alanının 33% oranında azalmasına sebep olabilmektedir (14). İmplant çapının değişmesinde oluşan stres ölçümlerinin farklılığını değerlendirmek için biz de çalışmamızda 3 farklı implant çapı kullandık (3.75, 4.3 ve 5 mm).

Tek diş eksikliğinde, implant açılarının arttırılması stres düzeyinde artışa neden olsa da total dişsiz bir hastada yapılan restorasyon tek ünite şeklinde davranabilir ve bu nedenle stres düzeyi değişebilmektedir. Literatürde bu konu hakkında farklı görüşler mevcuttur (144). Naini ve ark.(148) yaptıkları sonlu

elemanlar analizi çalışmasında tam dişsiz mandibulaya uygulanan All-on-Four tedavisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda posterior implantların açısının arttırılmasının stres değerlerinin artmasına neden olduğunu bildirmişlerdir. Deste ve ark.(131) yaptıkları sonlu elemanlar analizi yöntemi çalışmalarında tam dişsiz mandibulaya sahip hastalarda All-on-Four uygulanmasına takiben stres ölçümlerini saptadılar. Bizim çalışmamıza benzer olarak posterior implantları hem vertikal hem de açılı olarak değerlendiler. Elde ettikleri sonuç iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığı yönündeydi. Bu çalışmalara benzer olarak Khatami ve ark.(152) tam dişsiz hastalarda All-on-Four tedavisinde stres değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmaya göre implant açılarının arttırılması stres düzeyinde azalmaya yol açmaktadır. Gümrükçü ve ark.(147) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında farklı implant açısı ve sayıları ile implantlarda ve kemikte oluşan stres değerlerini ölçtüler. Bu çalışmanın sonucuna göre 30 derecelik implantlar 45 derecelik implantlara göre daha fazla stres yarattıkları yönündeydi. Tüm modellerde (model 1'deki sağlıklı hasta grubunun kortikal kemiğine gelen çekme kuvveti hariç) posterior implantlardaki açılarının artması stres düzeyinde artışa neden oldu. Posterior implantlarda oluşan stresler anterior implantlara göre daha fazlaydı. Açının arttırılması birkaç bakımdan avantajlıdır. Bu avantajlardan biri implant uzunluğunun artması ve dolayısıyla kemik ve implant arasında temas eden yüzey alanının artmasıdır. Bir başka avantaj ise implantın arktaki konumunu daha posteriora taşımaktır ve bu sebep ile protezin daha kısa bir kantilever uzunluğuna sahip olmasıdır. Bütün bunlar stresin azalmasına neden olabilir ancak bizim yaptığımız çalışmada hem implantların hem de kantileverlerin uzunlukları sabit tutulmasından dolayı stres düzeylerinde azalma gözlenmemiştir ve daha önceden verilen çalışma örneklerine benzer olarak implantın açılandırılmasının artması stres düzeyinde artışa neden olmuştur.

İmplant çapının değişmesi kemik ve implantlara gelen stres düzeyini etkilemektedir. Eazhil ve ark.(153) yaptıkları sonlu elemanlar analizi yöntemi çalışmasında implant uzunluklarının ve çaplarının stres düzeyindeki etkisi değerlendirmişlerdi. Elde edilen veriler implant çaplarının arttırılması implantlara gelen von mises stres değerlerinde azalma yaratacağı şeklindeydi. Himmlöva ve ark.(154) yaptıkları çalışmada implant uygulanmış hastalara stres düzeyinin yıkıcı etkilerini değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri veriler implant çapının azalması kemik

yıkımına ve dolayısıyla implantların kaybına yol açacağı yönündeydi. Çalışmaya göre implant çapının 3.6 mm'den dar olması implantın çevresindeki stres düzeyini önemli derecede arttırmaktadır. Yaptığımız çalışmanın sonucuna göre implantlardaki çap artması, hem implant hem de kemiğe gelen stres düzeylerini azaltmaktadır. implant çaplarının en düşüğü literatüre uyum sağlayacak şekilde 3.75 mm idi. İmplant çapının artışı kemik ve implant arasındaki yüzey alanında artışı sağlamakta ve bundan dolayı oluşan stresler azalmaktadır.

