



T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK MANDİBULADA FARKLI DİZAYN VE
MATERYALLERDEKİ SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARIN
STRES DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Emre ULUBAY

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA

TRABZON-2025



T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK MANDİBULADA FARKLI DİZAYN VE
MATERYALLERDEKİ SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARIN
STRES DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Emre ULUBAY
ORCID: 0000-0001-6880-0942

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA
ORCID: 0000-0001-6798-7610

TRABZON-2025

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Prof. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Emre ULUBAY'ın hazırladığı "Atrofik Mandibulada Farklı Dizayn ve Materyallerdeki Subperiosteal İmplantların Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 21.01.2025

Danışman Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA

Jüri Üyesi Prof. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ

Jüri Üyesi Prof. Dr. Cem ÜNGÖR

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR
Dekan

Ocak – 2025
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve 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.

21.01.2025

Emre ULUBAY

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme, eşime ve canım kızıma 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. Efe Can SİVRİKAYA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan değerli hocalarım Prof. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ'a, Prof. Dr. Cem ÜNGÖR'e, Doç. Dr. Onur YILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne üzerimde çok emeği olan, desteğini ve iyi niyetini asla esirgemeyen değerli kıdemlilerim Onur YILMAZ'a, Javid İHTİYAROV'a, Sezai ÇİFTÇİ'ye, Yüksel ÇAKMAK'a, Sercan YILMAZ'a, Hüseyin YALÇINKAYA'ya, Nejdet KOÇAK'a, Sefa Merve ARIKAN'a, Bayram SÜLEYMANLI'ya, Gültekin ONAT'a, Can ERDAYANDI'ya, Gökçe Elif ERDAYANDI'ya, Fatih GİRGİN'e, Cavad Bahtiyarlı'ya, Hale ATEŞ'e, Ayşenur SAKAL'a

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum eş kıdemlim Emil MAHAMMADLI'ya; değerli asistan arkadaşlarım Helin Merve ÖZALP'e, Ayşe BAYRAKTAR'a, Nazlı Gizem AK'a, Ahmet YAY'a, Osman YAVAŞ'a, Emine DİKER'e, Gizem ŞAHİN'e, Zaur YUSIYBAYLI'ya, Sezgin PEÇE'ye, Merve Nur TÜRKAN'a, Burak Alperen KARATAŞ'a, Elshan ALLAHVERDİYEV'e ve Abdalbaki SAKCI'ya,

Birlikte çalışmaktan zevk aldığım bölümümüz çalışanlarına,

Hayatım boyunca aldığım kararlarda yanımda olan, beni her zaman destekleyen, bugünlere gelmemi sağlayan, benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan annem Şengül ULUBAY'a, babam Cemal ULUBAY'a,

Beni her zaman destekleyen, saygılarını ve sevgilerini hep hissettiğim abilerim Ufuk ULUBAY'a ve Kadir ULUBAY'a; kardeşim Beyzanur ULUBAY'a,

Sevgili eşim Sena SAKIN ULUBAY'a ve canımın içi kızım Gökçe ULUBAY'a
Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Emre ULUBAY

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ	xiii
ÖZET	xv
SUMMARY	xvii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant Tarihi ve Tanımı	3
2.1.1. Dental İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	4
2.2. Kemik	6
2.2.1. Mandibular Kemiğin Anatomisi	6
2.2.2. Kemik Yoğunluğu	7
2.2.3. Kemik Rezorbsiyonu	9
2.2.4. Alveolar Kemik Sınıflandırılması	12
2.3. Aşırı Atrofik Mandibulada Tedavi Seçenekleri	14
2.3.1. Aşırı Atrofik Mandibulada Ekstra Cerrahi Gerektiren Tedavi Seçenekleri	14
2.3.2. Aşırı Atrofik Mandibulada Ekstra Cerrahi Gerektirmeyen Tedavi Seçenekleri	16
2.4. Dental İmplant Materyalleri	18
2.4.1. Titanyum Materyali	18
2.4.2. Seramik ve Karbonlar	20
2.4.3. Polimerler	20
2.5. Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırılması	20

2.5.1. İmplantların Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Aldıkları Dokulara Göre İmplantlar	20
2.5.2. Şekillerine Göre İmplant Sınıflaması	25
2.5.3. Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar	25
2.6. Kuvvet Analiz Yöntemleri	26
2.6.1. Termografik Yöntemi	26
2.6.2. Radyotelemetri Yöntemi	26
2.6.3. Fotoelastik Yöntem	26
2.6.4. Holografik İnterferometri Analizi	26
2.6.5. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi	26
2.6.6. Kırılğan Vernik Yöntemi	26
2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)	26
3.. MATERYAL METOT	38
3.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	39
3.2. Subperiosteal İmplant, Metal Altyapı, Abutment, Vida ve Protezin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	39
3.3. Çalışma Modelleri	41
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	42
3.5. Malzeme Tanımları	42
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	43
3.7. Kuantitatif Model Bilgileri	44
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	45
4.. BULGULAR	46
4.1. VertiKal Kuvvetler	50
4.1.1. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	50
4.1.2. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	51
4.1.3. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	53
4.1.4. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	53

4.1.5	Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	55
4.1.6.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	56
4.1.7.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	57
4.1.8.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	58
4.1.9.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	58
4.1.10.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	59
4.2.	Oblik Kuvvetler	60
4.2.1.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	60
4.2.2.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	61
4.2.3.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	62
4.2.4.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	63
4.2.5.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	64
4.2.6.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	65
4.2.7.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	66
4.2.8.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	67
4.2.9.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	68
4.2.10.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	69
5.	TARTIŞMA	71
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	88
7.	KAYNAKÇA	90

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Misch'in sınıflandırmasına göre kemik yoğunluklarının bölgesel olarak dağılımı	8
Tablo 2.	Kullanılan Malzemelerin Özellikleri	43
Tablo 3.	Çalışmadaki Modellerin Düğüm ve Eleman Sayısı	46
Tablo 4.	Vertikal Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri	47
Tablo 5.	Oblik Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri	48
Tablo 6.	Vertikal Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri	49
Tablo 7.	Oblik Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri	50

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Lekholm ve Zarb'ın sınıflandırması	7
Şekil 2.	Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması	8
Şekil 3.	Cawood ve Howell'ın Alveolar Kemik Atrofisinin Sınıflandırması	13
Şekil 4.	Wical ve Swoope'un mandibular rezorbsiyonu ölçme yöntemi	14
Şekil 5.	Gerilme tipleri (A) Basma (B) Çekme (C) Makaslama	34
Şekil 6.	CBCT görüntüleri	39
Şekil 7.	Çalışmada Kullanılan Kemik Modelleri	40
Şekil 8.	Çalışmada Kullanılan Parçalar	41
Şekil 9.	Çalışmada Kullanılan Protez ve Metal Altyapı	41
Şekil 10.	İmplantların modellenmesi A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	42
Şekil 11.	Matematiksel Model	43
Şekil 12.	Yükleme Koşulları	44
Şekil 13.	Vertikal ve Oblik Yüklem Senaryoları	45
Şekil 14.	Çalışmanın Sınır Koşulları	45
Şekil 15.	Vertikal Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri	48
Şekil 16.	Oblik Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri	49
Şekil 17.	Vertikal Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri	50
Şekil 18.	Oblik Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri	51
Şekil 19.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	52
Şekil 20.	Vertikal Kuvvetler Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	53
Şekil 21.	Vertikal Kuvvetler Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	54
Şekil 22.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler	55

Şekil 23.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler	56
Şekil 24.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	57
Şekil 25.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	58
Şekil 26.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	59
Şekil 27.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler	60
Şekil 28.	Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler	61
Şekil 29.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	62
Şekil 30.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	63
Şekil 31.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	64
Şekil 32.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler	65
Şekil 33.	Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler	66
Şekil 34.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	67
Şekil 35.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	68
Şekil 36.	Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3	69

- Şekil 37.** Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler 70
- Şekil 38.** Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler 71



KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ADO	Alveolar Distraksiyon Osteogenezi
ASTM	American Society for Testing Materials
CAD-CAM	Computer Aided Design- Computer Aided Manufacturing
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CT	Computed Tomography
Cp-Ti	Saf Titanyum
DICOM	Digital İmaging and Communications in Medicine
DMLS	Direk Metal Lazer Sinterleme
ECC	Europen Consumer Centre
GB	Gigabayt
Gpa	Gigapaskal
IAN	İnferior Alveolar Nerve
ISO	Uluslararası Standartlar Organizasyonu
kgf	Kilogram Kuvveti
max	Maximum
min	Minimum
Mpa	Megapaskal
N/m²	Newton metrekaire
PEEK	Polieter Eter Keton
RhBMP	Rekombinant İnsan Kemik Morfogenetik Proteinini
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Simgeler

A	Alan
a	İvme
α	Alfa
β	Beta
F	Kuvvet
m	Kütle
Mo	Molibden
N	Newton
Ni	Nikel
Pa	Paskal
Pd	Paladyum
S veya σ	Gerilme
Ti	Titanyum

Formüller

Ti6-Al4-V	Titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum
TiO₂	Titanyum Oksit

ÖZET

Atrofik Mandibulada Farklı Dizayn ve Materyallerdeki Subperiosteal İmplantların Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

Amaç: Günümüzde insan ömrünün uzamasıyla birlikte tamamen dişsiz bireylerin sayısında da belirgin bir artış gözlemlenmektedir. Bu durum hem işlevsel hem de estetik sorunları beraberinde getirir. Ayrıca, dişsiz kalma süresinin uzaması ve kişinin genel sağlık durumu ile ilgili diğer etkenler birleştiğinde, ileri derecede alveolar kemik kaybı (rezorpsiyon) meydana gelebilir. Bunun sonucunda, konvansiyonel yöntemler ile cerrahi müdahale olmaksızın sabit protez tedavisi gerçekleştirmek çoğunlukla mümkün değildir. Sabit protez talebinde bulunan veya hareketli protezleri tolere edemeyen hastalar, bu yüzden çeşitli cerrahi işlemler geçirmektedir. Ancak bu tür cerrahiler de ciddi komplikasyon riski taşır. Bu durum araştırmacıları alternatif yöntemler geliştirmeye yöneltmiştir. Modern teknoloji sayesinde, ileri cerrahi işlemler yerine bilgisayarlı tomografi kullanılarak hastanın kemik yapısına birebir uyumlu, kişiye özel subperiosteal implantlar ve sabit protez üst yapıları üretilebilmektedir. Bu çalışmanın amacı da farklı dizaynda üretilen subperiosteal implantların çene kemiğine fikse edilirken lingualde vida kullanılması ile kullanılmaması sonucunda implant, metal altyapı, vidalar ve kemik üzerinde oluşan stresleri SEA yöntemiyle değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Bu tez çalışmamızda oluşturduğumuz atrofik mandibula modellerine 3 farklı dizayn ve farklı malzemeden tasarladığımız subperiosteal implantlar yerleştirildi. İmplantları fikse ederken lingual uzantısı olan birinci modelde lingualde vida kullandık. Lingual uzantısı olan ikinci modelde lingualde vida kullanmadık. Üçüncü modelimizde ise lingual uzantısı mevcut değildi. Tüm modellere vertikal ve oblik kuvvetler uygulandı. Sonuçlar sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirildi.

Bulgular: Tüm principle değerlere bakıldığında vertikal ve oblik kuvvetler karşısında trabeküler max principle değer hariç diğer değerlerin hepsinde en yüksek stres değerleri lingual uzantısı olmayan Model 3 tasarımıda bulunmuştur. En düşük değerler ise standart dizayn olan lingual uzantısı olan ve lingualden vida ile fikse edilen Model 1’de bulunmuştur. Trabeküler max principle değer ise vertikal kuvvet altında en yüksek Model 2 (Grade 4:0.942, Grade 5:0.941), en düşük Model 3’te (Grade 4:0.818, Grade 5:0.813); oblik kuvvet altında ise en yüksek Model 1 (Grade 4:0.885, Grade 5:0.883), en düşük yine Model 3’te (Grade 4:0.842, Grade 5:0.838) görülmüştür.

Von mises stres değerlerine bakıldığında ise vertikal ve oblik kuvvetler altında subperiosteal implantlarda ve metal altyapılarda en yüksek değerler Model 1, en düşük değerler ise Model 3'te görüldü. Vidalarda bulunan değerler incelendiğinde en yüksek değerler Model 3'te olduğu görüldü. Fakat tüm değerler birbirine çok yakın olduğu görüldü.

Sonuç: Tüm sonuçlar değerlendirildiğinde farklı kuvvetler altında farklı malzemelerden tasarlanan lingual uzantısı olan ve lingualden fikse edilen, lingual uzantısı olup lingualden fikse edilmeyen ve lingual uzantısı olmayan tüm modellerde von mises stres değerleri birbirine çok yakın olarak bulundu. Bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda atrofik mandibulanın tedavisi amacıyla yapılan subperiosteal implantlarda lingual uzantısız ve lingual bölgede vidasız kullanılabileceği görüldü. Böylece lingual bölgede flep kaldırılmasından kaynaklı oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınılmış ve ameliyat süresi kısalımış olur.

Anahtar Kelimeler: Atrofik Mandibula, Dental İmplant, Titanyum, Subperiosteal İmplant, Sonlu Elemanlar Analizi

SUMMARY

Evaluation Of Stress Distributions Of Subperiosteal Implants Of Different Designs And Materials In Atrophic Mandible By Finite Element Analysis

Objective: Today, with the prolongation of human life span, there is a significant increase in the number of completely edentulous individuals. This situation brings both functional and aesthetic problems. In addition, when other factors related to the prolonged period of edentulism and the general health status of the person are combined, advanced alveolar bone loss (resorption) may occur. As a result, it is often not possible to perform fixed prosthesis treatment without surgical intervention with conventional methods. Patients who require fixed prostheses or who cannot tolerate removable prostheses therefore undergo various surgical procedures. However, such surgeries also carry a serious risk of complications. This situation has led researchers to develop alternative methods. Thanks to modern technology, personalised subperiosteal implants and fixed prosthetic superstructures can be produced by using computerised tomography instead of advanced surgical procedures. The aim of this study is to evaluate the stresses on the implant, metal substructure, screws and bone caused by the use or non-use of screws in the lingual while fixing subperiosteal implants produced in different designs to the jawbone by SESA method.

Material and Method: In this thesis, subperiosteal implants of 3 different designs and different materials were placed in the atrophic mandible models. While fixing the implants, we used screws on the lingual in the first model with lingual extension, we did not use screws on the lingual in the second model with lingual extension, and there was no lingual extension in the third model. Vertical and oblique forces were applied to all models. The results were evaluated by finite element analysis.

Results: Considering all principle values, the highest stress was found in the model 3 design without lingual extension in all values except the trabecular max principle value against vertical and oblique forces. The lowest values were found in model 1, which is the standard design with lingual extension and fixed with screws from the lingual. Trabecular max principle value was highest in model 2(Grade 4:0.942, Grade 5:0.941) and lowest in model 3(Grade 4:0.818, Grade 5:0.813) under vertical force, and highest in model 1(Grade 4:0.885, Grade 5:0.883) and lowest in model 3(Grade 4:0.842, Grade 5:0.838) under oblique force.

When the von Mises stress values were analysed, the highest values were seen in model 1 and the lowest values were seen in model 3 for subperiosteal implants and metal substructures under vertical and oblique forces. When the values found in the screws were analysed, the highest values were seen in model 3. However, all values were very close to each other.

Conclusion: When all the results were evaluated, the values were found to be very close to each other in all models with lingual extension and lingual fixation, with lingual extension but not lingual fixation and without lingual extension, which were designed from different materials under different forces. Based on the results of this study, we concluded that fixation of subperiosteal implants for the treatment of atrophic mandible may not need to be fixed with screws from the lingual side. Thus, complications that may occur due to flap removal in the lingual region are avoided and the operation time is shortened.

Keywords: Atrophic Mandible, Dental Implant, Titanium, Subperiosteal Implant, Finite Element Analysis

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişsizlik , yaşlı hastalarda yüksek oranda görülen, dünya çapında önemli bir hastalıktır (Emami et al., 2013; Sanders et al., 2004). Doğal dişlerin tamamen ve geri döndürülemez şekilde kaybedilmesi, hastaların sağlık durumu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve işlevsel ve sosyal kısıtlamalara neden olur (Emami et al., 2013).

Dental implantlar, yüksek başarı oranları ve fonksiyon ve estetiği geri kazandırma yetenekleri nedeniyle eksik dişleri olan hastalarda yaygın olarak kullanılan bir tedavi yöntemi haline gelmiştir (Branemark, 1983).

Posterior mandibular bölgenin şiddetli atrofisinin implant-protez rehabilitasyonu zorlu bir süreçtir (Baj et al., 2016; Raghoobar et al., 2011). Otolog ve alloplastik greftlerle yönlendirilen kemik rejenerasyonu, implantların doğru konumlandırılması için gereken kemik hacimlerinin geri kazanılmasına olanak tanıdığı için şu anda bu tür durumların tedavisinde altın standardı temsil etmektedir (Dam et al., 2022; Elnayef et al., 2017; Merli et al., 2018). Ancak, uzun rehabilitasyon süreleri ve birden fazla ameliyata ihtiyaç duyulması, bu prosedürü bazı hastalar için kabul edilemez hale getirir. Kemik greftlerinin başarısızlık oranı %5 ile %20 arasında değişmektedir (Molina et al., 2022). Ayrıca, augmentasyon ile kazanılmış kemiğe yerleştirilen implantların, doğal kemiğe yerleştirilenlere kıyasla önemli ölçüde daha yüksek bir başarısızlık oranı vardır ve bu oran 1 yıl sonra %13'e kadar yükselebileceği gösterilmiştir (Chiapasco et al., 2009). Doğal kemiğe yerleştirilen implantlar için ise bu oran %1-3 arasındadır (French et al., 2021). Dişsiz posterior mandibulanın implant-protez rehabilitasyonu için greftsiz teknikler de mevcuttur. Bunlardan biri olan kısa implantlar, sağlam bilimsel kanıtlarla desteklenen güvenli ve etkili bir çözümdür, ancak alveolar sinirin (IAN) üzerindeki kemik yüksekliği 5 mm'den azsa veya kemik kalınlığı yeterli çapta implantların yerleştirilmesine izin vermiyorsa kullanımı uygun değildir (Terheyden et al., 2021; Xu et al., 2020). IAN'ın lateralizasyonu, hemen implant yerleştirmek için yeterli kemik yüksekliğinin elde edilebileceği başka bir tekniktir (Abayev & Juodzbals, 2015a; Deryabin & Grybauskas, 2021). Ancak bu teknikte, önemli oranda kalıcı nörolojik komplikasyonlar görülebilir (Abayev & Juodzbals, 2015b; Vetromilla et al., 2014).

Subperiosteal implantlar, alveolar kemiğe yerleştirilmek yerine kemik yüzeyine yerleştirilmek ve periosteumla kaplanmak üzere tasarlanmış, geleneksel implantlara göre daha az invaziv bir alternatiftir (Linkow & Ghalili, 1998). Bu implantlar hastanın

anatomisine göre özel olarak yapılır ve işlev ve başarı oranları açısından ümit verici sonuçlar göstermiştir (Mommaerts, 2017).

Son yıllarda, diş yapılarındaki stres analizi, stresleri belirlemek ve bu yapıların mekanik direncini iyileştirmek için ilgi çekici bir konu olmuştur. İlk olarak 1973 yılında Tesk ve Widera tarafından diş implantlarına uygulanan sonlu eleman analizi, oral cerrahi ve implantolojide sıklıkla kullanılır (Tesk & Widera, 1973).