İmplantlara gelen kuvvetlerin yarattığı stres miktarı kuvvetin yönüyle doğrudan ilişkilidir. İmplant yapısına gelen kuvvet yönü sadece vertikal değildir. Bunun tersine bazı çalışmalara göre oblik kuvvetler dinamik olan oklüzyonu anlamak için daha anlamlıdır (155). Misch'e göre bir implanta gelen oblik kuvvetlerin yarattığı stres miktarı vertikal kuvvetlerden daha fazladır (14). Literatürde yapılan çalışmalar oblik kuvvetlerin daha fazla stres yarattığı yönündedir (155,156). Sivrikaya ve ark.(157) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında kemikte stres dağılımı incelemişlerdir. Bu çalışmanın da sonucuna göre oblik kuvvetler veritkal kuvvetlere göre hem implant hem de kemikte daha fazla stres oluşturmaktadır. Papavasiliou ve ark.(158) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında oblik kuvvetlerin osseointegrasyon açısından değerlendirdiler ve bu iki kuvvet arasında osseointegrasyon açısından önemli bir fark olmadığını saptadılar. Yaptığımız çalışmanın sonucuna göre oblik kuvvetlerin oluşturdukların stres miktarı hem kemikte hem de implantlarda daha fazladır (Model 2 ve 4te sağlıklı bireylerdeki stres düzeyi hariç). Vertikal kuvvetler implantın uzun aksine paralel olduklarından oblik kuvvetlere kıyasla her zaman daha avantajlıdır ancak kuvvet iletimin klinik olarak tam dik bir şekilde gerçekleşmediğinden dolayı oblik kuvvetleri göz önünde bulundurulmalıdır ve mümkün olduğu kadar bu kuvvetlerden kaçınılacak şekilde bir protez tasarımı yapılmalıdır.

Osteoporoz kemik metabolizmasını ve iyileşme periyodunu etkileyen olumsuz sistemik bir rahatsızlıktır bu da implant planlanmasını doğrudan etki etmektedir (42). Chen ve ark.(46) yaptıkları çalışmada osteoporozlu hastalarda çevresel ve sistemik faktörlerin implant üzerindeki etkileri değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonunca göre osteoporozlu hastalarda sağlıklı bireylere göre implant kaybı daha fazladır. Ancak bunun direkt olarak osteoporoza bağlı olup olmadığı tespit edilmemiştir ve bunu

kanıtlamak için ileri çalışmalara ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir. Medeiros ve ark.(48) yaptıkları sistematik derleme çalışmasında osteoporoz ile implant arasındaki ilişkiyi saptadılar. Bu çalışmada implant kaybı ile osteoporoz arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bildirilmiştir. Çalışmanın ikincil sonucu ise implantlardaki marjinal kemik kaybının osteoporozlu hastalarda sağlıklı bireylere göre daha fazla olduğu yönündeydi. Yaptığımız çalışmanın sonucuna göre kortikal ve trabeküler kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri osteoporozlu hastalarda sağlıklı bireylere göre daha yüksek bulundu. Aynı şekilde anterior ve posterior implantlara gelen VMS değerlerinin ölçümünde osteoporozlu hastalarda sağlıklı bireylere göre stres değerleri daha yüksek bulundu. Literatürde osteoporoz ve implant arasındaki ilişkiye dair kesin bir konsensüs yoktur. Ancak literatürde osteoporozlu hastalarda All-on-Four konsepti dahil tüm implant tedavi konseptleri için kesin bir kontrendikasyon oluşturduğuna dair veri yoktur. Bununla birlikte bu hastalarda uygulanan implant başarısı ile ilgili birçok olumsuz veri mevcuttur. Bunların arasında marjinal kemik kaybı, kemik ve implantlarda stres artışı ve implant kaybına kadar giden durumlar sayılabilir. Bundan dolayı hangi tedavi konsepti uygulanırsa uygulansın bu hastalarda daha fazla dikkat edilmeli ve önlem alınmalıdır. Detaylı bir anamnez , dikkatli klinik ve radyografik muayene, hasta eğitimi, uzun ve geniş implantların kullanılması, kısa kantileverlerin kullanılması ve oblik kuvvetlerin en aza indirgeyen bir protez tasarımının yapılması bu önlemler arasında sayılabilir.