Bu tez çalışmasında atrofik mandibula posteriorun rehabilitasyonu için kullanılacak olan subperiosteal implantların yerleştirilirken lingual dokulara ve sinire verilebilecek zararı en aza indirmek için implantın lingualden vida ile sabitlenip sabitlenmemesi arasındaki farkı değerlendirmek amacıyla farklı dizaynda ve farklı malzemelerden implantlar tasarlanmıştır. Vertikal ve oblik kuvvetler altında implantlarda, metal altyapılarda, fiksasyonda kullanılan vidalarda, implantın etrafındaki kortikal ve spongios kemikte meydana gelen stres değerleri sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 İmplant Tarihi ve Tanımı

Tarih boyunca insanlar her zaman diş eksikliğiyle ilgili sorunlarla karşı karşıya kalmıştır. Antik çağlarda, az işlenmiş yada işlenmemiş gıdaları etkili bir şekilde çiğneyebilme yeteneğinin eksikliği, hayatta kalmak için ciddi bir tehdit oluşturmaktaydı. Gıdaların işlenmesindeki ilerlemelerle birlikte yiyecek çeşitliliğinin artması ve yemekten keyif alma isteği, insanların dişlerini koruma konusunda bilinçlenmesini sağlamış veya diş eksikliklerinin giderilmesine yönelik yollar aramasında önemli bir motivasyon kaynağı olmuştur. Modern zamanlarda yüz estetiğinin önem kazanması ve diş hekimliği tekniklerinin ilerlemesi ile birlikte eksik olan dişlerin tamamlanması daha mümkün hale gelmiştir.

Geçmişte diş kaybını gidermek için değişik yöntemler denenmiştir. Bunlardan biri olan kişiden kişiye diş nakli, genellikle enfeksiyon veya nakledilen dişlerin reddedilmesiyle sonuçlandığı için başarıya ulaşamamıştır. Diş hekimliği ilerledikçe, eksik dişlerin yerine konulması için konik diş kökü formu gibi çeşitli stratejiler geliştirilmiştir. Erken dönem diş implantları olarak nitelendirilebilecek bu yöntemde de genellikle yerleştirilen materyal enfeksiyon veya gevşeme nedeniyle birkaç ay içinde çıkarılmak zorunda kalmıştır.

Yüzyıllar boyunca, takıp çıkarılan protezler ve diş destekli köprü protezler, eksik dişlerin yerini almak için kullanılan ana çözümler olmuştur. Bu yöntemler işlevsel ve estetik yararlar sağlamasına rağmen doğal dişlerin kalıcılığı ve stabilitesine sahip olmamaları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Biyolojik temelli araştırmalardaki gelişmeler sayesinde implantolojisinde büyük ilerlemeler sağlanmıştır. Bu ilerlemeler uzun vadede hatta ömür boyu başarı şansı yüksek olan implantların geliştirilmesini mümkün kılmıştır. Günümüzde dental implantlar, çene kemiği ile osseointegre olmak üzere tasarlanmakta olup, kalıcı ve dayanıklı bir çözüm sunarak diş implantolojisi alanında büyük bir ilerlemeye neden olmuştur. Bu değişim, yalnızca diş kaybının işlevsel yönlerini ele almaktan öte, uzun vadeli ağız sağlığı ve estetik memnuniyet sağlamaya yönelik bir dönüşümü temsil etmektedir.(Block, 2018)

Dental implantlar sabit veya hareketli protezlerin retansiyonunu sağlamak ve onlara destek olmak için, mukoza veya periostun altına, maksilla veya mandibula kemiklerinin üzerine veya içine yerleştirilen protetik aygıtlardır (Prosthodontics, 1999).

Uluslararası standardizasyon kurumu (ISO) dental implantları “Protetik restorasyona desteklik sağlayan, maksilla veya mandibulaya, cerrahi olarak yerleştirilen materyal” olarak tanımlamıştır (Jokstad et al., 2003).

Dental implant tarihinin Güney Amerika ve antik Mısır topluluklarına kadar uzanmaktadır. Oral implantolojideki en büyük gelişimi ise, Dr. Ingvar Brånemark liderliğinde İsveçli araştırma grubu gerçekleştirmiştir (Uzun & Keyf, 2012).

İmplant tedavisinde istenilen şey, implant ile kemik dokusu arasında osseointegrasyonu sağlamaktır (Çetiner & Zor, 2007). Brånemark tarafından osseointegrasyon “Kemik dokusu ve dental implantlar arasında ışık mikroskobu ile bakıldığında gözlenen direkt bağlantı” olarak kabul edilmiştir (Misch, 2007). Osseointegrasyon temel olarak, kemiğin implant yüzeyine fibröz doku olmadan mekanik olarak bağlanması veya birleşmesidir. (Şahin et al., 2016).

İmplantların osseointegrasyonunun devamlılıkları için implantlara gelen biyomekanik kuvvetlerin önemli bir rolü vardır. Doğru konumda yerleştirilmeyen implantların üzerine gelen oblik ve horizontal kuvvetler, implant etrafında ve çevre kemikte stres oluşturarak rezorpsiyona ve fonksiyonel yüklemekten sonra erken dönemde implant kayıplarına yol açabilir. Protezin önceden planlanması ve implantların yerleştirileceği konumlar için referans olarak kullanılması tedavinin tüm aşamalarında ve sonrasında oluşabilecek komplikasyonları azaltmaktadır (Boynueğri et al., 2008).

Dental implantların güvenli ve doğru bir şekilde yerleştirilmesi, dikkat ve hassasiyet gerektirir. Cerrahi rehberlerin kullanımı, implant uygulamalarında estetik ve fonksiyonel açıdan başarılı protetik restorasyonların elde edilmesine katkı sağlar. (Akova & Üstün, 2006).

2.1.1 Dental İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

2.1.1.1 Dental İmplant Endikasyonları

Dental implant tedavisi endikasyonları şunlardır:

- ✓ Hareketli protez kullanamayan total hastalar
- ✓ Köprü yapılacak altyapıya sahip olmayan hastalar
- ✓ Tutuculuğu az ya da hiç sağlanamayan total dişsiz hastalar
- ✓ Ortodontik tedavide ankraj amaçlı

- ✓ Maksillofasiyal protezlere destek sağlamak için
- ✓ Dişsiz sonlanan çenelerde
- ✓ Parsiyel dişsiz hastalar (hareketli protez kullanamayan)
- ✓ Sağlıklı komşu dişlere sahip olan tek diş eksikliklerinde
- ✓ Total ve parsiyel protez kullanan hastalar (kusma refleksi olan)
- ✓ Diş agenezisi
- ✓ Cerrahi ve endodontik olarak tedavi edilemeyecek ve çekimi yapılacak dişleri takiben implant yerleştirilmesi amaçlı(Davarpanah M., 2004)

2.1.1.2 Dental İmplant Kontrendikasyonları

İmplantların kontrendikasyonları genel ve lokal olmak üzere ikiye ayrılır.

Genel Kontrendikasyonlar

- ✓ İyileşme bozukluğu olan hastalar
- ✓ Parafonksiyonlar
- ✓ Psikiyatrik hastalığı olan kişiler
- ✓ Radyoterapi tedavisi almış hastalar
- ✓ Ağız hijyeninin kötü olması
- ✓ Sigara, alkol ve ilaç bağımlılığı olan hastalar
- ✓ Kontrol altına alınamayan sistemik hastalıklar
- ✓ Hastanın yaşı
- ✓ Hamileler

Lokal Kontrendikasyonlar

- ✓ Mevcut kemik kalınlığının yetersiz olması
- ✓ Mevcut kemik yüksekliğinin yetersizliği
- ✓ Lokal kemik rezorbsiyonuna neden olan durumlar (fibröz kemik displazisi, rezidüel kist, osteomyelit, tümörler)
- ✓ Yerleştirilen implantlara komşu dişlerdeki apikal periodontitis

- ✓ Hiperplaziler
- ✓ Yeterli olmayan yapışık dişeti varlığı
- ✓ Kemik kalitesi yeterli olmayan durumlar
- ✓ Malign tümörler
- ✓ Yüksek kas bağlantısı
- ✓ Lökoplaki
- ✓ Yetersiz oral hijyen(B., 2000; Davarpanah M., 2004)

2.2 Kemik

Kemiğin %30'u organik matriksten, %70'i ise inorganik matriksten oluşur. Kalsiyum ve fosfat bileşenlerinden oluşan hidroksiapatit yapıya 'mineral matriks' denir. Organik matriks %90'ı tip I kollajen olan glikoaminoglikanlar, glikoproteinler, mukoproteinler ve fosfolipidler gibi çeşitli makromoleküllerden oluşur. Kollajen liflerin histolojik olarak düzenli yapısı, kemik dokusunu gerilme ve kopma streslerine karşı dirençli hale getirir. Kemik dokusunda bulunan hücreler: mezenşim hücrelerinin farklılaşmasıyla oluşan osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır (Kadler et al., 1996; L Mescher, 2013). Kemik dokusu, kortikal ve trabeküler kemik olmak üzere iki katmandan oluşur. Kortikal kemik, kansellöz kemiğin çevresinde bulunur. Bu tabaka, yüksek mineralizasyon seviyesine sahip olup, vücuttaki kemiklerin yaklaşık %80'ini oluşturur ve iskelet sistemine yapısal destek sağlar. Trabeküler (spongios veya kansellöz) kemik ise, birbirine bağlı trabeküllerden oluşan düşük yoğunluktaki tabakadır. Mekanik etkilere karşı düşük direnç gösteren bu yapı, yüzey alanı hacmine oranla daha büyük olup, kortikal kemik ile kıyaslandığında metabolik olarak daha aktiftir. (L Mescher, 2013; Ten Cate & Nanci, 2008).

2.2.1 Mandibular Kemiğin Anatomisi

Mandibula, kafa iskeletinin hareketli en büyük ve en güçlü kemiği olarak kabul edilir. Embriyolojik gelişim sırasında orta hatta simfizis bölgesinde birleşen iki kemik ünitesi, mandibulayı U şeklinde bir yapı haline getirir. Dişlerin bulunduğu yatay olarak uzanan kısmı korpus mandibula, arkada dikey olarak yer alan iki ramus mandibula ile birleşir. Korpus ve ramus mandibula arasındaki açıya gonial açı denir.(Arıncı K, 2006)

Mandibula korpusu, basis mandibula ve pars alveolaris olmak üzere iki bölüme ayrılır. Kemiğin alt kısmına basis mandibula, dişlerin yer aldığı üst yarısına ise pars alveolaris denir. Basis mandibula, sağlam bir yapıya sahip olup, pars alveolaris'e kıyasla daha geniş bir kavis gösterir. Dişlerin bulunduğu pars alveolaris ise basis mandibula'ya göre daha az kavislidir. Korpus mandibula'nın ortası spongioz kemik yapısındayken, etrafı ince bir kompakt kemik tabakası ile kaplıdır. Pars alveolaris, yaşlanma ile birlikte diş kaybına bağlı olarak atrofiye uğrar. (Arıncı K, 2006)

Mandibulayı trigeminal sinirin dallarından biri olan nervus mandibularis innerve eder. Mandibular sinir aynı zamanda, kasları, mukozayı, temporamandibular eklemi, diş çevre dokularını, deriyi ve mandibular dişleri de innerve eder. Nervus mandibularis hem motor hem de duyuşal sinir dallarına sahiptir (Skrzat et al., 2005).

2.2.2 Kemik Yoğunluğu

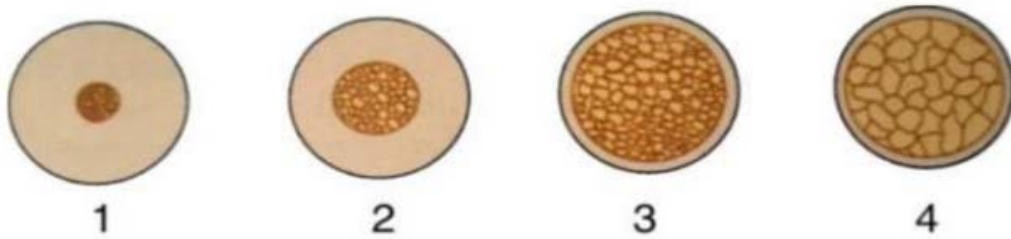
Kemik yoğunluğu ile implant tedavilerindeki başarılar arasında önemli bir ilişki bulunmaktadır. Kemik kalitelerine göre yapılan sınıflandırmada şu şekildedir;

Tip 1: Rezidüel kemiğin büyük bölümü kortikal kemik

Tip 2: Yoğun spongioz kemikle çevrilmiş kalın kortikal kemik

Tip 3: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemik ile çevrilmiş ince kortikal kemik



Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın sınıflandırması(Lekholm U, 1985)

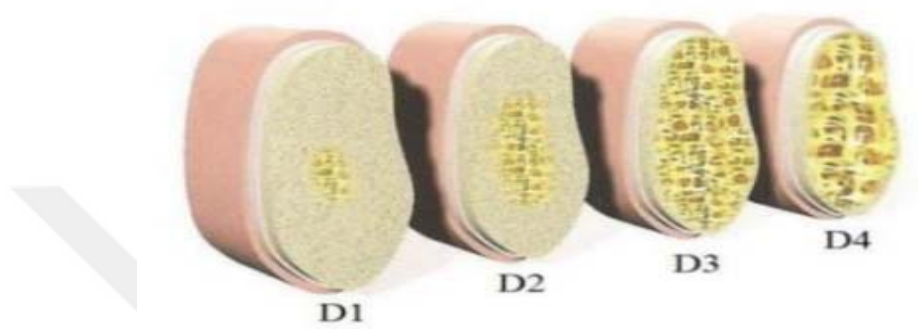
Misch'in yaptığı sınıflama ise (Misch, 2007)

D1: Yüksek oranda mineralize olmuş neredeyse tamamı yoğun kompakt kemikten oluşmaktadır. Çoğunlukla aşırı atrofik dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2: Kemiğin dış yüzeyinde kalın kompakt kemik, iç yüzeyinde de kalın trabeküler kemik bulunmaktadır.

D3: Kemiğin dış yüzeyinde ince poröz bir kompakt kemik bulunurken, iç yüzeyinde ise ince trabeküler kemik vardır.

D4: Kemiğin neredeyse tamamı trabeküler kemikten oluşmaktadır.



Şekil 2. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması. (Misch & Kutay, 2009)

Tablo 1. Misch'in sınıflandırmasına göre kemik yoğunluklarının bölgesel olarak dağılımı.(Misch & Kutay, 2009)

KEMİK TİPİ	ANTERİÖR MAKSİLLA	POSTERİÖR MAKSİLLA	ANTERİÖR MANDİBULA	POSTERİÖR MANDİBULA
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

İmplant yerleşiminde, trabeküler kemiğin az, kortikal kemiğin yoğun olduğu kemikler tercih edilmektedir. Yüksek yoğunluklu kemikte implant kalitesi, düşük yoğunluklu kemiğe göre fazla bulunmuştur. Kemik yoğunluğu azaldığı zaman kemik dayanıklılığı da aynı oranda azalmaktadır. Düşük yoğunluklu kemiğe yerleştirilen implantlarda kayıp oranlarının arttığı belirtilmiştir.(Misch & Kutay, 2009)

2.2.3 Kemik Rezorbsiyonu

Kemiklerde yaşam boyunca sürekli olarak rezorbsiyon meydana gelir; kemik dokusu osteoklastlar tarafından parçalanır ve ardından osteoblastlar tarafından yeni kemik dokusu oluşturulur. Kortikal kemik, genellikle spongioz kemikten daha düşük anabolik ve katabolik tepki kapasitesine sahiptir. Kortikal kemikte yılda yaklaşık %4 oranında yeniden yapılanma gerçekleşirken, spongioz kemikte bu oran %20'ye kadar çıkabilir (Clarke, 2008). Kemiklerin yeniden şekillenmesinde biyolojik etmenler ve fiziksel kuvvetler rol oynar. Wolff kanununa göre, kemikler üzerine etki eden kuvvetlere tepki olarak yeniden şekillenir; yani kemikler fiziksel gerilmelere yanıt verir. Kemik üzerine uygulanan yükler, uygulandıkları alanda oluşan negatif potansiyeli tetikleyerek yeni kemik oluşumunu teşvik eder. Bu süreçte, düşük stresli bölgelerde osteoklastlar tarafından rezorpsiyon gözlenirken, yüksek stresli bölgelerde osteoblastlar tarafından yeni kemik oluşumu gerçekleşir (Clarke, 2008).

Yapım ve yıkım mekanizması, bu doğal döngüyü bozan nedenlerle değişir ve kemikte yıkım başlar (Wilkins, 2005). Rezidüel kemik rezorpsiyonunun nedenleri; lokal ve sistemik olarak iki gruba ayrılabilir. Lokal faktörler: anatomik, işlevsel ve protez kaynaklı faktörler olarak sınıflandırılabilir. Lokal etkenler, kemiğin rezorpsiyon sürecinin erken aşamalarında etkilidir. Sistemik faktörler ise kemik yoğunluğunun büyük kısmının kaybında rol oynar.(Reich et al., 2011)

Hastanın yaşı, cinsiyeti (postmenopozal osteoporoz, hamilelik), yardımcı faktörler (mineral yetersizliği, C vitamini eksikliği, beslenme alışkanlıkları, kontrol altına alınamayan diabetes mellitusu, malabsorpsiyonu), hormonal dengesizlikleri (Cushing, Akromegali, hiperparatiroidizm, hipertiroidizm) sistemik faktörler olarak sınıflandırılır (Atwood, 2001; Bodic et al., 2005).

Eğer yeterli miktarda kemik varsa, kemik kaybı genellikle daha uzun bir sürede meydana gelir. Kemik dokusunun lokal ve sistemik faktörlere olan hassasiyeti, trabeküler ve kortikal kemik oranıyla belirlenir. Üst çenenin büyük bir kısmında bulunan spongioz kemik, alt çenedeki kortikal kemikten daha fazla ısırma kuvvetlerini absorbe eder. Ayrıca, alt çenede kuvvetlerin daha dar bir bölgeye gelmesi kuvvetlerin emiliminde önemli bir rol oynar. Bu nedenle, alt çenedeki kemik yıkım hızı, üst çeneye kıyasla dört kat daha fazla olabilir.(Atwood, 2001; Soikkonen et al., 1996) Alt çenede posterior bölgede kemik yıkımı, anterior bölgedeki yıkımın 4 katıdır (Misch, 2015).

Cawood ve Howell (J. Cawood & R. Howell, 1988), 300 kafatasına baktıkları çalışmalarında aşağıdaki sonuçlara ulaşmışlardır:

- ✓ Alveolar kemik, dikey veya yatay yönde yeniden şekillenme yapabilir.
- ✓ Bazal kemik ise genellikle çok az değişiklik gösterir. Eğer bir değişiklik olursa, bu genellikle aşırı kuvvet veya hatalı üst yapı kaynaklıdır.
- ✓ Remodelling yönü, bölgeden bölgeye değişiklik gösterir.
- ✓ Remodelling miktarı, bulunduğu çeneye ve bölgeye göre değişir.