6. SONUÇ

- 1- İmplantlara gelen stres değerlerinin büyük kısmı boyun kısmında birikmektedir. Bu durum implantlarda rezorbsiyonların en çok boyun kısmında olabileceğini ifade eder.
- 2- All-On-Four tedavi konseptinde stres birikimi en çok distal implantlarda geldiği görülmüştür.
- 3- İmplant yapısında oluşan stres değerleri arasında baskı kuvvetleri çekme kuvvetlerine göre daha fazla oluşmuştur.
- 4- Açılı yerleştirilen implant ile dik yerleştirilen implantların karşılaştırılması yapıldığında, açılı implantların dik implantlara göre daha yüksek stres değerlerine sahip oldukları görülmüştür.
- 5- Kuvvet yönünün karşılaştırılmasında, kemik ve implantlara gelen oblik kuvvetler vertikal kuvvetlere göre daha yüksek stres değerleri meydana gelmiştir.
- 6- Kemik ve implant arasındaki yüzey alanının artmasından dolayı, geniş çaplı implantların yerleştirilmesi dar çaplı implantlara göre daha az strese neden olmuştur.
- 7- İmplant ve kemiğe gelen streslerin osteoporozlu hastalarda sağlıklı bireylere göre daha yüksek olduğu görülmüştür.
- 8- All-on-Four tedavi konsepti hem sağlıklı hem de osteoporozlu hastalarda uygulanabilir bir tedavi yöntemidir.

Bu sonuçlardan yola çıkarak anatomik limitasyonlara sahip bir osteoporoz hastasına All-on-Four konseptinin uygulanabilir bir tedavi yöntemi olduğu söylenebilir. Ancak bu hastalarda artan stres değerleri yüzünden birkaç faktöre dikkat edilmeli ve gereken önlemler alınmalıdır. Bunların arasında; detaylı klinik ve radyografik muayene, uzun ve geniş implantların kullanımı, implant açılarının azaltılması ve protetik üst yapıya gelen oblik kuvvetlerin elimine edilmesi gibi önlemler sayılabilir. Elde ettiğimiz verilerin klinik uygulamalardaki doğruluğunu belirlemek için ileri dönemde sistematik derleme ve meta analiz çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmanın Limitasyonları

- 1- Isırma sırasında kaslarda oluşan kuvvetlerin karmaşıklığının modele tam yansıtılamaması.
- 2- Materyal özelliklerinin oral mukozanın boyutuna göre çok büyük olmasından dolayı mukozanın Young Modülü değeri çalışmamızda göz ardı edilmiştir.
- 3- Oklüzal kuvvetlerin modele birebir yansıtılamaması.
- 4- Canlı dokuların, sonulu elemanlar analizi ile bire bir yansıtılamaması.

7. KAYNAKLAR

1. Parithimarkalaigan S, Padmanabhan T. Osseointegration: An Update. J Indian Prosthodont Soc. 2013 Mar 1;13.
2. Ahamed S, Reddy V, Krishnakumar R, Mohan M, Sugumaran D, Rao A. Prevalence of early loss of primary teeth in 5–10-year-old school children in Chidambaram town. Contemp Clin Dent. 2012 Mar 2;3:27–30.
3. Nyman S, Ericsson I. The capacity of reduced periodontal tissues to support fixed bridgework. J Clin Periodontol. 1982 Sep;9(5):409–14.
4. Yoshida M, Sato Y, Akagawa Y, Hiasa K. Correlation between quality of life and denture satisfaction in elderly complete denture wearers. Int J Prosthodont. 2001;14(1):77–80.
5. Henry PJ. Clinical Experiences with Dental Implants. Adv Dent Res [Internet]. 1999 Jun 1;13(1):147–52. Available from: <https://doi.org/10.1177/08959374990130010401>
6. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. J Oral Implantol. 1999;25(3):185–97.
7. Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(2):208–12.
8. Qaseem A, Forciea MA, McLean RM, Denberg TD. Treatment of Low Bone Density or Osteoporosis to Prevent Fractures in Men and Women: A Clinical Practice Guideline Update From the American College of Physicians. Ann Intern Med. 2017 Jun;166(11):818–39.
9. Glaser DL, Kaplan FS. Osteoporosis: Definition and Clinical Presentation. Spine (Phila Pa 1976) [Internet]. 1997;22(24). Available from: https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1997/12151/Osteoporosis__Definition_and_Clinical_Presentation.3.aspx
10. Cosman F, de Beur SJ, LeBoff MS, Lewiecki EM, Tanner B, Randall S, et al. Clinician's Guide to Prevention and Treatment of Osteoporosis. Osteoporos Int a J Establ as result Coop between Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA. 2014 Oct;25(10):2359–81.
11. Grant B-T, Amenedo C, Freeman K, Kraut RA. Outcomes of placing dental implants in patients taking oral bisphosphonates: a review of 115 cases. J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg. 2008 Feb;66(2):223–30.
12. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin [Internet]. 2006 Aug 1;9(4):257–70. Available from: <https://doi.org/10.1080/10255840600837074>
13. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001 Jun;85(6):585–98.
14. Misch C. Misch's Contemporary Implant Dentistry. Elsevier books &