2.2.3.1 Lokal Faktörlere Bağlı Gelişen Alveolar Kemik Rezorpsiyonu

Periodontal hastalıklar kaynaklı kaybedilen periodontal fibriller nedeniyle gerçekleşen bakteriyel geçişler enfeksiyon ile sonuçlanabilir (Jeffcoat et al., 2000). Ayrıca, tedavi edilmemiş çürükler veya pulpitisli dişler zamanla enfeksiyona yol açabilir. Bu enfeksiyonlar, diş kayıplarına ve enfeksiyonun yayılmasıyla birlikte geniş kemik defektleri oluşmasına neden olabilir (Jeffcoat et al., 2000). Dental travmalar, doku kaybına yol açan diğer önemli faktörlerdir. Travmanın şiddeti ve yönü, diş dokusunda hasara ek olarak alveolar krette rezorpsiyon, kırılma veya doku kaybına sebep olabilir. Travma yalnızca diş dokusunda zedelenmeye neden olsa bile, dişin tedaviye yanıt vermemesi durumunda enfeksiyon kaynağı haline gelerek diş çekimini gerektirebilir. Bu durum da alveolar krette yapısal değişikliklere yol açabilir (DeAngelis et al., 2014). Diş çekimi sonrası mandibular kemikte meydana gelen üç önemli değişiklik, bukkal ve lingual diş eti sırtlarının yaklaşması, lingual kemikte rezorpsiyon ve bukkal kemikte kemik yapımının yavaşlamasıdır. Bu değişiklikler muhtemelen çekim socketinin iyileşme sürecinin bir parçası olarak kemik sırtının yeniden şekillenmesi, kemik yapımında mekanik uyarım sağlayan dişlerin kaybı ile birlikte dilin alveolar kemik üzerine doğru yer değiştirmesi ve dil basıncının azalması ile çiğneme fonksiyonunun yetersizliğinden kaynaklanmaktadır (Sun et al., 2013). Özetle, diş çekimi sonrası mekanik uyarı azaldığı için alveolar kemik miktarında azalma meydana gelir. Ancak sadece tek bir faktör bu rezorpsiyonun tanımlanması için yeterli değildir (Sun et al., 2013).

Keratinize mukoza dokusunun kalınlığı kemik rezorpsiyonunu etkiler. Diş kayıpları ve yaşlanma ile birlikte mukoza incir, bu da periosteal ve submukozal damarsal desteğin azalmasına yol açar. Bu durum, bölgeyi travmalara daha duyarlı hale getirir ve rezorpsiyonu artırır. Ayrıca, doku hasarına bağlı olarak iltihaplanma eğilimi de artar

(Pudwill & Wentz, 1975). Keratinize mukoza kalınlığı 2 mm'nin altındaysa, bukkal kemikte rezorpsiyon artar. Böylece yumuşak doku daha apikalde konumlanır (Bengazi et al., 2014). Kalın ve sağlıklı bir mukozaya sahip kemiklerde yıkım süreci dengelenir. Daha sonra fizyolojik kuvvetler kemik yapımını uyarır (Bengazi et al., 2014).

2.2.3.2 Sistemik Faktörlere Bağlı Gelişen Alveolar Kemik Rezorpsiyonu

Hastanın yaşı, genel sağlığı ve cinsiyeti kemik doku hakkında net bilgi vermese de klinik olarak bilgi verir. Vücut metabolizmasında anabolik ve katabolik faktörler görev alır (Atwood, 2001). Kemik, sürekli tamir, oluşum ve rezorpsiyon süreçleriyle birlikte yeniden şekillenir. Kemik dokusunun oluşumu anne karnındayken başlar ve ergenliğin sonuna kadar devam eder. Bu süreçteki kemik yapımı, iskelet sisteminin boyutunu ve şeklini belirlemede önemli bir rol oynar. Erişkinlik döneminde kemik yapımı zamanla yavaşlar ve kemik rezorpsiyonu oranı da artmaya başlar (Jonasson, 2005). Kemik şekillenmesi, eski kemik dokusunun yıkılması ve yerine yeni kemik dokusunun oluşturulması sürecidir. Bu döngüde, osteoklastlar kemik yüzeyine yapışarak asit salgılayan 'proton pompaları' aracılığıyla kemik dokusunu çözerler. Bu işlem sonucunda kemik dokusu ortadan kalkar ve lakunalar ortaya çıkar (Lerner, 2000). Osteoklastlar bu lakunalarından ayrıldığında, osteoblastlar yeni kemik dokusu oluşturma sürecini başlatır. Osteositler, kemikte geniş bir ağ oluşturarak mekanosensörler gibi işlev görürler ve kemik şekillenmesinin erken dönemlerinde, mekanik stresle birlikte osteoklastları ve osteoblastları aktive eden bir dizi biyokimyasal reaksiyona katılırlar (Nomura & Takano-Yamamoto, 2000). Çocuklukta ve ergenlik çağında kemik yapımı ön plana çıkarken, yetişkinlik döneminde kemik oluşumu ve rezorpsiyonu arasında bir denge sağlanır. Yaşa bağlı olarak kasların atrofiye uğraması, mandibular kemikte rezorpsiyon ve kemik dokusundaki minerallerde azalmayla ilişkilidir (Jonasson & Kiliaridis, 2004). Yaş ilerledikçe, kas kuvveti ve kemik sertliği azalmaya başlar (Kallman et al., 1990). Aynı zamanda yaş arttıkça çiğneme kuvveti de azalır (Monemi et al., 1999).

Kadınlarda menopoza sonrası ve erkeklerde yaşlanma süreciyle birlikte, kemikte rezorpsiyon artar ve böylece kemik kaybı başlar (Winter et al., 1974). Diş eksiklikleriyle ilişkilendirilen durumda, erkek hastalarda mandibulanın arka yüzeyinde daha geniş bir kemik rezorpsiyonu gözlemlenmektedir (Winter et al., 1974). Ayrıca, kadınlarda spongios kemik yapısında artış ve mandibular kortikal kemikte rezorpsiyon görülme oranı daha fazla olduğu belirtilmiştir (Dyer & Ball, 1980).

Tiroid hormon düzeyi, osteoblast ve osteoklast hücre aktivitesini hızlandırırken, paratiroid hormon düzeyi sadece osteoklastik etkiyi artırır. Kemik doku büyümesinde kalsiyum, fosfor ve proteinlerin emilimi önemli rol oynar. D vitamininin yanı sıra C vitamini de kemik matriksinin oluşumunda etkilidir. Ayrıca, B vitamini kompleksi normal hücre metabolizmasında önemli rol oynar (Atwood, 2001). Östrojen hormon yetersizliği menopoz sonucu metabolik olarak meydana gelebildiği gibi overektomi operasyonu olan hastalarda da karşımıza çıkmaktadır. Overektomi sonrası kemik dokusunda yıkım artışı ve yoğunluğunda azalış olduğu belirtilmiştir (Hara et al., 2001). Ancak kemik yıkımının kortikal mı yoksa trabeküler tabakalarda mı daha yoğun olarak ortaya çıktığı konusu hala tartışmalıdır. Yazarlar, bunun hormon seviyesindeki eksikliğin süresinin artmasıyla ortaya çıkabileceğini ifade etmiştir (Cao et al., 2001; Hara et al., 2001).

Osteoporoz, kemik yoğunluğunun düşük olduğu ve kemik dokusunun yapısal olarak bozulduğu bir hastalıktır. Bu durum, kemik dokusundaki bozulma sonucunda ağrı, deformite veya kırıklara neden olabilir. Özellikle ileri yaşta, postmenopozal dönemdeki kadınlarda yumurtalık fonksiyonlarının azalması ve dolaşımdaki östrojen hormonunun düşüşüyle ilişkilidir (Barclay, 2008). Osteoporozda kemik mineral yoğunluğunu etkileyen genetik faktörlerin yanı sıra, cinsiyet, aile geçmişi, etnik köken, vücut yapısı ile ilişkili faktörler ve sigara, alkol gibi kemik metabolizmasını etkileyen diğer etmenler de rol oynamaktadır (Jin & Ralston, 2005). Birçok çalışmada, kemik dokudaki mineral yoğunluğundaki azalma ile osteoporoz arasında ilişki olduğu belirtilmiştir (Amam & Rustom, 2014). Özetle, lokal ve sistemik birçok faktör alveolar kretin rezorpsiyonunda etkilidir. Hastaya uygulanacak tedavi yöntemi belirlenmeden önce rezorpsiyona neden olabilecek faktörler belirlenmeli ve yıkıcı etkileri azaltılmalıdır.

2.2.4 Alveolar Kemik Sınıflandırılması

Diş çekimi sonrası meydana gelen kemik rezorpsiyonu ile ilgili farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. Bunlar arasında en önemlilerden biri Cawood ve Howell sınıflamasıdır (J. Cawood & R. Howell, 1988). Alveolar kreti 6 farklı şekilde gruplandırmışlardır:

Sınıf I: Dişli normal kret

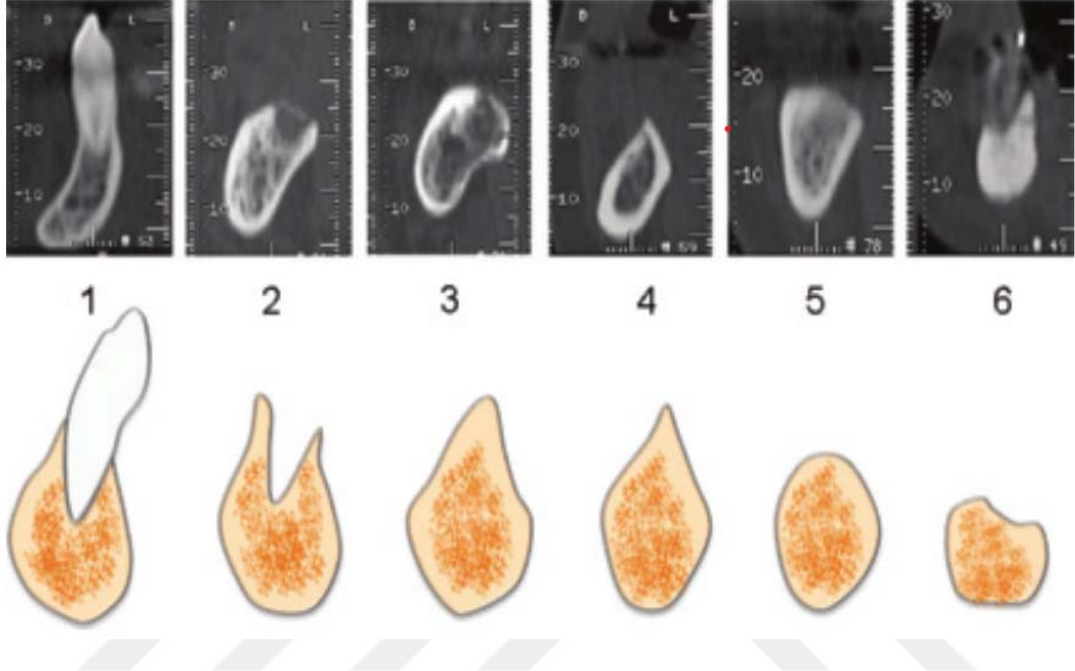
Sınıf II: Diş çekimi ardından iyileşmesi yeni tamamlanan kret.

Sınıf III: Yeterli genişlik ve yüksekliğe sahip, oval şeklinde kret.

Sınıf IV: Yeterli yüksekliğe sahip, fakat bıçak sırtı olan kret.

Sınıf V: Yeterli kret genişliği ve yüksekliği olmayan düz şekilli kret.

Sınıf VI: Bazal kemikte kemik kaybı olan ve negatif formda kret.



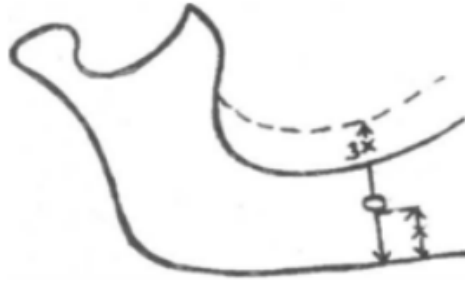
Şekil 3. Cawood ve Howell'ın Alveolar Kemik Atrofisinin Sınıflandırması

Varolan kemik miktarını değerlendirme yöntemlerinden bir diğeri Wical ve Swoope'un yaptığı rezorpsiyon sınıflandırmasıdır (Wical & Swoope, 1974):

Sınıf I: Başlangıçta mevcut olan kemik dokusunun $1/3$ 'ü kadar olan kemik kaybı,

Sınıf II: Başlangıçta mevcut olan kemik dokusunun $1/3$ 'ü ile $2/3$ 'ü arasında olan kemik kaybı,

Sınıf III: Başlangıçta mevcut olan kemik dokusunun $2/3$ 'ü veya daha fazlası kadar kemik kaybı



Şekil 4. Wical ve Swoope'un mandibular rezorbsiyonu ölçme yöntemi

2.3 Aşırı Atrofik Mandibulada Tedavi Seçenekleri

İleri derecede atrofiye uğramış mandibulada, standart dental implant prosedürlerinin uygulanamadığı durumlarda, ileri cerrahi teknikler ile rezidüel alveol kemiğine yeniden hacim ve şekil kazandırmak mümkündür. Bu teknikler arasında en çok tercih edilenler alveoler distraksiyon osteogenezi ve greftleme prosedürleridir. (Stellingsma et al., 2004).

2.3.1 Aşırı Atrofik Mandibulada Ekstra Cerrahi Gerektiren Tedavi Seçenekleri

2.3.1.1 Alveolar Sırtın Ayrılması veya Genişletilmesi

Alveolar sırtın genişletilmesi veya ayrılması tekniği, sadece bukkal ve palatinal veya lingual kemik yüzeylerinde kansellöz kemiğin ayrılmasını gerektiren belirli durumlarda kullanılan bir yöntemdir. (Chiapasco et al., 2009).

2.3.1.2 İnferior Alveolar Sinir Lateralizasyonu ve Transpozisyonu

Alling (CC, 1977) 1977 yılında inferior alveolar sinirin yeniden konumlandırılmasını önermiştir. Sinir lateralizasyonunda, alveolaris inferior sinir açığa çıkartılır ve daha lateral bir konuma taşınır. Bu işlem esnasında insiziv sinir dallarına ve sinirin arka kısmına müdahale edilmez. Diğer teknik ise sinir transpozisyonudur. Bu yöntemde ise mental foramen çevresinde gerçekleştirilen osteotomi ile sinirin çıkışı daha posterior bir konuma doğru taşınır. Osteotomi işlemi foramenin önünden başlatılabilir veya sinire yakın bölgelerde elmas frez kullanılabilir, böylece hasar en aza indirgenir.(Del Castillo Pardo de Vera & JL, 2008).

2.3.1.3 Segmental Sandviç Osteotomisi (SSO)

SSO tekniğinin güvenle uygulanabilmesi için önemli iki faktör vardır. İlk olarak, inferior alveolar sinirin süperiorunda yeterli kemik dokusu bulunmalıdır. İkinci olarak ise augmentasyon için yeterli intermaksiller mesafenin sağlanması gerekmektedir. (Block & Haggerty, 2009). Operasyon sırasında tercih edilen plak ve vidalarla yapılan rijit fiksasyon, greftin erken iyileşme sürecinde hareketini ve uygulanan kemik greftinin rezorbsiyonu engeller (Kamperos et al., 2017; Lin et al., 1990).

2.3.1.4 Alveolar Distraksiyon Osteogenezi

Alveolar distraksiyon osteogenezi (ADO), doğal kemik oluşumu sağlayan biyolojik bir yöntemdir (Chiapasco et al., 2007). Histolojik olarak incelendiğinde, distraksiyon sahasında doğal kemiğe çok benzer kalitede ve yoğunlukta kemik oluştuğu görülmektedir (Chiapasco et al., 2007; Marchetti et al., 2007).

ADO yönteminde, kemik segmentleri kademeli olarak ayrılarak yeni kemik oluşumu teşvik edilir ve bu süreçte yumuşak dokular da hareket eden segmenti takip eder. Bu mekanizma, distraksiyon histogenezi olarak bilinir. Bu etki, distraksiyon işlemi sırasında yumuşak dokuların kısıtlayıcı etkisini ortadan kaldırır. (Ilizarov, 1989).

Distraksiyon işlemi sırasında hareket ettirilecek segment üzerinde periostun tamamen sıyrılması veya zarar görmesi, erken kemik oluşumunu olumsuz etkileyebilir (Harrison & Jurosky, 1991). Distraksiyon prosedüründe, genellikle günde iki kez yapılan 0,5 mm'lik aktivasyonlarla toplamda 1 mm genişletme sağlanması önerilir. Daha az aktivasyonun, tip I kollajen oluşumunu engelleyebileceği ifade edilmektedir. (Sezer et al., 2012).

2.3.1.5 Kemik Grefti Teknikleri

Kortikokansellöz blok greftler, alveolar kemikteki hacim yetersizliklerini tedavi etmek için tercih edilirken, kansellöz partiküllü greftler genellikle 2 veya 3 duvarlı kemik defektlerini tedavi etmek amacıyla kullanılır. Greft materyallerinin seçimi, iyileşme sürecini önemli ölçüde etkileyebilir, bu nedenle dikkatle yapılması gereklidir. (Cawood et al., 2007).

Greft materyalinin boyutlarına bağlı olarak, 2 hafta içerisinde kanlanma gerçekleşir ve sonra remodelasyon başlar. Dental implantların yerleştirilmesi için, greft kullanımı sonrası en az 3 ay beklemek gerekir (Keller, 1995; Keller et al., 1987).

2.3.1.6 Onley Kemik Greftleri

Alveoler kretlerdeki yetersizliklerin tedavilerinde, tedavi seçeneği olarak ilk aklı gelen otojen kemik grefti uygulamalarıdır. İntraoral veya ekstraoral olarak elde edilebilmektedir. Anterior iliak bölgesinden, fibuladan, tibiadan, tüber maksilladan, skapuladan, mandibuler retromolar bölgeden, kalvaryadan, ramus ve simfiz bölgelerinden elde edilen otojen kemik greftleri, defektlerin tedavilerinde başarılı sonuçlar verir (Boyne, 1973).

2.3.1.7 İnterpozisyonel Greft Uygulaması

İnterpozisyonel teknik, mandibulada veya maksillada çeşitli bölgelerde uygulanabilir. Ancak en yaygın tercih edilen yer maksillanın ön bölgesidir. Bu teknik, genellikle 3-8 mm arasında kemik kaybının olduğu bölgelerde dikey kemik kazanımı sağlamak için kullanılır. (AYKAN, 2007). Teknikte, ilgili kemik segmenti istenilen vertikal yüksekliğe ulaşacak şekilde hareket ettirilir ve sabitlenir. Bu süreçte, segmentin hareket ettirilmesi periosteal kanlanmasını koruduğundan, hacim kaybı gözlenmez. Üst çenenin ön bölgesinde genellikle 5 mm'ye kadar dikey hareket sağlanabilir. (AYKAN, 2007).

2.3.1.8 Ring Yöntemi

Çekim sonrası meydana gelen yatay ve dikey kemik kayıplarının yerine konulabilmesi için onlay greftleme tekniklerinin kullanılması gereklidir ve kemik halkası yöntemi bunlardan biridir. Kemik halkası tekniği, ciddi soket defektlerinin, bıçak sırtı kretlerin ve diğer çeşitli kemik defektlerinin tedavisinde güvenilir alternatif bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Eş zamanlı implant yerleştirme ile kemik greftlemesi kombinasyonu, bu sorunun üstesinden gelmek için geliştirilmiştir (Omara et al., 2016). Bu teknik, halka şeklindeki otojen kemik greftleri veya dental implantlarla sabitlenmiş allojenik/ksenojenik kemik kullanılarak alveoler kemik defektlerinin rekonstrüksiyonunu mümkün kılar (Sáez-Alcaide et al., 2020).