- journals; 2007. 1120 p.
15. Taichman RS. Blood and bone: two tissues whose fates are intertwined to create the hematopoietic stem-cell niche. *Blood*. 2005 Apr;105(7):2631–9.
 16. Feng X. Chemical and Biochemical Basis of Cell-Bone Matrix Interaction in Health and Disease. *Curr Chem Biol*. 2009 May;3(2):189–96.
 17. Lindsay M. Biga. *Anatomy & Physiology*. Oregon State University;
 18. Guillem-Marti J, Delgado L, Godoy-Gallardo M, Pegueroles M, Herrero M, Gil FJ. Fibroblast adhesion and activation onto micro-machined titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Jul;24(7):770–80.
 19. Corradetti B, Taraballi F, Powell S, Sung D, Minardi S, Ferrari M, et al. Osteoprogenitor cells from bone marrow and cortical bone: understanding how the environment affects their fate. *Stem Cells Dev*. 2015 May;24(9):1112–23.
 20. Caetano-Lopes J, Canhão H, Fonseca JE. Osteoblasts and bone formation. *Acta Reumatol Port*. 2007;32(2):103–10.
 21. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*. 2008 Nov;3 Suppl 3(Suppl 3):S131-9.
 22. Aarden EM, Burger EH, Nijweide PJ. Function of osteocytes in bone. *J Cell Biochem*. 1994 Jul;55(3):287–99.
 23. Boyce BF, Yao Z, Xing L. Osteoclasts have multiple roles in bone in addition to bone resorption. *Crit Rev Eukaryot Gene Expr*. 2009;19(3):171–80.
 24. Hadjidakis DJ, Androulakis II. Bone remodeling. *Ann N Y Acad Sci*. 2006 Dec;1092:385–96.
 25. Roberts WE, Simmons KE, Garetto LP, DeCastro RA. Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases. *Implant Dent*. 1992;1(1):11–21.
 26. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR, Simmons KE, DeCastro RA. What are the risk factors of osteoporosis? Assessing bone health. *J Am Dent Assoc*. 1991 Feb;122(2):59–61.
 27. Siminoski K, Leslie WD, Frame H, Hodsman A, Josse RG, Khan A, et al. Recommendations for bone mineral density reporting in Canada: a shift to absolute fracture risk assessment. *J Clin Densitom Off J Int Soc Clin Densitom*. 2007;10(2):120–3.
 28. Scully C. *Scully's Medical Problems in Dentistry*,. Elsevier books & journals; 2014.
 29. Yavuz G. AA. Osteoporoz ve Diğer Metabolik Kemik Hastalıkları. *TÜRKİYE ENDOKRİNOLOJİ ve METABOLİZMA DERNEĞİ*; 2019.
 30. Sindel D. GG. Osteoporozda Kemik Mineral Yoğunluğunun Değerlendirilmesi. *İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Fiz Tıp ve Rehabil Anabilim Dalı*.
 31. V A. Osteoporoz tanısında kullanılan kemik mineral yoğunluğu ölçüm yöntemleri. *Dicle Tıp Dergisi* 2008;35(3)216-220. 2008;
 32. S. Ş. Biyokimyasal kemik yapım ve yıkım belirteçleri osteoporozun erken tanısında kullanılabilir mi? *Maltepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, İstanbul*. 2008;
 33. Iki M, Kagamimori S, Kagawa Y, Matsuzaki T, Yoneshima H, Marumo F. Bone mineral density of the spine, hip and distal forearm in representative samples of the Japanese female population: Japanese Population-Based

- Osteoporosis (JPOS) Study. *Osteoporos Int a J Establ as result Coop between Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA*. 2001;12(7):529–37.
34. Binkley N, Ringe JD, Reed JI, Ljunggren O, Holick MF, Minne HW, et al. Alendronate/vitamin D3 70 mg/2800 IU with and without additional 2800 IU vitamin D3 for osteoporosis: results from the 24-week extension of a 15-week randomized, controlled trial. *Bone*. 2009 Apr;44(4):639–47.
 35. O'Neill TW, Roy DK. The epidemiology and scale of the problem. *Hosp Med*. 2003 Sep;64(9):517–20.
 36. Gauthier A, Kanis JA, Martin M, Compston J, Borgström F, Cooper C, et al. Development and validation of a disease model for postmenopausal osteoporosis. *Osteoporos Int a J Establ as result Coop between Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA*. 2011 Mar;22(3):771–80.
 37. Prince RL, Smith M, Dick IM, Price RI, Webb PG, Henderson NK, et al. Prevention of postmenopausal osteoporosis. A comparative study of exercise, calcium supplementation, and hormone-replacement therapy. *N Engl J Med*. 1991 Oct;325(17):1189–95.
 38. Prentice RL, Pettinger MB, Jackson RD, Wactawski-Wende J, Lacroix AZ, Anderson GL, et al. Health risks and benefits from calcium and vitamin D supplementation: Women's Health Initiative clinical trial and cohort study. *Osteoporos Int a J Establ as result Coop between Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA*. 2013 Feb;24(2):567–80.
 39. Swolin-Eide D, Magnusson P. Does Whole-Body Vibration Treatment Make Children's Bones Stronger? *Curr Osteoporos Rep*. 2020 Oct;18(5):471–9.
 40. Leite AF, Figueiredo PT de S, Guia CM, Melo NS, de Paula AP. Correlations between seven panoramic radiomorphometric indices and bone mineral density in postmenopausal women. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Mar;109(3):449–56.
 41. Anastasilakis AD, Toulis KA, Goulis DG, Polyzos SA, Delaroudis S, Giomisi A, et al. Efficacy and safety of denosumab in postmenopausal women with osteopenia or osteoporosis: a systematic review and a meta-analysis. *Horm Metab Res = Horm und Stoffwechselforsch = Horm Metab*. 2009 Oct;41(10):721–9.
 42. Jagelaviciene E, Krasauskiene A, Zalinkevicius R, Kubilius R, Vaitkeviciene I. The relationship between the calcaneal bone mineral density and the mental index in post-menopausal females. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(4):20120050.
 43. Lavaill M, Trichilo S, Scheiner S, Forwood MR, Cooper DML, Pivonka P. Study of the combined effects of PTH treatment and mechanical loading in postmenopausal osteoporosis using a new mechanistic PK-PD model. *Biomech Model Mechanobiol*. 2020 Oct;19(5):1765–80.
 44. Gay IC, Tran DT, Weltman R, Parthasarathy K, Diaz-Rodriguez J, Walji M, et al. Role of supportive maintenance therapy on implant survival: a university-based 17 years retrospective analysis. *Int J Dent Hyg*. 2016 Nov;14(4):267–71.
 45. Alghamdi HS, Jansen JA. Bone regeneration associated with nontherapeutic and therapeutic surface coatings for dental implants in osteoporosis. *Tissue Eng Part B Rev*. 2013 Jun;19(3):233–53.
 46. Chen H, Liu N, Xu X, Qu X, Lu E. Smoking, radiotherapy, diabetes and