2.3.2 Aşırı Atrofik Mandibulada Ekstra Cerrahi Gerektirmeyen Tedavi Seçenekleri

2.3.2.1 Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti (All-on-four Tekniği)

Rezorbe çenelerdeki tedavi seçenekleri arasında greftleme, uzun distal kantilever, subperiosteal implantlar, kısa implantlar ve zigoma veya pterygoid implantlar bulunmaktadır. Ancak, zigoma veya pterygoid implantlar gibi yöntemler önemli cerrahi deneyim gerektirir, cerrahi riskler taşır ve potansiyel komplikasyonlara yol açabilir.

Greftleme işlemi ise yüksek maliyetli olabilir, uzun süre alabilir ve birden fazla cerrahi operasyon gerektirebilir (Özdemir Doğan et al., 2014). Maló ve arkadaşları, uzun distal kantilever, alveolar kemik kaybı ve minimal kemik hacmi gibi durumların rehabilitasyonu için “All-on four” tekniğini geliştirmişlerdir (Maló et al., 2003).

2.3.2.2 Kısa Dental İmplantlar

Kısa implantlar, ilk kez 7 mm uzunluk ve 3.75 mm çap ile atrofik maksilla ve mandibulada kullanılmaya başlandı. Fakat zamanla düşük başarı oranları elde edildikten sonra kısa implantların çapının artırılması gerektiği yönünde fikir birliği oluştu (Karthikeyan et al., 2012).

2.3.2.3 Subperiosteal İmplantlar

Günümüzde atrofik çenelerin konvansiyonel endosseöz implantlarla rehabilitasyonu sabit rehabilitasyonların altın standardı haline gelmiştir; ancak ileri derecede atrofik çenelerin tedavisi hala zorluklar barındırmaktadır. Literatürde, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonundan onlay/inlay greftlere, Khoury tekniğine ve alveolar sırt ayırmaya kadar çeşitli kemik grefti teknikleri tanımlanmıştır. Ancak, bu seçenekler yalnızca endikasyonu uygun olan hastalarda kullanılabilir ve yüksek komplikasyon ve başarısızlık riskine sahiptir. Ayrıca tecrübe gereklidir ve birkaç ameliyat gerekebilir (Wortmann et al., 2019).

Klinik senaryoya göre kemik grefti prosedürlerine alternatifler, kısa implantlar, dar implantlar ve eğimli implantlardır (Lee et al., 2024). Şiddetli atrofisi olan dişsiz bir hastada, acil rehabilitasyon için pterigoid ve zigomatik implantlar da kullanılabilir.

Başka bir seçenek de subperiosteal implantlardır. 1940'larda tanıtılan bu implantlar, bir zamanlar özellikle şiddetli kemik atrofisi vakalarında dişsiz maksilla ve mandibulayı tedavi etmek için yaygın olarak kullanılıyordu. Subperiosteal implantlar, kemik içine derinlemesine gömülen endosseöz implantların aksine, periosteumun altında maksilla veya mandibulanın üstüne oturan bir çerçeve sağladıkları için önemli alveolar kemik rezorpsiyonu mevcut hastalar için faydalıdır. Son yıllarda, 3 boyutlu CAD-CAM teknolojilerinin ortaya çıkması ve malzemelerdeki yenilikler sayesinde, çenelerdeki şiddetli atrofisinin rehabilitasyonu için özel yapım subperiosteal implantlara olan ilgi giderek artmaktadır (Bai et al., 2022; El-Sawy et al., 2022; Mourad et al., 2023)

2.4 Dental İmplant Materyalleri

Çin ve Mısır uygarlıklarına ait antik kaynaklardan elde edilen bilgilere göre, ilk implant malzemesi olarak taş ve fildişi kullanılmıştır. İmplant tedavisinin keşfiyle birlikte, 16. yüzyıldan itibaren gümüş, platin, pirinç ve altın gibi çeşitli metal alaşımlar test edilmiş, teknolojik ilerlemelerle birlikte 20. yüzyılda septik olmayan materyaller arasında polimetilmetakrilat, titanyum, vitalyum ve paslanmaz çelikten üretilen implantlar yaygın olarak kullanılmıştır. (Hobo et al., 1989)

Biyomalzemelerin vücut içindeki kabul edilebilirliği biyouygunluk olarak isimlendirilir. Biyouyumlu malzemeler, çevre dokuların normal işleyişini engellemeden ve istenmeyen tepkilere yol açmadan vücutta uygun bir şekilde davranabilen malzemelerdir. İki ana biyouygunluk türü bulunmaktadır. Yüzey uygunluğu; implantların dokularla fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uyumlu olması anlamına gelir. Yapısal uygunluk ise malzemenin dokuların mekanik özelliklerine uyum sağlayabilme yeteneğini ifade eder. (Köse, 2013)

Son yıllarda, tıbbi ve diş hekimliği alanında titanyumun kullanımı önemli ölçüde artmıştır. Bu artış, titanyumun mükemmel biyolojik uyumluluğu, korozyon direnci ve istenen fiziksel-mekanik özelliklere sahip olmasıyla ilgilidir. Günümüzde, titanyum ve alaşımları, dişsiz kalan hastaların tedavisinde dental implant materyali olarak yaygın bir şekilde kabul görmektedir. (Jokstad et al., 2003; Nakamura et al., 2010)(Albrektsson et al., 2008). Titanyumun dental implant materyali olarak kullanılmasındaki en önemli etken, implant yüzeyinde oluşan oksit tabakasının sert ve yumuşak dokularla direkt olarak bağlantı kurabilmesidir (Affairs, 2003). Titanyum implantların 10 senelik klinik çalışmalarda değerlendirilmesi sonucu, başarı oranlarının %86-95 olduğu belirlenmiştir (Leonhardt et al., 2002; Matarasso et al., 2010).

2.4.1 Titanyum Materyali

Saf titanyum, ticari olarak 1950'lerden itibaren tıp ve diş hekimliği alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu materyal, karbon, nitrojen, hidrojen, demir ve oksijen moleküllerinin değişen oranlarda bir araya gelmesiyle oluşan bir alaşımdır. Bazı saf titanyum alaşımları ise az miktarda nikel-molibden (Ti-0,3 Mo-0,8 Ni) ve palladyum (Ti-0,2Pd) içerebilir. Bu alaşımların korozyona karşı direnci yüksektir ve ideal mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptirler, bu da onları diş hekimliğinde tercih edilen materyaller

haline getirir. Ayrıca, titanyumun düşük elektrik iletkenliği nedeniyle yüzeyinde pasif bir oksit tabakası oluşur, bu da titanyumun biyolojik uyumluluğunu artırır. (Sidambe, 2014)

Titanyum, yüksek orandaki aktif TiO₂ tabakasıyla çevre dokular tarafından daha iyi tolerans gösterir. Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımı (Ti6Al-4V), yüksek mekanik ve fiziksel dayanıklılığa sahip, korozyona karşı dirençli ve biyolojik olarak dokularla uyumlu bir materyaldir. Titanyum metal alaşımları, saf titanyuma göre daha iyi fiziksel özelliklere ve dayanıklılığa sahiptir (Wataha, 1996). Dental implantlarda en sık kullanılan alaşım ise titanyum-alüminyum-vanadyumdur (TiAl6V4)(Roach, 2007).

American Society for Testing Materials (ASTM), titanyum alaşımlarını içerdikleri demir ve oksijen oranına göre 5 gruba ayırmaktadır.

Grade I Titanyum: Kimyasal olarak saf ve yumuşak bir yapıya sahiptir. Düşük interstisyel yapı içerdiği için diğer gruplara göre normal oda sıcaklığında fiziksel dayanıklılığı en düşük, ancak şekillendirme ve işleme özellikleri daha iyidir. (Amarnath et al., 2011)

Grade II Titanyum: Düşük interstisyel element içeriğine sahip olması nedeniyle korozyon direnci artar ve daha yüksek aşınma direncine sahip olur. Tüm standart üretim yöntemlerinde kullanılabilir. (Amarnath et al., 2011)

Grade III Titanyum: Yüksek oksijen içeriği olan ortamlarda, korozyona karşı daha dirençli ve daha dayanıklı olabilirler.

Grade IV Titanyum: Titanyumun demir ve oksijen oranı en fazla içeren formudur. Korozyon direnci yüksektir. Darbelere ve deformasyonlara karşı dayanıklıdır. Saf titanyumun en güçlü sınıfıdır (Natali, 2003).

Grade V Titanyum (Ti6Al4V alaşımı): İçerik olarak %6 alüminyum ve %4 vanadyum içerir. Ti6Al4V; yüksek dayanma gücüne sahip olup, korozyon ve yorulmaya karşı oldukça dirençli bir yapı gösterir (Shrestha & Joshi, 2014). Ancak, bileşenlerden biri olan vanadyum sitotoksik özelliğe sahiptir. Bu yüzden bu formun bazı uygulamalarda ve cihazlarda kullanımı sınırlı olabilmektedir (Sidambe, 2014)

Diş hekimliğinde genellikle Grade II, Grade IV ve Grade V titanyum implantlar tercih edilmektedir.

2.4.2 Seramik ve Karbonlar

Sandhaus (1987), seramik implantları raporlayan ilk bilim adamıdır (Kohal et al., 2008). İmplantoloji alanında, seramik materyaller ilk olarak saf alüminyum oksit formunda tanıtılmış ve ilerleyen zamanlarda trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit yapılarında implantlar geliştirilmiştir. 1990 yılında Lemons'un yaptığı bir çalışmada, seramik implantların yüksek kırılganlıkları nedeniyle fonksiyonel kuvvetlerin oluşturduğu yüklere karşı yeterli direnç göstermediği belirtilmiştir. Bu nedenle, implantolojide kullanılan seramik implantların mekanik dayanıklılığının göz önünde bulundurulması gerektiği vurgulanmıştır. (Lemons, 1990). Kırılğan yapıda olmaları ve elektriksel iletkenliklerinin yanı sıra düşük termal iletkenlikleri gibi dezavantajlar nedeniyle, karbonlar genellikle doğrudan implant olarak kullanılmazlar. Genellikle metal implantların kaplamasında tercih edilmektedir. (Lemons, 1990).

2.4.3 Polimerler

Polimetilmetakrilat reçineler, poliüretanlar ve poliamid fiberler, günümüze kadar implant malzemesi olarak kullanılan polimerler arasında yer almıştır. İlk olarak 1930'larda, politetrafloretilen ve polimetilmetakrilat implant malzemesi olarak kullanılmıştır. Bu polimerler, yüksek moleküler ağırlıklara sahip kompleks yapıli maddelerdir. Polimerler, diğer biyomalzemelerle kıyaslandığında, düşük elastisite modülü, esnek ve daha yumuşak özelliklere sahiptir. (Sykaras et al., 2000). Polimerlerin esnek özellikleri sayesinde, periodontal ligamentlerin hareketlerine benzer bir performans sergileyebileceği ve implant ile diş arasında bağlantı oluşturabileceği belirtilmiştir. Ancak, mekanik ve biyolojik özelliklerinin yetersiz olmasından dolayı kullanım alanları sınırlıdır. Günümüzde, polimerler doğrudan implant malzemesi olarak kullanılmamakta, ancak implantların üst yapılarında kuvvet dağıtıcı olarak yer almaktadırlar (Rieger et al., 1989; Sykaras et al., 2000).

2.5 Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırılması

2.5.1 İmplantların Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Aldıkları Dokulara Göre İmplantlar

2.5.1.1 Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal dental implantlar hastaların rezidüel kemiklerine özel hazırlanan titanyumdan yapılan implantlardır. Periostun altında ve alveolar kemiğin üzerinde olacak şekilde tasarlanan, mandibula ve maksillada kullanılabilen, fibröz bağlantı ve kemik

desteği ile sabitlenen kafes şeklinde tasarlanmış implantlardır. Bu tasarım ile stresler, kemikte geniş bir alana iletilir (Kusek, 2009; Minichetti, 2003). Aşırı derecede atrofiye uğramış çene kemiklerinde, kemik içi (endoosseöz) implant uygulamalarının mümkün olmadığı durumlarda kullanılabilirler. Bu implantların tutuculuğu, temasta oldukları kemiklerin mukoperiosteal yapıları tarafından sağlanır (Minichetti, 2003; Tatum Jr et al., 1994). Maksilla ve mandibulada tek veya sağ sol iki tarafa da uygulanabilirler. Total subperiostal implantlar genellikle tam dişsiz çenelerin tedavisi amacıyla kullanılan overdenture'lar için tam ark desteği için üretilmiştir. (Minichetti, 2003; Weiss, 2001). Sabit protezlere destek olarak ise tek taraflı subperiostal implantlar sıklıkla kullanılırlar (Flynn et al., 1982). Ayrıca kemik içi implantlarla beraber uygulanabildikleri gibi, sabit restorasyonlarda hastanın kendi diş ile birlikte de uygulanabilmektedir (Aras et al., 2005; Sirbu, 2003; Weiss, 2001).

Subperiostal implant ilk kez Dahl tarafından 1940 yılında yerleştirmiştir (Demirdjan, 1998; Schou et al., 2000). Bu subperiosteal implantların rutin olarak uygulanmaya 1948 yılında Gershkoff ve Goldberg tarafından vitalyumdan ürettikleri subperiosteal implantı mandibular kemiğe uygulamaları ile başlanmıştır (Demirdjan, 1998; Fettig & Kay, 1994; Lozada, 1996; Moore & Hansen, 2004). Yapılan çalışmalara göre; subperiostal implantların yerleştirilmesinden 5 yıl sonra %5, 10 yıl içerisinde %22, 20 yıl içerisinde %34 ve 20 yıl sonrasında ise %0 başarısızlık rapor edilmiştir (Moore & Hansen, 2004).

Yanase ve ark. 1994 yılında 63 hastada yaptıkları çalışmada 10 yıllık takip süresinde %79 başarı, 15 yıllık takip süresinde ise %60 başarı oranı elde etmiş ve bu implantların sağ kalım oranlarının uzun dönemde yüksek olmadığını bildirmiştir (Yanase et al., 1994).

İlk subperiostal implant, alveolar krete direkt olarak temas eden ve kret boyunca uzanan geniş, ızgara benzeri kafesten meydana gelen altyapı biçiminde tasarlanmıştır (Lozada, 1996). Linkow 1982'de subperiosteal implantlardaki başarısızlıkları araştırmış ve onun fikirleri dahilinde yeni bir dizayn geliştirilmiştir. Linkow'un dizaynına göre tasarlanan subperiosteal implant; kemik boyunca her noktada temas etmek yerine 3 noktada kemiğe temas eden tripodal tasarımıdır (Young Jr et al., 1983). Bu tasarımda subperiosteal implantlar, kortikal kemiğin en kalın olduğu simfiz bölgesindeki genial tüberküle ve eksternal oblik kret alanlarına yerleştirilir. Yani tripodal tasarım, mandibulanın

angulus ve simfize bölgelerine temas eden iskelet yapısıdır. Bu bölgeler, rezorpsiyonun en az olduğu dirençli alanlardır. Pterygoid kasın internal kısmı ve masseter kası mandibular angulus bölgesine tutunduğu için bu bölgeler rezorpsiyona karşı dayanıklıdır. Kısaca, simfiz ve angulus mandibula bölgelerinin bu olumlu özellikleri dikkate alınarak hazırlanan tripodal sistem ile implant kaynaklı rezorpsiyonun önlenmesi hedeflenmiştir (Moore & Hansen, 2004).

Subperiostal dental implantların başarı oranını artırmak için gerçekleştirilen diğer çalışmalar arasında implant yüzeylerinin iyileştirilmesi de yer almaktadır. İlk subperiostal implantlar krom-kobalt-molibden alaşımından üretilmişti. 1980 yılında Rivera, implant yüzeylerinin hidroksiapatitle kaplanması fikrini ortaya atmış. Bu kaplama, doğrudan kemik-implant birleşmesini artırarak fibrointegrasyon kaynaklı başarısızlıkları önlemeyi amaçlamaktadır (Camilli et al., 2004; Minichetti, 2003). Hidroksiapatit ile kaplanmış subperiostal implantlarda iyileşme hızı, normal subperiostal implantlara göre 2 kat daha hızlı olduğu görülmüş, ayrıca hidroksiapatitle kaplanan implantların yüzeylerinde doku adaptasyonunun daha hızlı ve güçlü olduğu sonucuna varılmıştır (Fettig & Kay, 1994).

Subperiostal dental implantların yapımı için iki temel yöntem bulunmaktadır. İlk olarak kullanılan doğrudan kemik ölçüsü yönteminde, iki cerrahi aşama gerçekleştirilir. İlk cerrahi aşamada insizyon yapılarak tam kalınlıkta flep kaldırılır ve kemik tamamen açığa çıkarılır. Daha sonra polivinilsiloksan ölçü maddesi kullanılarak kemik modeli elde edilir. Bu model üzerinde, uygun boyutlarda subperiostal implant tasarlanır ve döküm yöntemiyle üretilir.

İkinci cerrahi müdahalede, yeniden tam kalınlıkta flep kaldırılarak kemik tekrar açığa çıkarılır ve implant kemik üzerine yerleştirilir. İki cerrahi işlem arasında, yara dokularının iyileşmesi ve periosteal tutunmanın sağlanması için 4-6 hafta beklenmesi gereklidir. Ancak bu süre zarfında kemik ve yumuşak dokularda meydana gelen değişiklikler, implant-kemik uyumunu olumsuz etkileyebilir. Subperiostal implantların başarı oranlarının düşük olmasında bu faktörün etkisi büyüktür (Aras et al., 2005; Flynn et al., 1982; Mansueto, 1999; Minichetti, 2003; Yanase et al., 1994).

Son yıllarda, endosteal implantların yaygınlaşmasıyla subperiostal implantların önemi azalmıştır. Yapılan araştırmalar, subperiostal implantların başarısızlık sebepleri arasında kemik-metal etkileşiminin önemli bir faktör olduğunu ortaya koymuştur. 1985 yılında Tuitt, subperiostal implantlarda bilgisayar destekli tomografi sistemini kullanmıştır.

(Minichetti, 2003). Subperiostal implant uygulamalarında, iki aşamalı cerrahinin birinci aşamasını ortadan kaldırmak için yapılan araştırmalar, bilgisayarlı tomografi tabanlı ve bilgisayar destekli yazılım ile bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemine odaklanmıştır. Bu tekniğin avantajları; yöntemi basitleştirmesi, çene kemiğinin simülasyonunu sağlaması, kemiğin tüm boyutlarını doğru bir şekilde yansıtarak istenilen hassasiyette implantlar tasarlanıp üretilebilmesidir (Sirbu, 2003). Bu şekilde üretilen implantların, kemik dokusuyla uyumu konvansiyonel teknikle üretilen implantlardan daha iyi olduğuna yönelik çalışmalar mevcuttur (Cranin et al., 1998; Lozada, 1996; Stoler, 1996).

1968 yılında Golec tarafından bilgisayarlı tomografi ve CAD/CAM kullanılarak elde edilen mandibular subperiosteal implant mandibulaya yerleştirilmiş ve Golec bu implantın kret ile uyumunun daha iyi olduğunu savunmuştur (Golec, 1986). 1992 yılında Benjamin bilgisayarlı tomografi ile ürettiği 700 adet subperiosteal implantın 6 yıllık takipte başarı oranının %98 olduğunu belirtmiştir (Benjamin, 1992). CAD/CAM yöntemiyle üretilmiş 362 subperiostal implantın, 6-10 yıllık takiplerinde başarı oranının %85- %100 arasında olduğunu belirtmiştir (O'Roark, 1997). Dijital teknolojinin ilerlemesiyle birlikte diş hekimliğinde yeni bir çağ başlamıştır. Bilgisayarlı tomografi (CBCT), intraoral tarayıcılar, dijital yazılım programları ve diğer birçok yenilikçi yöntem ve materyal sayesinde birçok tedavi prosedürü daha etkili hale getirilmiş ve hız kazandırılmıştır. Bu teknolojik ilerlemeler, diş hekimlerinin pratiğe yeni perspektifler katmasına olanak tanımıştır (Mangano et al., 2020).

Dijital dönüşüm, diş hekimliğinde yeni ufuklar açmıştır. 3D baskı ve doğrudan metal lazer sinterleme teknolojileri, kişiye özel subperiostal implantların üretimini mümkün kılarak bu implantların hastanın anatomisine mükemmel şekilde uyarlanmasını sağlamıştır. Bu ilerlemeler, subperiostal implantların yerleştirilmesi gibi bazı eski kavramların yeniden değerlendirilmesine olanak tanımaktadır. Tek cerrahi seansta tedavi uygulanması maliyetleri düşürebilir. Özellikle arka diş bölgesinde atrofi yaşayan yaşlı hastaların rehabilitasyonunda, modern teknoloji ile üretilmiş subperiostal implantlar kısa vadede daha öngörülebilir ve güvenli sonuçlar sağlayabilir. Ayrıca, şiddetli arka diş bölgesi atrofisi olan ve kemik rejenerasyon tedavilerini tercih etmeyen hastalar için bu implantlar uygun bir çözüm sunabilir (Mangano et al., 2020).

Son yıllarda geliştirilen direkt metal lazer sinterleme (DMLS) teknolojisi, metal malzemelerle son derece karmaşık üç boyutlu nesnelerin üretimini kolaylaştırmıştır. Bugünün teknolojileri sayesinde, şu dört yöntem kullanılarak subperiosteal implantlar üretilir: (Surovas, 2019).

1. Geleneksel yöntem: Bu yaklaşımda, kemik üzerinde bir flep açılarak doğrudan silikon ile ölçü alınır ve bu ölçüler temel alınarak model oluşturulur. Model üzerinde implant tasarımı yapılır ve metal döküm yöntemiyle implant üretilir. İlk operasyondan sonra 2-3 hafta beklenerek ikinci operasyonla implant yerleştirilir.
2. Geçiş yöntemi: CT tarama verileri kullanılarak dijital bir model oluşturulur. Bu model üzerinde mum tekniği ile implant tasarlanır ve metal döküm yöntemiyle implant üretimi gerçekleştirilir.
3. Dijital yaklaşım: CT görüntüleri temel alınarak 3D baskı ile dijital bir model oluşturulur. Bu dijital model, direkt metal lazer sinterleme (DMLS) veya benzeri dijital üretim yöntemleriyle implant üretimine olanak sağlar.
4. Hibrit yöntem: Kemik ölçüsü ve alçı model optik tarayıcı ile taranır. Daha sonra dijital bir ortama aktarılır. Bu dijital model üzerinden DMLS veya benzeri teknolojiler kullanılarak implant üretimi gerçekleştirilir.

Subperiosteal dental implantlar, endosteal implantların gelişimiyle birlikte kullanımları azalmış olsa da osseointegrasyon seviyesinin artmasıyla subperiosteal implantlarda gözlemlenen gelişmelerin önemli olduğu savunulmaktadır. Bu gelişmeler sayesinde, daha az invazif, daha az cerrahi prosedür içeren ve geçmişteki hassas tekniklerden daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmesi mümkün olabilir. (Aras et al., 2005; Kusek, 2009; Minichetti, 2003; Sirbu, 2003).

2.5.1.2 Transosteal-Transmandibular İmplantlar

Mandibulada submental bölgeye yerleştirilir. Mandibulada kortikal kemiği dikey olarak boylu boyunca geçen implantlardır (Committee, 1987). Çene fraktürleri ve ortognatik cerrahi operasyonlarında kullanılan miniplaklar ile subperiosteal implantların fiksasyonunda kullanılan mini implant vidalar bu gruba dahil edilir (Uysal, 2005).

2.5.1.3 İnteramukozal İmplantlar

Total veya bölümlü protezlerde protezin tutuculuğunu artırmak için mukoza içerisine yerleştirilerek kullanılmaktadır (Tunalı, 2000; Uysal, 2005).

2.5.1.4 Endodontik (Transdental)

İmplantlar, diş kök rezorpsiyonu veya destek dokusunun kaybı gibi durumlarda dişin kök boyunu uzatmak ve kron/kök oranını dengelemek için kullanılan metal yapılar olarak tanımlanabilir. Özellikle mobilitesi olan dişlerde stabilizasyonu artırmak amacıyla kök kanalı dışına çıkan ve periapikal dokuya ulaşan, genellikle yivli veya yivsiz olarak bilinen implantlardır. (Committee, 1987; Goldman, 1966).

2.5.1.5 Kemik İçi (Endosseöz) İmplantlar

Kemik içine yerleştirilen implantlardır. Zamanla kemikle kaynaşır yani kemiğe osseointegre olurlar. (Türker & Diş, 1999).

2.5.2 Şekillerine Göre İmplant Sınıflaması

2.5.2.1 Kök Formunda İmplantlar

- Silindir formunda implantlar
- Vida formunda implantlar

2.5.2.2 Eyer Formunda İmplantlar

2.5.3 Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar

2.5.3.1 İşlenmemiş Yüzeyli İmplantlar

- Asit ile pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
- Parlak yüzeyli implantlar
- Asitlenerek ve kumlanarak pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
- Kum ile pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar

2.5.3.2 Kaplanmış Yüzeyli İmplantlar

- Seramik ile kaplanmış yüzeyli implantlar
- Plazma spreyi ile kaplanmış yüzeyli implantlar
- Hidroksiapatit ile kaplanmış yüzeyli implantlar

- Trikalsiyum fosfat ile kaplanmış yüzeyli implantlar (Booth et al., 1999)

2.6 Kuvvet Analiz Yöntemleri

2.6.1 Termografik Yöntemi

Bu yöntem, homojen izotropik bir malzemenin düzenli bir şekilde yüklendiğinde sıcaklık değişimlerinin nasıl incelendiğini ve bu değişimlerin malzemenin ana gerilimleri ile nasıl ilişkili olduğunu ele alır.

2.6.2 Radyotelemetri Yöntemi

Donanım ve yazılımın fiziksel bağlantı olmaksızın kullanılarak verilerin toplandığı ve elde edilen sonuçların değerlendirildiği bir analiz yöntemidir.

2.6.3 Fotoelastik Yöntem

Kuvvetin yol açtığı gerilimleri görünür ışık desenlerine dönüştürerek gerilmelerin doğrudan gözlemlenmesini mümkün kılan bir analiz yöntemidir.

2.6.4 Holografik İnterferometri Analizi

Lazer ışını kullanarak nesnenin üç boyutlu görüntüsünü elde eden bir tekniktir. Yüzeydeki nano düzeydeki deformasyonlar görünür ışık sinyallerine çevrilerek analiz edilir.

2.6.5 Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Gerilmiş bir cismin elastik sınırlar içerisindeki yapısal değişikliklerinin, elektrik direncindeki değişimlerle nasıl ilişkilendirildiğini inceleyen ve bu sayede yapıdaki gerilme miktarlarını belirleyen bir yöntemdir. (Ulusoy & Aydın, 2010).

2.6.6 Kırılğan Vernik Yöntemi

Özel bir vernik uygulandıktan sonra fırınlanan yüzeyde meydana gelen çatlakların incelenmesi ve bu çatlakların oluşma nedenlerini anlamak için kuvvet uygulanarak meydana gelen gerilme büyüklüğünü ve yönünü belirlemek için kullanılan bir analiz yöntemidir.

2.6.7 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)

SESA, mühendislik alanlarındaki yapısal analiz sorunlarını çözmek için geliştirilmiş bir yöntemdir. Uygulanan kuvvetlerin etkisiyle belirli geometrik yapılarda oluşan stresleri inceleyip matematiksel olarak çözümlemeyi amaçlar. (Kavanagh et al.,

2008; Narra et al., 2014). Canlı dokuların klinik koşullarda uygulanan kuvvetlere verdiği tepkileri belirlemek oldukça karmaşık, pahalı ve genellikle imkansızdır. Hatta bu durum komplikasyonlara bile yol açabilir. Bu sebeple, canlı dokulara benzer veya onları taklit eden modeller geliştirilmiş ve stres analiz çalışmalarının bu modeller üzerinde yapılması kaçınılmaz bir hale gelmiştir. (Sugiura et al., 2009; Van Staden et al., 2006). SESA yönteminin kökeni, Turner'ın gerçekleştirdiği çalışmaya dayanmaktadır.(Turner et al., 1956) Bu yöntem, son yıllarda tıbbi ve medikal alanlarda, özellikle travmatoloji ve ortopedik cerrahide yaygın olarak kullanılan çeşitli cihaz ve materyallerin incelenmesinde etkili bir çözüm aracı haline gelmiştir. Cerrahların sağlıklı ve patolojik biyomekanik durumları daha iyi anlamalarına katkı sağlamıştır. 1970'lerden itibaren ise diş hekimliği materyalleri, diş ve çevre dokuları, implantlar ile çene-yüz kırıklarında kullanılan cihazların analizlerinde yaygın olarak uygulanmaktadır (Adıgüzel, 2010; Choi et al., 2005). Biyomekanik problemlerin tespiti ve çözümünde SESA yönteminin yararları: (Kluess, 2010):

Deneysel değerlendirmenin mümkün olmadığı senaryolar şunlardır:

- ✓ Kas kuvvetleri gibi sınır koşullarının simülasyonunun yapılamadığı deneyler
- ✓ Çok sayıda değişkenin değerlendirilmesi için birden fazla prototip üretmenin yüksek maliyeti gerektiği araştırmalar
- ✓ İnsan deneylerinde denekler arasındaki biyolojik farklılıkların, deneyin tekrarlanabilirliğini zorlaştırdığı durumlar

Klinik incelemelerin uygulanamadığı problemler ise şunlardır:

- ✓ Geliştirilmekte olan malzemenin prelinik aşamasında olması
- ✓ Piyasadaki malzemelerde bulunmayan belirli bir parametrenin değerlendirilmesi gereken durumlar
- ✓ Etik nedenlerle insanlarda deneysel olarak test edilemeyecek klinik senaryolar
- ✓ Klinik veya deneysel çalışmaların sonuçlarının yorumlanamaması durumunda, bir numerik model sonuçların anlaşılmasına katkı sağlayabilir.

2.6.7.1 Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları

- ✓ SESA, son derece karmaşık geometrileri modelleyebilme yeteneği sayesinde analizlerin kolaylıkla ve güvenle gerçekleştirilmesine imkan tanır.

- ✓ Çeşitli malzemelerle farklı modeller oluşturabilme yeteneğine sahiptir.
- ✓ Bağlantı noktalarının sayısının fazla olması analizin sonucunu etkilemez.
- ✓ Anizotropik yapılar gibi çeşitli materyallerden oluşan geometrik özellikleri farklı cisimlerin analizine imkân verir.
- ✓ Çalışmanın sınır şartlarını belirlemek ve değiştirmek kolaydır.
- ✓ Modellerin malzeme bileşimleri kolaylıkla değiştirilerek istenilen sayıda değerlendirme yapılabilir.
- ✓ Cerrahi bir müdahale gerektirmez.
- ✓ Analizler tekrarlanabilir.
- ✓ Tüm yapıyı küçük parçalara ayırıp, bu parçalar üzerinde yapılan kuvvet ve yer değiştirme analizleriyle neden-sonuç ilişkisi güvenle kurulabilir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

2.6.7.2 Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları

- ✓ Dişlerin ve çevre dokularının biyolojik süreçlerinin tam olarak simüle edilmesi mümkün olmayabilir. Örneğin, dişlerde meydana gelen aşınmalar sonucu oluşan tersiyer dentin gibi gelişmelerin modellenmesi zor olabilir.
- ✓ Elde edilen verilerin doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme doğru ve gerçekçi bir şekilde aktarılmasına bağlıdır.
- ✓ Analiz yazılımlarının düzenli olarak güncellenmesi, ek maliyetler doğurabilir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

2.6.7.3 Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları

Sonlu elemanlar yöntemi stres analizinde kullanılan aşamalar şu şekildedir:

Adım 1:

- ✓ İncelemeye alınacak cismin gerçek boyutlarına uygun olarak 2 veya 3 boyutlu bir model oluşturulur.
- ✓ Cismin geometrisi belirlenir ve bu geometri, sonlu elemanlar yönteminde sınırlı sayıda elemana bölünür.

- ✓ Bu elemanlar, düğüm noktaları aracılığıyla birbirlerine bağlanır. Her bir elemanın materyal özellikleri, elastik modülü ve Poisson oranı gibi değerleri belirlenir.
- ✓ Modeldeki yapıların sınırlayıcı koşulları (boundary conditions) tanımlanır.
- ✓ Uygulanacak yüklemeler belirlenir.

Adım 2:

- ✓ Sonlu elemanlar modeli oluşturulur.
- ✓ Elemanlar ayrıştırılarak mesh'ler (ağlar) oluşturulur.

Adım 3:

- ✓ Her bir eleman için oluşturulan denklemler genelleştirilerek bir denklem sistemine dönüştürülür.
- ✓ Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktalarındaki değişkenler elde edilir.
- ✓ Adım 4:
- ✓ Elde edilen sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır. (Assunção et al., 2009; Kurowski, 2022).

2.6.7.4 Sonlu Elemanlar Analizinin Stres Analizi Yöntemleri Arasında Tercih Edilme Sebepleri

- ✓ Sonlu elemanlar yöntemi, esnekliği sayesinde verilen bir cisim başarılı bir şekilde temsil edebilir ve karmaşık şekillerde özellikle etkili olabilir. Birçok bağlantılı veya köşeli bölgeyi sorunsuz bir şekilde inceleyebilir. Farklı malzeme ve/veya geometrik özelliklere sahip problemlerde ek bir zorluk oluşturmaz. Sınır koşulları kolaylıkla uygulanabilir. (Davis et al., 1988; De Vree et al., 1983; Jafari et al., 2003; Veziroğlu, 2005).
- ✓ Sonlu elemanlar analizi yöntemi, karmaşık yapıların, sürekli ortamların, alanların ve diğer problemlerin sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için son derece etkili bir yöntemdir.
- ✓ Analitik ve deneysel metodların uygulanmasında karşılaşılabilecek zorluklar nedeniyle sonlu elemanlar analizi, diğer yöntemlere göre daha hassas sonuçlar sağlar. (Jafari et al., 2003).

2.6.7.5 Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, incelenecek yapıları basit ve küçük birimlere bölerek kullanılırsa analiz süreci daha kolay hale gelir. Bu demektir ki, ne kadar karmaşık bir yapı olursa olsun, düzgün geometrik birimlere daha fazla bölünebilirse, yapı üzerindeki incelemeler ve hesaplamalar da o kadar kolaylaşır. Parça sayısının artmasıyla birlikte hesaplama yükü de artar, bu da daha kesin ve gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesine katkı sağlar. Özellikle çene ve yüz bölgesindeki karmaşık yapıların detaylı incelenmesi, Sonlu Eleman Analiz Yöntemi dışında kalan diğer yöntemlerle bu kadar ayrıntılı ve kapsamlı bir şekilde gerçekleştirilemez (Daegling & Hylander, 2000; Shyam Sundar et al., 2012).

Fizik yasalarına göre, bir cisim bir kuvvete karşı tepki olarak aynı büyüklükte ve zıt yönde bir kuvvet oluşturur. (Hart et al., 1992; Shyam Sundar et al., 2012).

Sonlu Eleman Analiz Yöntemi, yapıların statik olarak incelenmesine olanak tanıyan bir tekniktir. Mandibula iç yapısında meydana gelen gerilim dağılımları ve yer değiştirmeler hakkında güvenilir veriler sağlayabilir. Ayrıca, elastisite modülü ve sertlik gibi cisme özgü özelliklerin yazılım sistemine entegre edilmesi, mekanik özelliklerin ayrıntılı bir şekilde analiz edilmesine imkân tanır. Bu sayede laboratuvar ortamına duyulan ihtiyaç azalırken, biyomekanik incelemelerin klinik uygulamalarda doğrudan kullanılabilecek verilere dönüştürülmesine katkı sağlar (Wong & Tang, 2011).

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), maksillofasiyal bölgede meydana gelen travmaların tedavisinde önemli bir rol oynar. Bu yöntem, darbe analizleri yaparak, osteosentez sistemlerinin doğru pozisyonlandırılmasını ve bu sistemlere uygulanacak kuvvetlerin belirlenmesini sağlar. Ayrıca, planlanan osteotomi tekniklerinin biyomekanik analizlerini gerçekleştirerek, kemik ve çevre dokuların bu cerrahi işlemlere nasıl tepki vereceğini öngörmeye yardımcı olur. Maksillofasiyal bölgede görülen büyük patolojik durumların tedavisi için yapılan rezeksiyon osteotomileri ve sonrasında yapılacak rekonstrüksiyon planlarının oluşturulmasında, yeni oluşturulan yapının biyomekanik davranışının detaylı bir şekilde incelenmesinde kullanılır. Ayrıca, dental implant tasarımlarının geliştirilmesi ve implantların kemik içine yerleştirilmesi sırasında oluşan streslerin hem kemik hem de implant üzerinde nasıl dağıldığının analizinde SEA büyük önem taşır. (Wong & Tang, 2011).

Diş eksikliklerinin tedavisinde dental implantların tercih edilmesi giderek yaygınlaşmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin çeşitliliği de dikkat çekmektedir. Materyallerin mekanik özellikleri, implant seçiminde kritik öneme sahiptir. Sınırlı Elemanlar Analizi (SEA) yöntemi, biyomedikal uygulamalar arasında özellikle dental implantlar alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, implantların yapıldığı materyallerin mekanik davranışlarının detaylı olarak incelenmesine ve implantların uzun vadeli performansının öngörülmesine büyük katkı sağlar. (Geng et al., 2001; Himmlova et al., 2004).

Yapılan araştırmalar, özellikle kemikte meydana gelen stres değerlerinin analizinde farklı sonuçlar ortaya koymuştur. Bu farklılıklar, implantların özelliklerine göre değişiklik göstermektedir. Özellikle implantların ara parçalarında meydana gelen kırıklar, implant tedavilerinin başarısızlık nedenlerinden biridir. Bu bağlamda, implant üzerinde oluşan streslerin analiz edilmesi büyük önem taşımaktadır. İmplant tedavilerinin başarısız olmasında en kritik faktörlerden biri, implant ile çevreleyen kemik dokusu arasındaki biyomekanik bağlantının yeterince güçlü olmamasıdır. Dental implant tedavileri sonrasında çene kemiklerinin tepkisi yeterince araştırılmamış ve implant uygulamalarının çene kemikleri üzerinde uzun vadeli stres etkileri tam olarak anlaşılamamıştır. Streslerin analiz edilmesi ve anlaşılması, istenmeyen streslerin çene kemiklerinde oluşumunu engellemeye yardımcı olabilir. SEA yöntemi, herhangi bir geometrik yapı üzerinde meydana gelen gerilim ve deformasyonların sayısal analizini mümkün kılan bir tekniktir. SEA'nın gerilimler üzerinde detaylı analizler sunma kapasitesi, dental implantlar üzerinde de kullanılabileceğini göstermektedir (Mackerle, 2004).