- osteoporosis as risk factors for dental implant failure: a meta-analysis. *PLoS One*. 2013;8(8):e71955.
47. Gaetti-Jardim EC, Santiago-Junior JF, Goiato MC, Pellizer EP, Magro-Filho O, Jardim Junior EG. Dental implants in patients with osteoporosis: a clinical reality? *J Craniofac Surg*. 2011 May;22(3):1111–3.
 48. de Medeiros FCFL, Kudo GAH, Leme BG, Saraiva PP, Verri FR, Honório HM, et al. Dental implants in patients with osteoporosis: a systematic review with meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2018 Apr;47(4):480–91.
 49. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347–59.
 50. CARRANZA, F. A., NEWMAN, M. G. AND TAKEI H. Carranza's Clinical Periodontology. 11th editi. Elsevier Saunders; 2012.
 51. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2017 Apr;26(3):252–60.
 52. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*. 2014;8:50–5.
 53. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*. 2001 Nov;29(11):737–45.
 54. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol*. 1992;18(4):343–8.
 55. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014 Apr;40(2):50–60.
 56. Lozada JL. Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *J Oral Implantol*. 1996;22(1):34–6.
 57. Moore DJ, Hansen PA. A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):145–50.
 58. Young LJ, Michel JD, Moore DJ. A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *J Prosthet Dent*. 1983 May;49(5):690–4.
 59. Linkow LI, Wagner JR, Chanavaz M. Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data. *J Oral Implantol*. 1998;24(1):16–36.
 60. Paton G, Fuss J, Goss AN. The transmandibular implant: a 5- and 15-year single-center study. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2002 Aug;60(8):851–7.
 61. Linkow LI, Winkler S, Shulman M, Dal Carlo L, Pasqualini ME, Rossi F, et al. A New Look at the Blade Implant. *J Oral Implantol*. 2016 Aug;42(4):373–80.
 62. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(4):333–40.
 63. Myriam Kebir, Henry Martinez MD. Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı. quintess yayınevi; 2004.
 64. Tunalı B. Oral İmplantoloji. Nobel Tıp Kitapevleri; 2000.

65. Favero V, Lang NP, Rossi F, Favero R, Baffone D, Botticelli D. Peri-implant tissues morphometry at SLActive surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Aug;27(8):993–8.
66. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJ. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Mar;103:103574.
67. Alghamdi HS. Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *J Funct Biomater.* 2018 Jan;9(1).
68. Broughton G 2nd, Janis JE, Attinger CE. The basic science of wound healing. *Plast Reconstr Surg.* 2006 Jun;117(7 Suppl):12S-34S.
69. Friedman A. Wound healing: from basic science to clinical practice and beyond. *J Drugs Dermatol.* 2011 Apr;10(4):427–33.
70. Davies SJ. Occlusal considerations in implantology: good occlusal practice in implantology. *Dent Update.* 2010 Nov;37(9):610-612,615-616,619-620.
71. Branemark, Per-Ingvar; Zarb, George A.; Albrektsson, Tomas; Rosen, Harvey M. M.D. DMD. *Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Company.
72. Al-Ekrish AA, Widmann G, Alfadda SA. Revised, Computed Tomography-Based Lekholm and Zarb Jawbone Quality Classification. *Int J Prosthodont.* 2018;31(4):342–5.
73. Rokn A, Rasouli Ghahroudi AA, Daneshmonfared M, Menasheof R, Shamshiri AR. Tactile sense of the surgeon in determining bone density when placing dental implant. *Implant Dent.* 2014 Dec;23(6):697–703.
74. Filho LCM, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL, et al. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *J Oral Implantol.* 2014 Jun;40(3):259–62.
75. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988 Aug;17(4):232–6.
76. Magrin GL, Sigua-Rodriguez EA, Goulart DR, Asprino L. Piezosurgery in Bone Augmentation Procedures Previous to Dental Implant Surgery: A Review of the Literature. *Open Dent J.* 2015;9:426–30.
77. Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber H-P. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 1:8–20.
78. Rozov RA, Trezubov VN, Gerasimov AB, Kopylov M V, Azarin GS. [Clinical analysis of the short-term and long-term results of the implant-supported Trefoil dental rehabilitation in Russia]. *Stomatologiya (Mosk).* 2020;99(5):50–7.
79. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):S26-34.
80. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR 3rd. The All-on-4 shelf: maxilla. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2010 Oct;68(10):2520–7.

81. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016 Dec;69:715–25.
82. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*. 2014 Oct;8(10):ZE16-9.
83. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*. 2011 Mar;142(3):310–20.
84. Francetti L, Corbella S, Taschieri S, Cavalli N, Del Fabbro M. Medium- and Long-Term Complications in Full-Arch Rehabilitations Supported by Upright and Tilted Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Aug;17(4):758–64.
85. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res*. 2017 Apr;61(2):123–32.
86. Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Four-implant overdenture fully supported by a CAD-CAM titanium bar: A single-cohort prospective 1-year preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2016 Oct;116(4):516–23.
87. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*. 2002;30(7–8):271–82.
88. S K. Hasarlı çene kemiği tedavisinde protez dolgu malzemesinin ve abutment boyunun etkisinin sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. *Karadeniz Tek Üniversitesi Fen Bilim Enst*. 2013;
89. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 1994 Nov;15(11):1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.
90. Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec*. 1987 Sep;219(1):1–9.
91. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*. 2004;18(1):45–52.
92. Manea A, Bran S, Dinu C, Rotaru H, Barbur I, Crisan B, et al. Principles of biomechanics in oral implantology. *Med Pharm reports [Internet]*. 2019/12/15. 2019 Dec;92(Suppl No 3):S14–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31989104>
93. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*. 1975;8(6):393–405.
94. Powers J WJ. *Dental materials: foundations and applications*. Elsevier Health Sciences.; 2017.
95. Terzioğlu S ÖS. Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analizi ile incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilim Enst*. 2007;
96. S K. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg* 29(4) 701–710. 2018;

97. Peşkersoy C GN. Sağlıklı ve çürük diş dokuları ile estetik restoratif materyallerin, mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemiyle karşılaştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilim Enst Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi. 2013;
98. Daskalaki A. Dental computing and applications: Advanced techniques for clinical denti. Medical Information Science Reference 174; 2009.
99. Gere J GB. Mechanichs of Materials. 8th Editio. Cengage Learning; 2009.
100. Güngör MA, Dünder M AC. Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. EÜ Dişheh Fak Derg 26 107–116. 2005;
101. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(3):487–96.
102. Korkmaz FM. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi, in protetik diş tedavisi. Doktora tezi Gazi Üniversitesi Sağlık Bilim Enst Ankara. 2008;
103. Turan K. Dişhekimliğinde Holografi. 1998;
104. Ulusoy M. AK. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 2. Baskı B; 2003.
105. Eskitaşçıoğlu G, Soykan E, Ünsal E BN. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. Ankara Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg 39(2) 87–95. 2013;
106. S K. Hasarlı çene kemiği tedavisinde protez dolgu malzemesinin ve abutment boyunun etkisinin sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. Karadeniz Tek Üniversitesi Fen Bilim Enst. 2013;
107. Hsu M-L, Chang C-L. Application of Finite Element Analysis in Dentistry. In 2010.
108. Adıgüzeş Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Diş Hekim Derg 11 18–23. 2010;
109. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O EG. Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. Türkiye Klin J Dent Sci 15(2) 93–101. 2009;
110. Gümrükçü Z. KS. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg 29(3) 534–541. 2018;
111. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. J Pharm Bioallied Sci. 2019 May;11(Suppl 2):S85–91.
112. Hernández-Alfaro F, Sancho-Puchades M, Guijarro-Martínez R. Total reconstruction of the atrophic maxilla with intraoral bone grafts and biomaterials: a prospective clinical study with cone beam computed tomography validation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(1):241–51.
113. Soto-Penaloza D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. J Clin Exp Dent. 2017 Mar;9(3):e474–88.
114. Erinc Ö GP. Diş Hekimliğinde Kemik Kalitesinin Belirlenmesi: Radyografik Yöntemler ve Yorumları. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi. 2007;

115. Obradović RR, Kesić LG, Pesevska S. Influence of low-level laser therapy on biomaterial osseointegration: a mini-review. *Lasers Med Sci.* 2009 May;24(3):447–51.
116. Bollen AM, Taguchi A, Hujoel PP, Hollender LG. Case-control study on self-reported osteoporotic fractures and mandibular cortical bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Oct;90(4):518–24.
117. Sözen T, Özışık L, Başaran NÇ. An overview and management of osteoporosis. *Eur J Rheumatol.* 2017 Mar;4(1):46–56.
118. Becker W, Hujoel PP, Becker BE, Willingham H. Osteoporosis and implant failure: an exploratory case-control study. *J Periodontol.* 2000 Apr;71(4):625–31.
119. Mori H, Manabe M, Kurachi Y, Nagumo M. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1997 Apr;55(4):351–61; discussion 362.
120. Hansson S, Halldin A. Alveolar ridge resorption after tooth extraction: A consequence of a fundamental principle of bone physiology. *J Dent Biomech.* 2012;3:1758736012456543.
121. Zimmermann G, Moghaddam A. Allograft bone matrix versus synthetic bone graft substitutes. *Injury.* 2011 Sep;42 Suppl 2:S16-21.
122. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:237–59.
123. Marx RE, Shellenberger T, Wimsatt J, Correa P. Severely resorbed mandible: predictable reconstruction with soft tissue matrix expansion (tent pole) grafts. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2002 Aug;60(8):878–9.
124. Antoun H, Sitbon JM, Martinez H, Missika P. A prospective randomized study comparing two techniques of bone augmentation: onlay graft alone or associated with a membrane. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Dec;12(6):632–9.
125. Troeltzsch M, Troeltzsch M, Kauffmann P, Gruber R, Brockmeyer P, Moser N, et al. Clinical efficacy of grafting materials in alveolar ridge augmentation: A systematic review. *J cranio-maxillo-facial Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-Facial Surg.* 2016 Oct;44(10):1618–29.
126. Mardas N, Kostopoulos L, Stavropoulos A, Karring T. Osteogenesis by guided tissue regeneration and demineralized bone matrix. *J Clin Periodontol.* 2003 Mar;30(3):176–83.
127. 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. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 1995 Jun;4(2):95–100.
128. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115–21.
129. Ozkir SE, Terzioğlu H. Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2012;23(5):603–7.
130. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Jun;13(3):334–41.