Sonlu eleman analiz yöntemi, dental mekaniğin incelenmesinde pek çok bilimsel araştırmanın odak noktasıdır. Dental implantların SEA teknikleriyle incelenmesi genellikle tasarımın değerlendirilmesi, kullanılan materyallerin analizi, implant üzerinde etkili olan yüklerin incelenmesi, yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi gibi çeşitli başlıklar altında yapılmaktadır. Bu yöntem, implantların güvenilirliğini ve uzun vadeli performansını belirlemek için kritik öneme sahiptir, çünkü implantların kemik dokusu üzerindeki etkileri ve mekanik kararlılığı bu tür detaylı analizlerle daha iyi anlaşılabilir. (Van Staden et al., 2006).

2.6.7.6 Sonlu Elemanlar Analizinde Sıklıkla Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet (Force)

Bir cisme etki eden kuvvet, cismi hareketlendiren, var olan hızını değiştiren veya tamamen durduran bir etkidir. Kuvvet genellikle "F" harfi ile simgelenir ve birim olarak Newton (N) veya kilogram kuvveti (kgf) gibi ifade edilir. Kuvvet kavramı, Isaac Newton tarafından ikinci hareket yasası ile tanımlanmıştır. (Asar, 2006):

$$F = m \times a \text{ (F: Kuvvet, m: Kütle, a: İvme)}$$

Kuvvet, bir materyal veya kemik dokusu üzerinde etkisini büyüklük ve vektörel olarak üç farklı şekilde gösterebilir: basma (kompresif), çekme (tensile) ve makaslama (shear) kuvvetleri olarak bilinen bu etkiler, malzemenin nasıl tepki verdiğini belirler.

Basma kuvvetleri, malzemeleri sıkıştırarak kütleleri birbirine iten kuvvetlerdir.

Çekme kuvvetleri, malzemeleri birbirinden uzaklaştırmaya çalışan kuvvet türüdür ve genellikle malzemenin uzama veya kopma noktasına etki eder.

Makaslama kuvvetleri ise malzeme üzerinde paralel bir kayma hareketi yaratan kuvvet türüdür, bu da genellikle malzemenin yapısını değiştirir veya deformasyona yol açar. (Asar, 2006; Misch, 2014).

Kemik dokusu ve üzerine uygulanan materyal için en zararlı etkiye yol açabilecek kuvvet türü makaslama (shear) kuvvetleridir. Bu tür kuvvetler, kemik dokusunda kayma ve yer değiştirme oluşturarak hasara yol açabilir. Sıkıştırma (kompresif) kuvvetleri kemiğin en fazla direnç gösterdiği kuvvet türüdür. Kemiğin sıkıştırma kuvvetlerine karşı gösterdiği direnç, gerilme (tensile) kuvvetlerine göre yaklaşık olarak %40 daha fazladır. (Misch, 2014).

Gerilme (Gerilim, Stres)

Birim alana etki eden kuvvet miktarı gerilim olarak tanımlar (Craig, 1980). Bir cisim üzerine dışarıdan uygulanan bir kuvvet, cisme karşı bir direnç oluşturur ve bu dirence gerilme veya stres denir. Uluslararası birim sistemine göre stresin birimi Newton/metrekare (N/m²) olan Paskal (Pa) veya genellikle Megapaskal (MPa) olarak ifade edilir. Gerilme genellikle "S" veya "σ" sembolü ile gösterilir. Bu fiziksel büyüklük, bir malzemenin içindeki kuvvetlerin dağılımını ve malzemenin bu kuvvetlere nasıl cevap verdiğini anlamak için kullanılır.

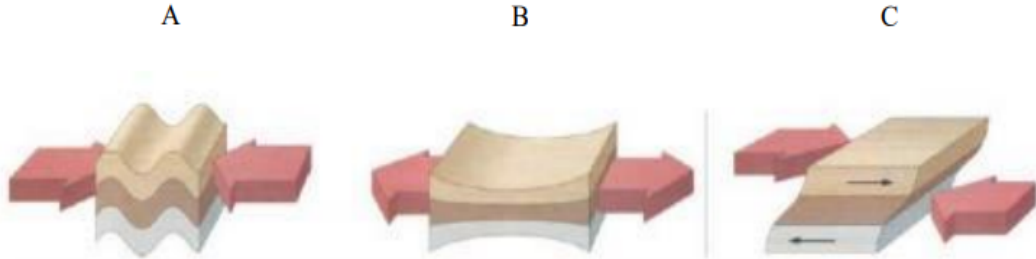
$$Pa=N/m^2$$

$$1 \text{ MPa} = 10,6 \text{ Pa}$$

$$\sigma = F/A \text{ (Stres = Kuvvet/Alan)}$$

Herhangi cisim üzerine etki eden kuvvetler, üç farklı tip gerilim (Şekil 2.12) ortaya çıkarabilir (McCabe, 1999):

- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cismi kuvvet yönünde uzatarak yüzey alanına dik uygulanan kuvvetlerin neden olduğu gerilimdir. Bu gerilim, sadece kuvvetin büyüklüğüne değil, aynı zamanda cismin kesit alanındaki değişikliklere de bağlıdır.
- Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress): Çekme geriliminin tersine, cismi sıkıştıracak şekilde dik yönde uygulanan kuvvetlerle oluşan gerilimdir. Bu iki tür gerilim, yüzeye dik etki ettikleri için "normal gerilimler" olarak adlandırılır.
- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymasına neden olan kuvvetler sonucu ortaya çıkan gerilimdir.



Şekil 5. Gerilme tipleri (A) Basma (B) Çekme (C) Makaslama

Asal Gerilme (Principal Stress)

Tüm düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve cismin yalnızca birim alana dik yönlü gerilmelere maruz kaldığı durumlara asal gerilmeler (principal stresses) denir. Asal gerilmeler; minimum asal gerilme, ara asal gerilme ve maksimum asal gerilme olmak üzere üçe ayrılır. Bir cisme dış kuvvet uygulandığında, genellikle yalnızca tek bir gerilme türü değil, bu üç asal gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumu ortaya çıkar. (Kutz, 1998; Marghitu, 2001). Asal gerilme dağılımında, çekme ve sıkışma

gerilmeleri incelenir. Bu incelemeye göre, maksimum asal gerilmeler pozitif, minimum asal gerilmeler ise negatif değerler alır. Maksimum asal gerilmeler en yüksek çekme gerilmelerini, minimum asal gerilmeler ise en yüksek sıkışma gerilmelerini gösterir (Sung et al., 2003).

Gerinim (Strain):

Gerinim, bir cisme herhangi bir kuvvet uygulandığında, uzunluğundaki değişimin başlangıç uzunluğuna oranı olarak tanımlanır. Birim ve simgesi yoktur; gerilim bir kuvvet değil, büyüklüktür. Oransal bir değer olduğu için birimi bulunmaz.

$$\text{Gerinim} = \text{Deformasyon (Boyuttaki değişim)} / \text{Başlangıç boyutu} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0$$

Gerinim, elastik ve plastik olmak üzere iki türe ayrılır. Elastik gerinim (elastik şekil değişikliği) durumunda, kuvvet kaldırıldığında cisim orijinal formuna geri döner. Plastik deformasyon ise kalıcıdır; kuvvet kaldırıldığında cisim eski haline dönmez. Eğer plastik gerinimde cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilme sınırını aşarsa, kopma ya da kırılma gibi deformasyonlar meydana gelir (Bohluli et al., 2010).

Elastik maddelerde, uygulanan kuvvetle orantılı bir şekil değişikliği oluşuyorsa, bu tür maddelere lineer elastik maddeler denir. Belirli yük sınırlarında gerilme-gerinim ilişkisi doğrusal olarak ilerler ve bu durum "Hooke Kanunu" olarak adlandırılır. Lineer elastik maddelerde Young modülü sabittir (Pickover, 2008).

Esneklik Katsayısı (Young Modülü)

Kuvvet uygulandığında oluşan stresin, cisimdeki gerinime oranı olarak tanımlanan esneklik katsayısı, gerilim ve gerinim arasındaki ilişkiyi gösterir. Bu katsayı, gerilim/gerinim oranı olarak hesaplanır ve stres-gerinim eğrisinin lineer bölgesinde, malzemenin sertliği hakkında bilgi verir. Esneklik katsayısı, genellikle Gigapascal (GPa) biriminde ifade edilir ve Young modülü olarak da bilinir. Yüksek elastisite modülüne sahip olan bir cisim, daha az esneyerek daha sert olarak kabul edilir. Bu da demektir ki, esneklik katsayısı yüksek olan yapılar, stres altında daha az deformasyona uğrarlar, elastik olmayan malzemeler ise, gerilimler sınırlarının ötesinde kalıcı şekilde değişebilir. (Sakaguchi & Powers, 2012).

Poisson Oranı

Bir cismin üzerine gelen kuvvetler karşısında deforme olmamak için gösterdiği direnç kabiliyetine “Poisson Oranı” denir (Tanaka & Van Eijden, 2003). Cisimlerdeki enine daralma ile boyuna uzama arasındaki oran olarak tanımlanan Poisson oranı, materyallerin karakteristik bir özelliğidir. Örneğin, bir lastik şeridin çekilmesi sonucu boyuna uzamasına karşılık, eninin daralması Poisson etkisini gösterir. Bu oran, malzemenin esneklik özelliklerini belirlemede önemli bir parametredir. Sünger gibi malzemelerin Poisson oranı genellikle düşüktür, çünkü bu tür malzemeler genişleme ve sıkışma eğilimindedir. Buna karşın, metal yapıların Poisson oranı daha yüksektir, çünkü metalde bir yönde oluşan deformasyon genellikle diğer yönde bir genişlemeye yol açar. Düşük bir Poisson oranı, malzemenin büyük miktarda potansiyel enerji depolayabileceğini gösterir, çünkü deformasyonlar enerji depolamak için daha az dirençle gerçekleşebilir. (Gül, 2009).

Von Mises Stres

Biçim değiştirme enerjisi olarak bilinen kavram, Dr. R. Von Mises ve ekibi tarafından tanımlanmıştır. Bu kavram, sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımını değerlendirmede önemli bir role sahiptir. Von Mises gerilmesi, esneyebilen malzemeler için plastik deformasyonun başlangıcını gösteren ve malzemenin kırılma direncini ölçmede kullanılan bir parametredir. ' σ_e ' sembolü ile ifade edilen bu gerilme, mühendislik uygulamalarında malzemenin dayanıklılığını değerlendirmede önemli bir kriter olarak kabul edilir. (Anusavice et al., 2012; Gere & Goodno, 2009). Von Mises stresi, matematiksel varsayımlar kullanılarak elemanlar üzerindeki gerilmelerin ve kesme gerilmelerinin ortalaması olarak hesaplanır. Bu değer, iki veya üç boyutta oluşan gerilmelerin kombinasyonunu temsil ederek, tek yönde yüklenen cisimlerin gerilme dayanımını tahmin etmede kullanılır. Analizlerde genellikle renk kodlaması kullanılarak görselleştirilir ve stres dağılımı hakkında bilgi verir. Von Mises stresi, principal stresten farklı olarak streslerin yoğunluğunu ve dağılımını gösterir ancak gerilimlerin tipi ve yönü hakkında spesifik bilgi sunmaz. (Ulusoy & Aydın, 2010). Materyal çok yüksek gerilimlere maruz kaldığında, Von Mises stresi malzemenin çekme dayanımını aştığında hasar meydana gelebilir. Bu hasarlara örnek olarak kırılma veya kopma verilebilir. Bu nedenle, malzemenin sağlam kalması için Von Mises gerilmesi, malzemenin çekme dayanımına eşit veya daha düşük olmalıdır. Bu prensip, malzeme mukavemetinin aşılmasını önlemek ve

güvenli çalışma sınırları içinde kalmasını sağlamak amacıyla önemlidir. (Eraslan et al., 2010).

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

$$\sigma_2 = \frac{1}{2} \left[(\sigma_1 + \sigma_3) \pm \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_3)^2 + 4\tau_{13}^2} \right]$$

Bu denklem aracılığıyla, oluşan streslerin miktarı ve türü detaylı bir şekilde analiz edilebilir. Ayrıca, Von Mises Stres değerleri, streslerin nasıl dağıldığı ve yoğunlaştığı konusunda genel bir anlayış sağlamak için kullanılır. Bu sayede malzemenin belirli koşullar altında nasıl davrandığını anlamak ve mühendislik uygulamalarında güvenliği sağlamak mümkün olur. (Gere & Goodno, 2009).

Von Mises Gerilimi

Von Mises gerilimi, şekillenebilir cisimler için deformasyonun başlangıcını belirleyen bir ölçüdür. Bu gerilim, malzeme üzerindeki stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi verir. Ayrıca, malzemenin kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde kullanılır. Von Mises gerilimi hesaplanırken, farklı gerilmelerin ortalaması alınarak değerlendirildiğinden, sıkışma ve çekme gerilmeleri doğrudan değerlendirme sürecine dahil edilmez. (Adıgüzel, 2010).

Lineer Elastik

Gerilme ve gerinmenin orantı sınırına kadar doğru orantılı olduğu, ancak bu sınırdan sonra lineer davranış göstermeyen yapılardır. (Sakaguchi & Powers, 2012).

İzotropik Cisim

Bir cisim farklı yönlerde uygulanan kuvvetlere maruz kaldığında, her bir yönde aynı elastik özelliklerin gözlemlendiği varsayılan cisimler izotropik olarak tanımlanır. Bu durumda, cisimdeki gerilme ve şekil değiştirme ilişkileri elastik modül ve Poisson oranı gibi iki malzeme sabitine bağlı olarak açıklanabilir. Elastik modül, bir malzemenin direncini ifade ederken, Poisson oranı ise malzemenin bir boyutunda meydana gelen deformasyonun, başka boyutunda meydana gelen değişime oranını belirtir. Bu sabitler, malzemenin mekanik özelliklerini anlamak ve analiz etmek için önemlidir. (Mutlu Sağesen).

Homojen Cisim

Homojen cisim bir cismin her noktasında aynı yapısal özellikleri sergileyen, cisim içerisinde elastiki özelliklerin değişmediği malzemelerdir. (Mutlu Sağesen; Sakaguchi & Powers, 2012).

Elastik Deformasyon

Bir cisim üzerine uygulanan bir kuvvet, genellikle o cisimde deformasyona yol açar. Bu deformasyon, kuvvet uygulaması sona erdiğinde cismin eski haline dönebiliyorsa, bu durum elastik deformasyon olarak adlandırılır. Elastik deformasyon, cismin geçici olarak şekil değiştirmesine neden olur ancak cismin iç yapısında kalıcı bir değişiklik meydana gelmez. Bu özellik, malzemenin elastik sınırları içinde geri dönüşümlü bir deformasyon süreci olduğunu gösterir. (Hashiguchi, 2009).

Plastik Deformasyon

Bir cismin yüzeyine uygulanan kuvvetler, bazen geçici deformasyona neden olmayıp, kalıcı şekil değişikliklerine yol açabilir. Bu tür deformasyonlara plastik deformasyon denir. Yük kaldırıldıktan sonra cisim, orijinal şeklini geri kazanmaz ve kalıcı bir şekil değişikliği gözlemlenir. Plastik deformasyon sürecinde, malzemenin iç yapısında yapısal değişiklikler oluşabilir ve bu değişiklikler, malzemenin mekanik özelliklerinde kalıcı bir etkiye yol açabilir. (Hashiguchi, 2009).

Hooke Kanunu

Maddeye uygulanan kuvvet, madde içinde bir gerilmeye neden olur. Hooke Kanunu, bu gerilmelerin elastik sınırlar içinde olduğu sürece, cismin şekil değiştirme miktarı ile uygulanan kuvvet arasında doğrusal bir ilişki olduğunu ifade eder. Bu kanuna uyan cisimler, lineer elastik cisimler olarak adlandırılır. Yani, Hooke Kanunu'na göre, kuvvetin artmasıyla şekil değiştirme miktarı da doğru orantılı olarak artar; kuvvet ortadan kalktığında ise cisim eski şekline geri döner. (Kösedağ). Kısaca elastik malzemelerde, gerilim ile gerinim arasındaki ilişkinin doğrusallığını gösteren bu kanun “Hooke Kanunu” olarak adlandırılır.

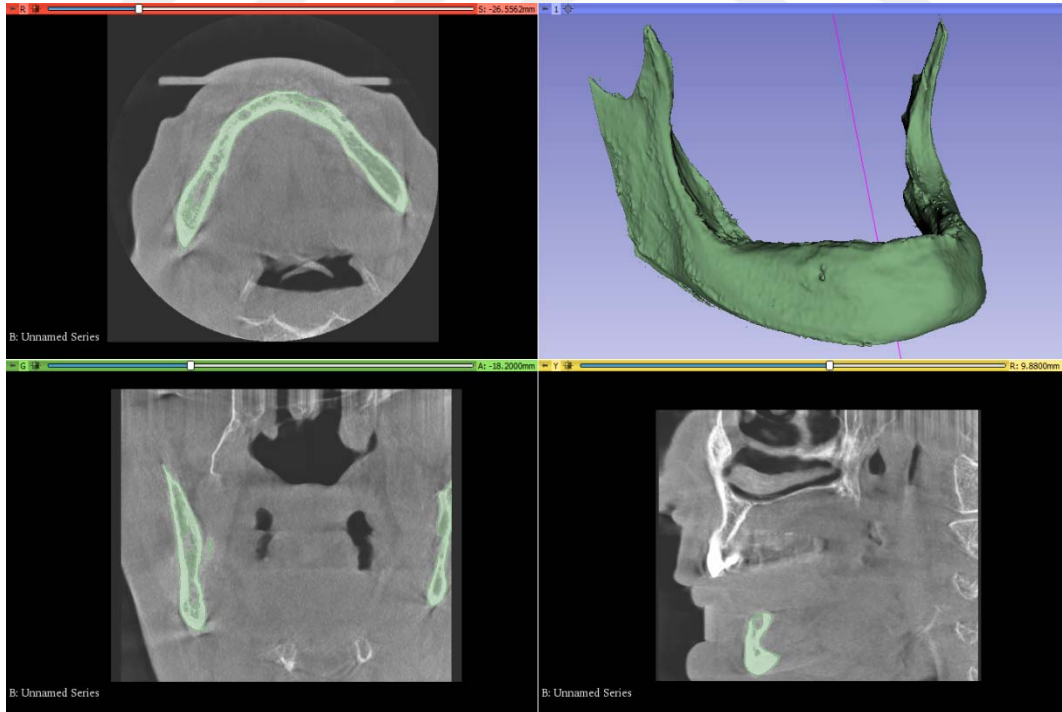
3. MATERYAL METOT

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş hekimliği fakültesinde Tinus Tech. (Ankara, Türkiye) yardımı ile gerçekleştirilmiştir

Üç boyutlu olan ağ yapısının matematiksel olarak uygun katı forma dönüştürülmesi ve düzenlenmesi; üç boyutlu SEA modellerinin oluşturulması ve SEA işlemi; 64 GB ECC belleğe sahip, 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografiden elde edilen veriler ile 3DSlicer yazılımında kemik model elde edilmiştir.

Tomografi verilerinden elde edilen. stl model, 3DSlicer yazılımı kullanılarak oluşturulmuştur. Tersine mühendislik ve 3D CAD çalışmaları ANSYS Spaceclaim yazılımında gerçekleştirilmiş; katı modellerin analiz ortamına uygun duruma getirilmesi ve optimize ağ yapısının oluşturulması süreçleri ise ANSYS Workbench yazılımı ile yapılmıştır. Sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 6. CBCT görüntüleri

3.1 Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Bu çalışmada kullanılan mandibula kemik modelini oluşturmak için tam dişsiz bir yetişkin bireyin tomografisi alınmış ve 0.1 mm kesit kalınlığıyla elde edilmiştir. Tomografi verileri, rekonstrüksiyon sonrasında DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. Burada, CT verisi uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılmış ve segmentasyon işlemi uygulanarak üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Elde edilen modeller, .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model daha sonra ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmış, burada mandibula kemik modeline bir miktar offset uygulanarak kortikal kemik modeli oluşturulmuştur.

Kortikal kemiğin iç yüzeyi referans olarak alınarak trabeküler kemik modeli oluşturulmuştur.

Tüm bu modeller, ANSYS Spaceclaim yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 7. Çalışmada Kullanılan Kemik Modelleri

3.2 Subperiosteal İmplant, Metal Altyapı, Abutment, Vida ve Protezin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada üç farklı subperiosteal implant modeli tasarlanmıştır.

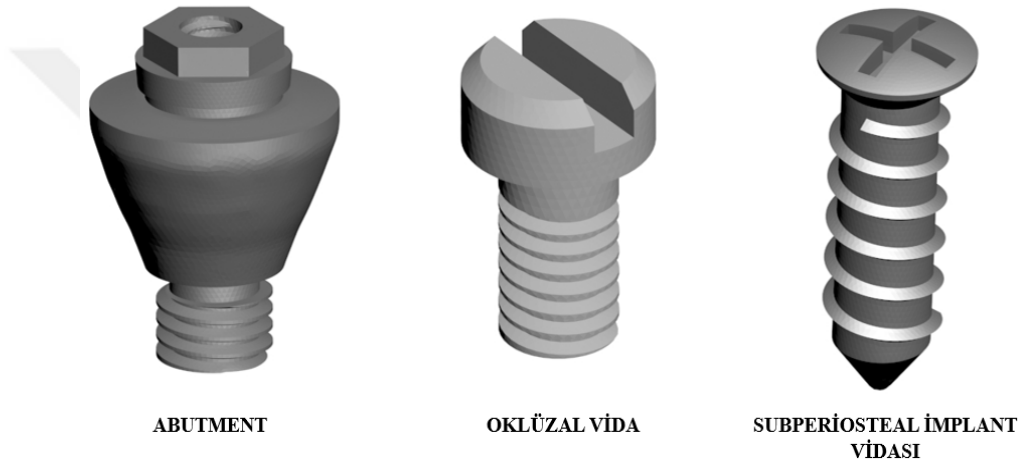
Subperiosteal implantlar; tek parça halinde, 1.5 mm kalınlığında 3 mm genişliğinde olacak şekilde modellenmiştir.

Abutment ve oklüzal vidalar katalog verilerinde bulunan ölçüler dikkate alınarak ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

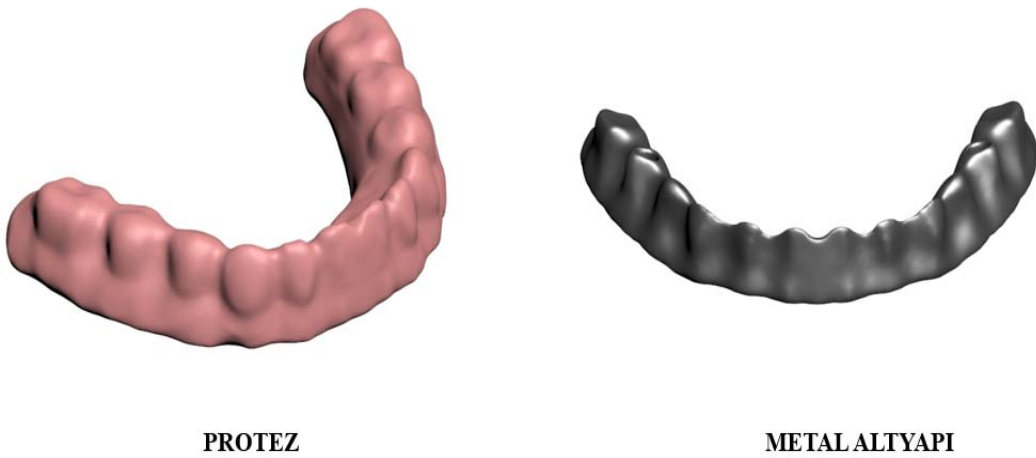
Subperiosteal sistemde kullanılan 2 Ø x 5 mm ve 2 Ø x 7 mm ölçülerindeki vidalar ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

Altyapılar ve protezler ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

Modeller arasında kuvvet aktarımını sağlamak amacıyla, ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyum sağlama işlemi gerçekleştirilmiştir.

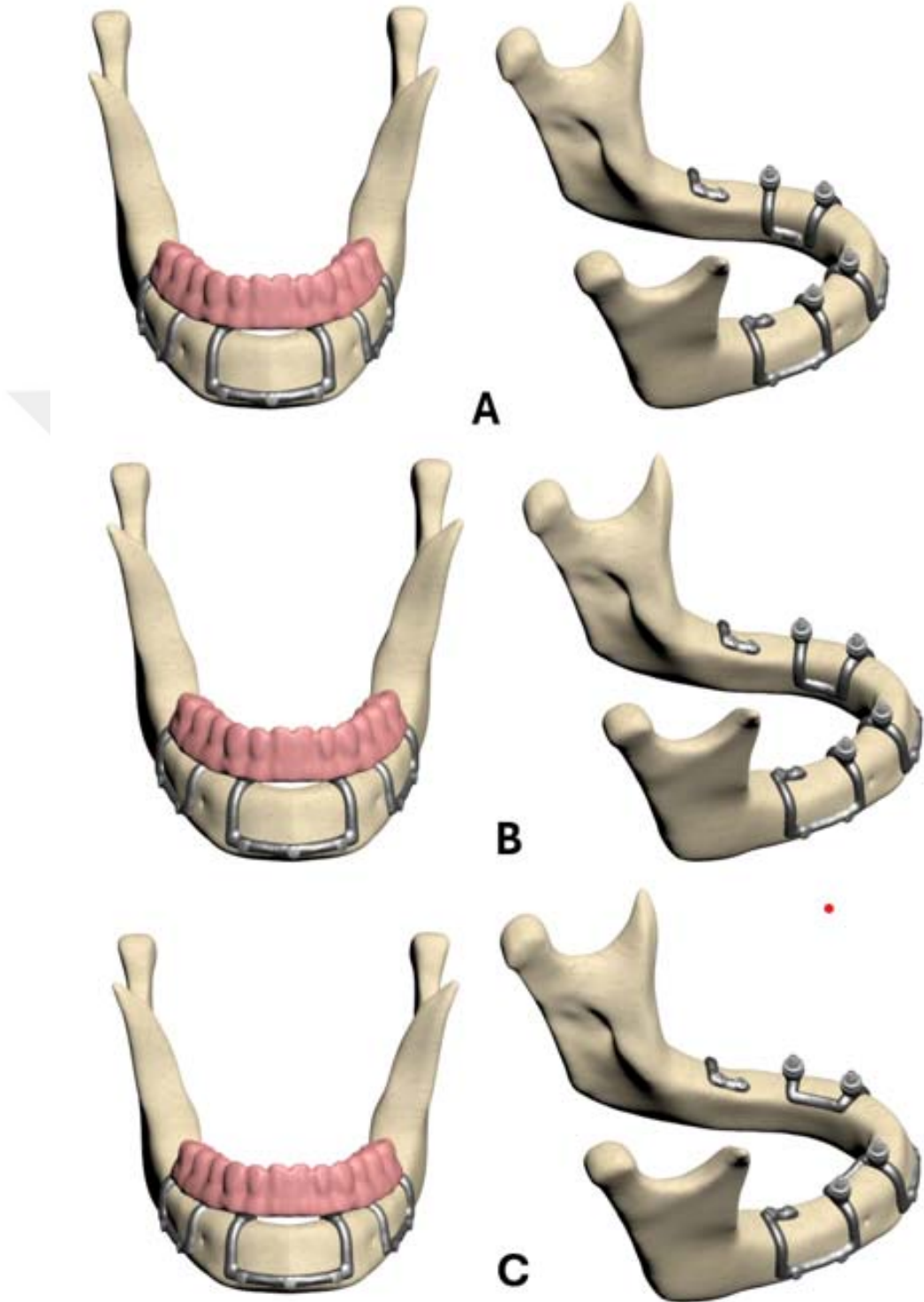


Şekil 8. Çalışmada Kullanılan Parçalar



Şekil 9. Çalışmada Kullanılan Protez ve Metal Altyapı

3.3 Çalışma Modelleri

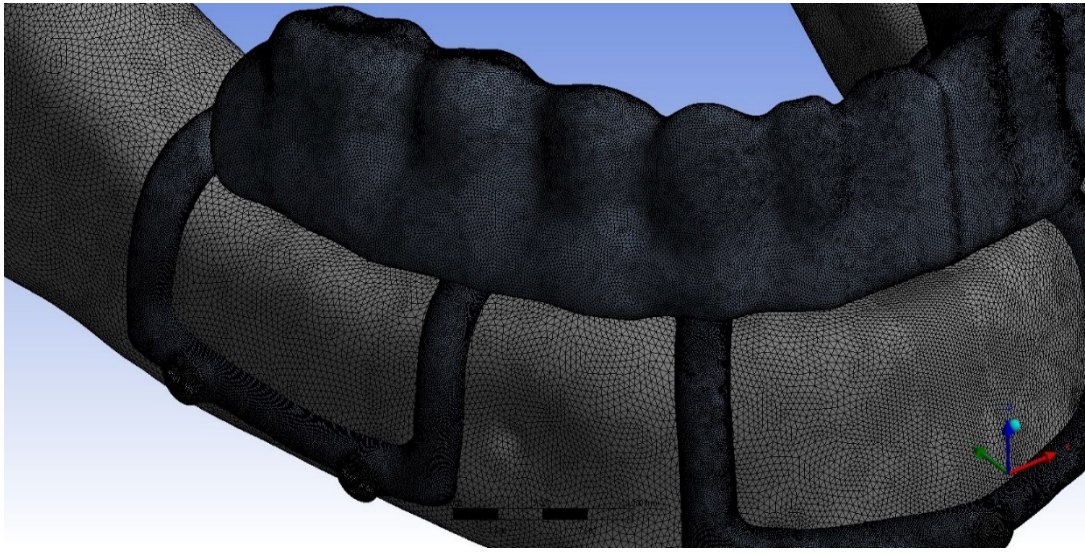


Şekil 10. İmplantların modellenmesi A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

3.4 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik yapıların mesh olarak adlandırılan küçük ve basit bileşenlere ayrılmasıyla elde edilmektedir. Modelleme süreci ANSYS Spaceclaim yazılımında tamamlandıktan sonra, bu modeller ANSYS Workbench yazılımı ile matematiksel olarak oluşturulmuş ve analiz için hazırlanmıştır.

Analizlerin yapılabilmesi amacıyla, ANSYS Workbench'te oluşturulan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 11. Matematiksel Model

3.5 Malzeme Tanımları

Analizlerde, malzemelerin doğrusal (lineer) davranışları için elastik modül ve Poisson oranı kullanılmıştır. Modelin malzeme özellikleri ise sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 2. Kullanılan Malzemelerin Özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik	1370	0.3
Titanyum Grade 4	110000	0.35
Titanyum Grade 5	116000	0.32
Metal Bar (CrCo)	218000	0.33
Protez (Akrilik)	3000	0.35

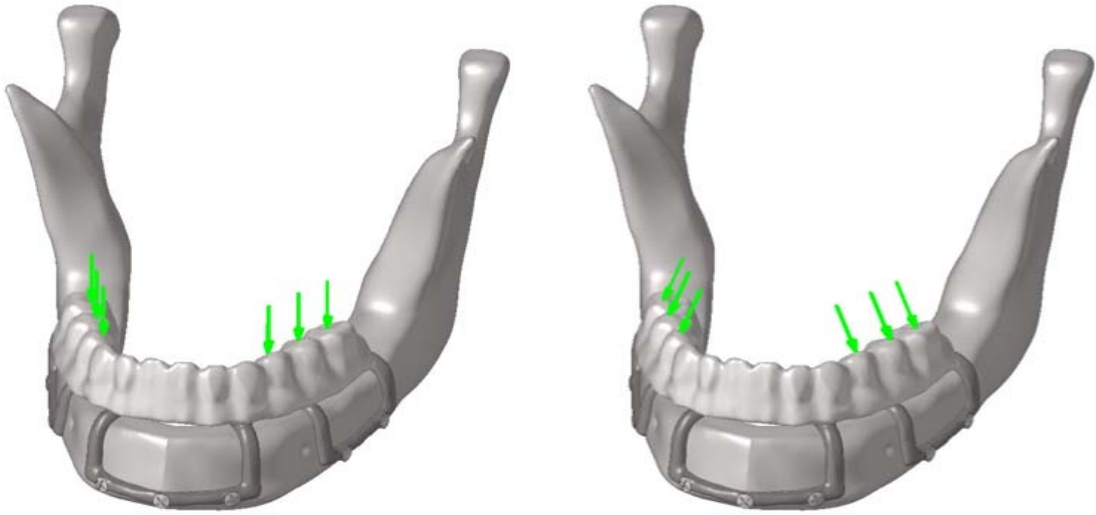
3.6 Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde;

Kuvvet 1: Birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin fossasından, dik yönde, sırasıyla 75 N, 75 N ve 150 N büyüklüğünde kuvvetler bilateral olarak uygulanmıştır.

Kuvvet 2: Birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin bukkal tüberküllerinin lingual eğimlerine, palatinalden bukkale doğru, 20 derece eğimle, sırasıyla 75 N, 75 N ve 150 N büyüklüğünde bilateral olarak uygulanmıştır.

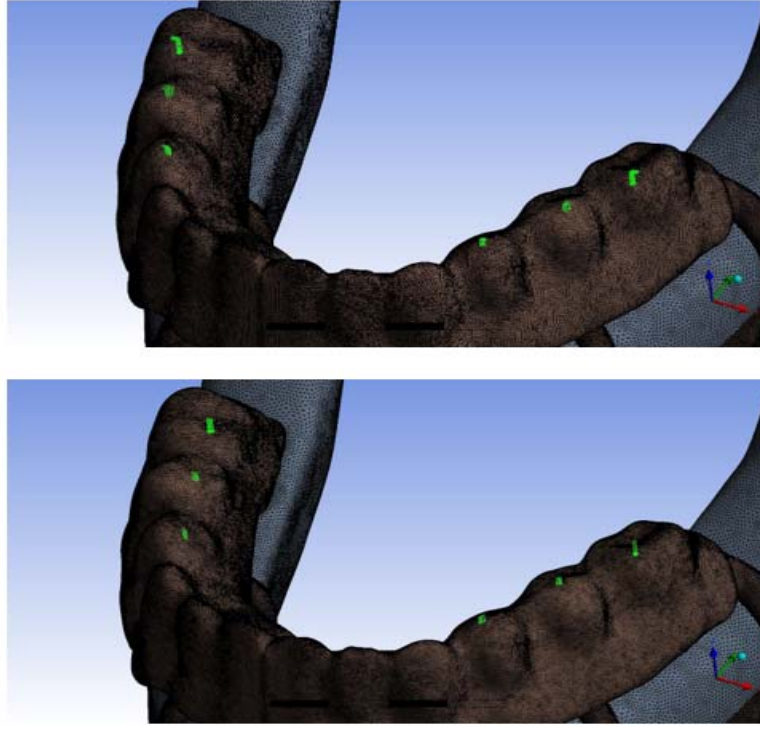
Kuvvetler, çevredeki düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde oluşabilecek gerilme tekilliklerinin önlenmesi sağlanmıştır.



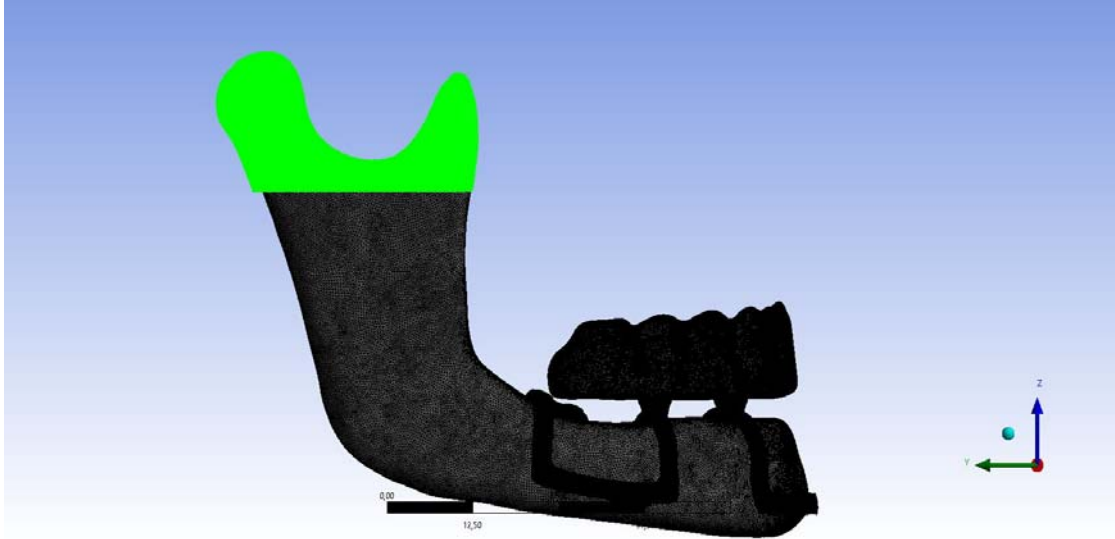
Şekil 12. Yükleme Koşulları

Modeller mandibular kemiğin kondil ve koronoid bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 3 analiz modeli için toplam 12 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 13. Vertikal ve Oblik Yükleme Senaryoları



Şekil 14. Çalışmanın Sınır Koşulları

3.7 Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan altı analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

Tablo 3. Çalışmadaki Modellerin Düğüm ve Eleman Sayısı

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1	1898561	7725988
Model 2	1836542	7488111
Model 3	1797651	7329998