131. Deste G, Durkan R. Effects of all-on-four implant designs in mandible on implants and the surrounding bone: A 3-D finite element analysis. *Niger J Clin Pract.* 2020 Apr;23(4):456–63.
132. Ulrich D, van Rietbergen B, Weinans H, R  gsegger P. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomech.* 1998 Dec;31(12):1187–92.
133. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol.* 2011 Aug;37(4):431–45.
134. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008 Dec;100(6):422–31.
135. van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):51–7.
136. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):752–9.
137. Kaya I, Efe T. Atrofik Mandibulada ‘All-On-Four’ Konsepti İle Alternatif Tedavi Protokollerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2017;
138. Sivrikaya efe can,   zmeli mehmet melih. Silindirik Ve Konik İmplantların D1-D4 Kemik Densitesindeki   enelerde Meydana Getirdiği Stresin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. *Ordu Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi.* 2017;
139. Baylink DJ, Wergedal JE, Yamamoto K, Manzke E. Systemic factors in alveolar bone loss. *J Prosthet Dent.* 1974 May;31(5):486–505.
140. Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003 May;28(10):991–6.
141. Türker N, Alkiş HT, Sadowsky SJ, şebnem B  y  kkaplan U. Effects of Occlusal Scheme on All-on-Four Abutments, Screws, and Prostheses: A Three-Dimensional Finite Element Study. *J Oral Implantol.* 2021 Feb;47(1):18–24.
142. Jensen OT. Complete arch site classification for all-on-4 immediate function. *J Prosthet Dent.* 2014 Oct;112(4):741–51.e2.
143. Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol.* 2009;35(4):196–200.
144. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004 Jan;31(1):18–22.
145. Yavuzyılmaz H. Diş morfolojisi-fizyolojisi ve okl  zyon. *Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara; 2007.*
146. B  l  kbaşı N, Koçak A   T. mplant konumlarının anterior maksillada oluşturacakları etkilerin biyomekanik olarak araştırılması. *Istanbul Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg* 46 15-28. 2012;

147. Gümrükçü Z, Korkmaz YT. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*. 2018 Jun;56(6):979–89.
148. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):776–81.
149. Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e332-42.
150. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S88-94.
151. G C. The Edentulous Maxillary Arch: A Novel Approach To Prosthetic Rehabilitation With Dental Implants, Based Upon The Combination Of Optimum Mechanical Resources. *Dentistry*. 2014 Jan 1;04.
152. Khatami AH, Smith CR. “All-on-Four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2008 Jan;17(1):47–51.
153. Eazhil R, Swaminathan SV, Gunaseelan M, Kannan GV, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016;6(6):590–6.
154. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Jan;91(1):20–5.
155. Jomjunyong K, Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Aunmeungtong W, Chantaramungkorn M, Khongkhunthian P. Stress distribution of various designs of prostheses on short implants or standard implants in posterior maxilla: a three dimensional finite element analysis. *Oral Implantol (Rome)*. 2017;10(4):369–80.
156. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay 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. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):144–50.
157. Sivrikaya EC, Omezli MM. The Effect Of Tapered And Cylindrical Implants On Stress Distribution In Different Bone Qualities: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6):e99–e105.
158. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*. 1997 Nov;25(6):485–91.