3.8 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

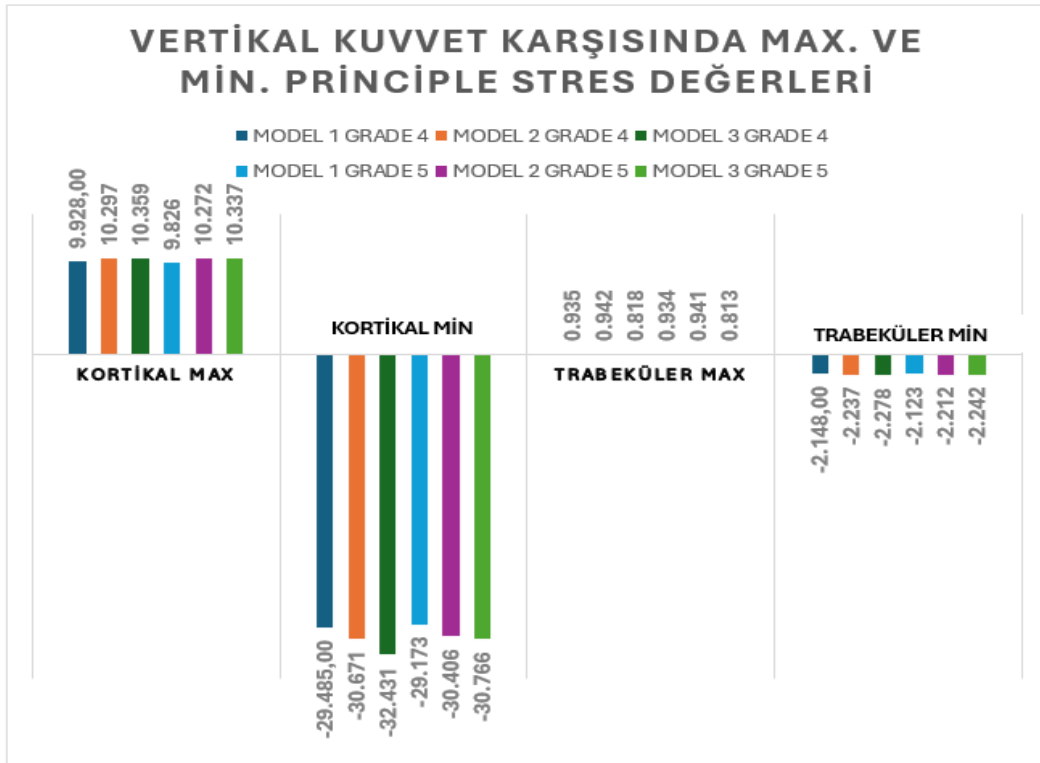
Matematiksel modellerdeki analizlerin doğru sonuçlar verebilmesi için, analiz programında modeldeki parçalar arasındaki yüzey ilişkilerinin tanımlanması gerekmektedir. Yapılan tüm analizlerde, temas eden bileşenler arasında BONDED tipi kontak tanımı uygulanmıştır. Bu yöntem, parçaların hareketleri sırasında tam uyum içinde hareket ettikleri varsayımına dayanır.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analizlerinde kemik dokuların stres değerlerinin belirlenmesinde daha fazla tercih edilen Principal Stres (Maksimum Principal Stres = Gerilme stresi, Minimum Principal Stres = Sıkışma stresi) değerleri; dövülebilir çekilebilir metal içerikli titanyum gibi materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde ise Von Mises Stres değerleri tercih edilmiştir. Von Mises Stres değerleri, kırılğan malzemelerdeki gerilmelerin nasıl dağıldığına dair bilgi sunar, ancak gerilmelerin türü hakkında herhangi bir bilgi vermez. Bu çalışmada kuvvetler farklı tasarım ve materyallerdeki subperiosteal implantlarda 1.Premolar, 2.Premolar ve 1.Molar dişlerin fossasından, dik yönde, sırasıyla 75 N, 75 N ve 150 N büyüklüğünde, 1.Premolar, 2.Premolar ve 1.Molar dişlerin bukkal tüberküllerinin lingual eğimlerine, palatinalden bukkale bukkal doğru, 20 derece eğimle, sırasıyla 75 N, 75 N ve 150 N büyüklüğünde bilateral olarak uygulanmıştır. Yapılan analizler ile mandibular alveolar kemikte kortikal ve trabeküler kısımlarda oluşan gerilimler maksimum ve minimum principal stresler olarak, implantlarda, metal alt yapıda ve vidalarda oluşan gerilimler Von Mises stresleri olarak MPa (N/mm²) cinsinden ölçülmüştür. Analizlerde yüksek stres alanları kırmızı renk, düşük stres alanları ise mavi renk ile gösterilmiştir.

Tablo 4. Vertikal Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri

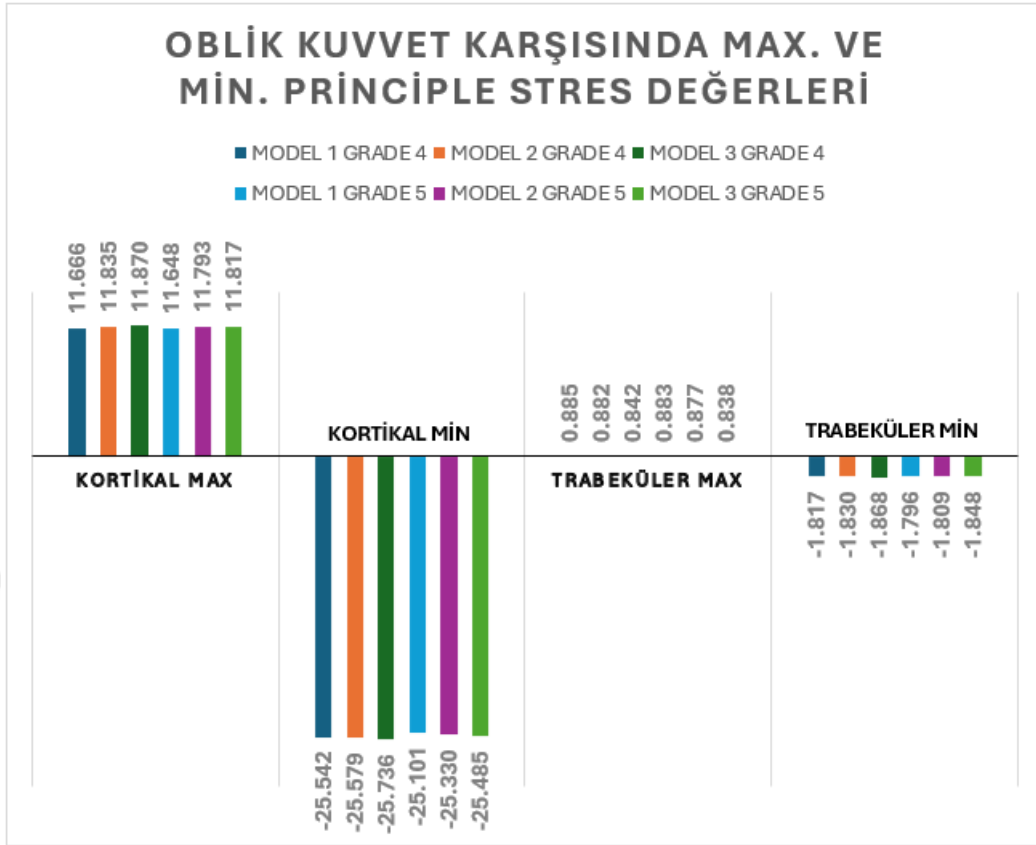
VERTİKAL KUVVET KARŞISINDA MAX. VE MİN. PRİNCİPLE STRES DEĞERLERİ						
MODELLER	GRADE 4			GRADE 5		
	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3
ANALİZLER						
Kortikal Max. Principle Stres Değerleri	9.928	10.297	10.359	9.826	10.272	10.337
Kortikal Min. Principle Stres Değerleri	-29.485	-30.671	-32.431	-29.173	-30.406	-30.766
Trabeküler Max. Principle Stres Değerleri	0.935	0.942	0.818	0.934	0.941	0.813
Trabeküler Min. Principle Stres Değerleri	-2.148	-2.237	-2.278	-2.123	-2.212	-2.242



Şekil 15. Vertikal Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri

Tablo 5. Oblik Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri

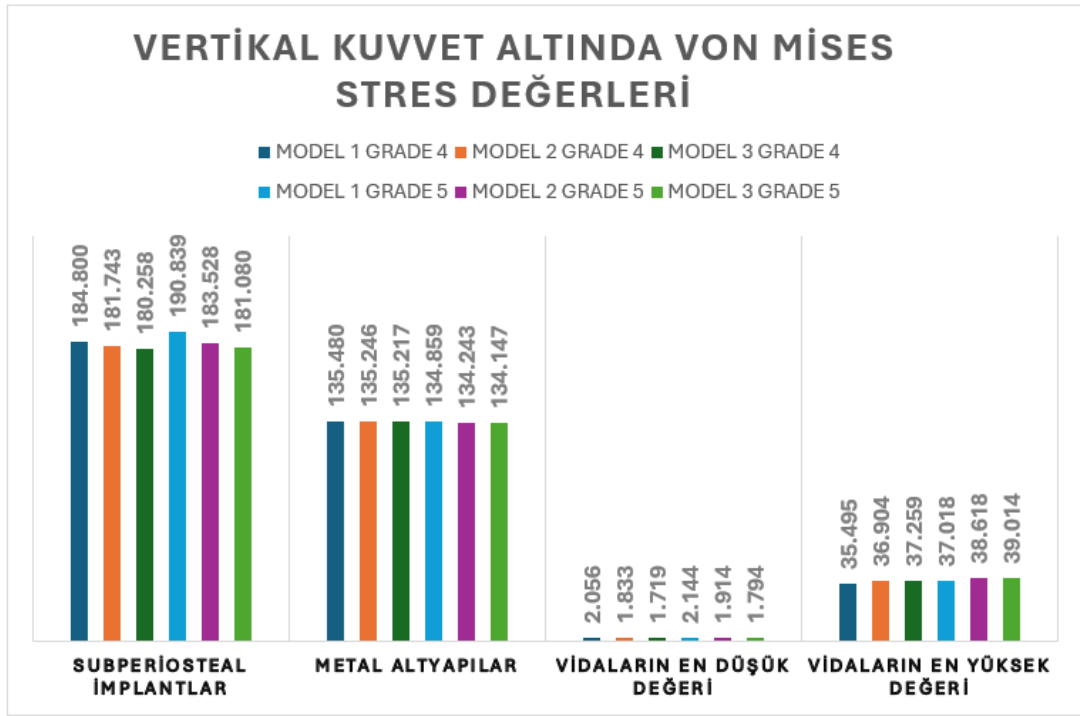
OBLİK KUVVET KARŞISINDA MAX. VE MİN. PRİNCİPLE STRES DEĞERLERİ						
MODELLER	GRADE 4			GRADE 5		
	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3
ANALİZLER						
Kortikal Max. Principle Stres Değerleri	11.666	11.835	11.870	11.648	11.793	11.817
Kortikal Min. Principle Stres Değerleri	-25.542	-25.579	-25.736	-25.101	-25.330	-25.485
Trabeküler Max. Principle Stres Değerleri	0.885	0.882	0.842	0.883	0.877	0.838
Trabeküler Min. Principle Stres Değerleri	-1.817	-1.830	-1.868	-1.796	-1.809	-1.848



Şekil 16. Oblik Kuvvet Karşısında Max. ve Min. Principle Stres Değerleri

Tablo 6. Vertikal Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri

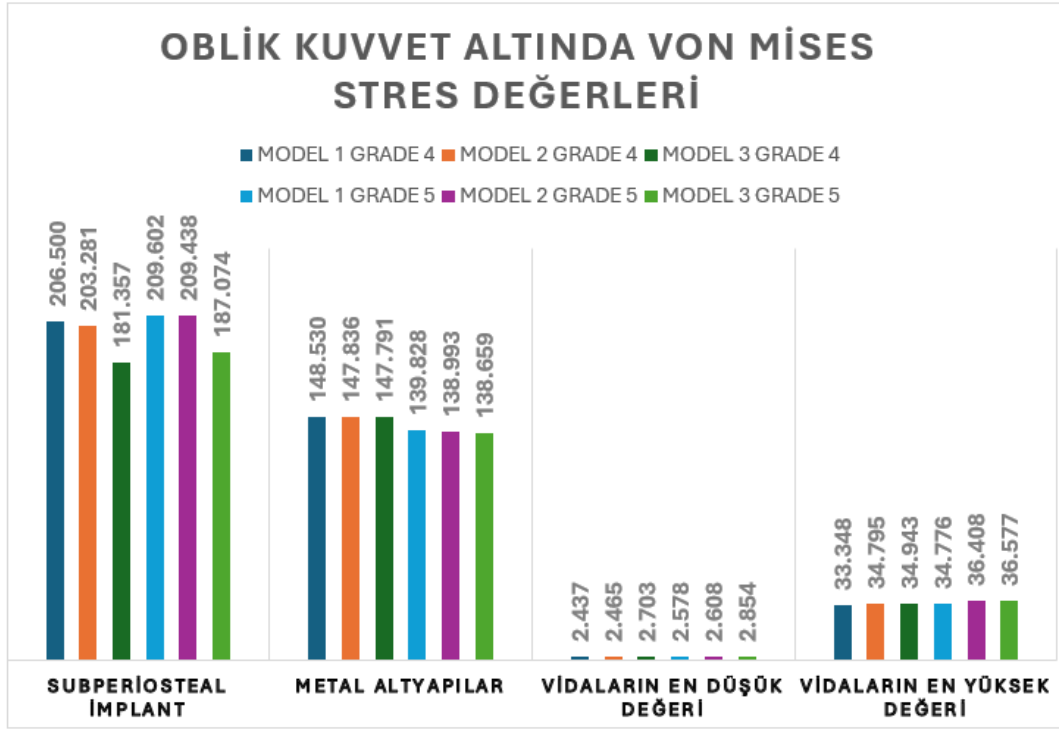
VERTİKAL KUVVET ALTINDA VON MİSES STRES DEĞERLERİ						
MODELLER	GRADE 4			GRADE 5		
	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3
ANALİZLER						
Modellere Ait İmplantların Von Mises Stres Değerleri	184.800	181.743	180.258	190.839	183.528	181.080
Metal Altyapıların Von Mises Stres Değerleri	135.480	135.246	135.217	134.859	134.243	134.147
Vidalara Ait Von Mises Stres Değerlerinin En Düşük Değeri	2.056	1.833	1.719	2.144	1.914	1.794
Vidalara Ait Von Mises Stres Değerlerinin En Yüksek Değeri	35.495	36.904	37.259	37.018	38.618	39.014



Şekil 17. Vertikal Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri

Tablo 7. Oblik Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri

OBLİK KUVVET ALTINDA VON MİSES STRES DEĞERLERİ						
MODELLER	GRADE 4			GRADE 5		
	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3
ANALİZLER						
Modellere Ait İmplantların Von Mises Stres Değerleri	206.500	203.281	181.357	209.602	209.438	187.074
Metal Altyapıların Von Mises Stres Değerleri	148.530	147.836	147.791	139.828	138.993	138.659
Vidalara Ait Von Mises Stres Değerlerinin En Düşük Değeri	2.437	2.465	2.703	2.578	2.608	2.854
Vidalara Ait Von Mises Stres Değerlerinin En Yüksek Değeri	33.348	34.795	34.943	34.776	36.408	36.577

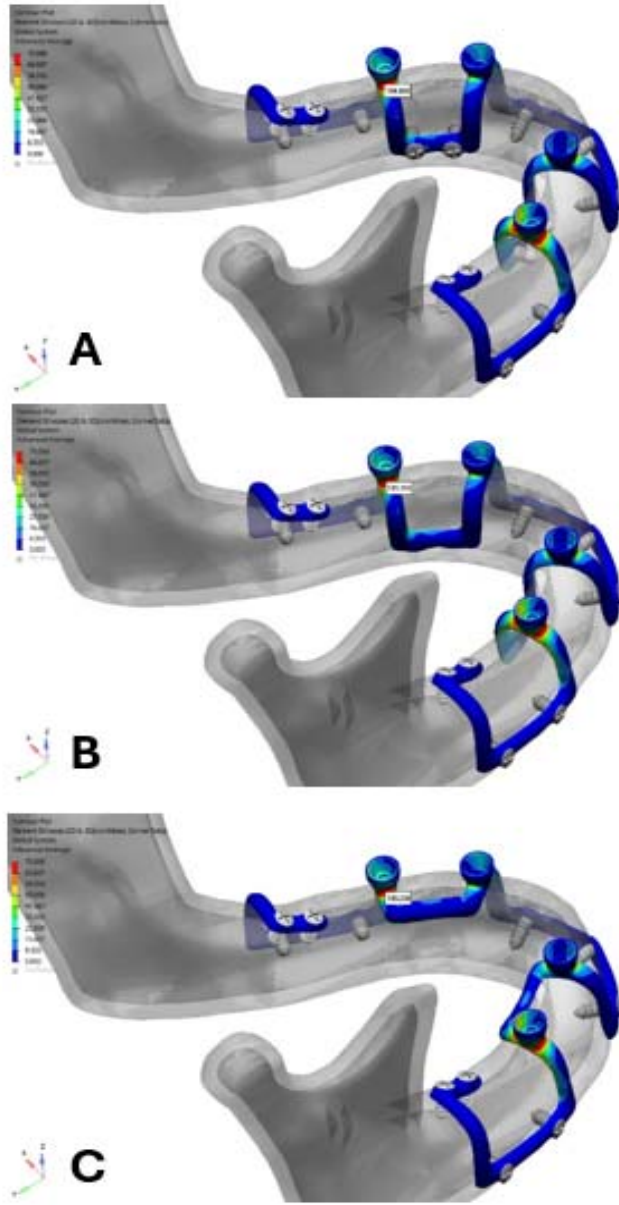


Şekil 18. Oblik Kuvvet Altında Von Mises Stres Değerleri

4.1 Vertikal Kuvvetler

4.1.1 Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vertikal kuvvet altında subperiosteal implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri sırasıyla birinci modelde 184.800 MPa, ikinci modelde 181.743 MPa, üçüncü modelde 180.258 MPa olacak şekilde ölçülmüştür.

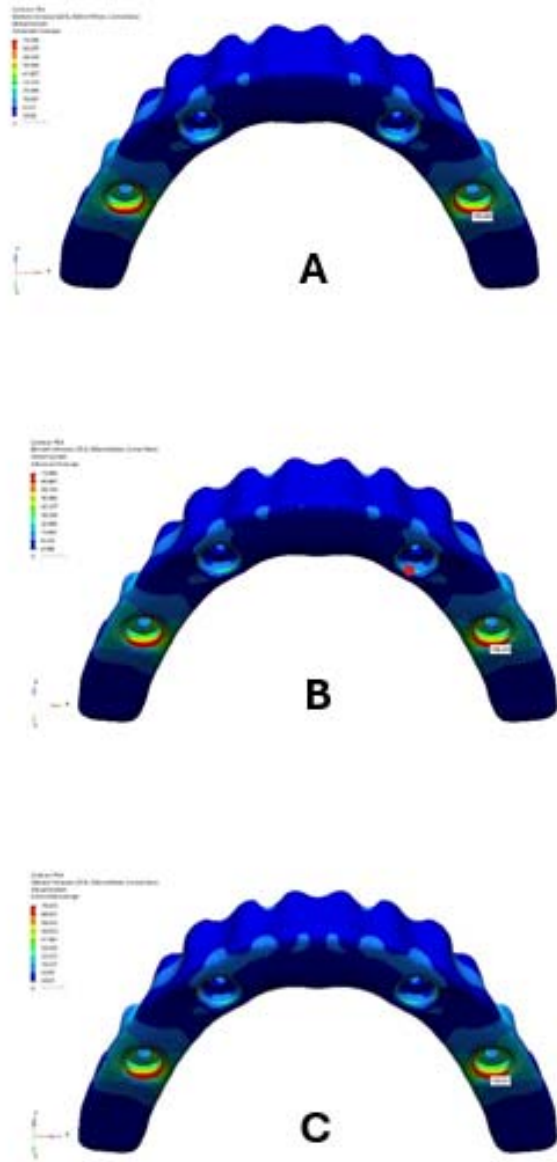


Şekil 19. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlara göre vertikal kuvvetler karşısında modeller üzerindeki Von Mises stres değerleri en büyükten en küçüğe doğru şu şekilde sıralanır; Model 1, Model 2, Model 3

4.1.2 Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Von Mises değerleri sırasıyla Model 1' de 135.480 MPa, Model 2' de 135.246 MPa, Model 3' te 135.217 MPa olarak ölçüldü.

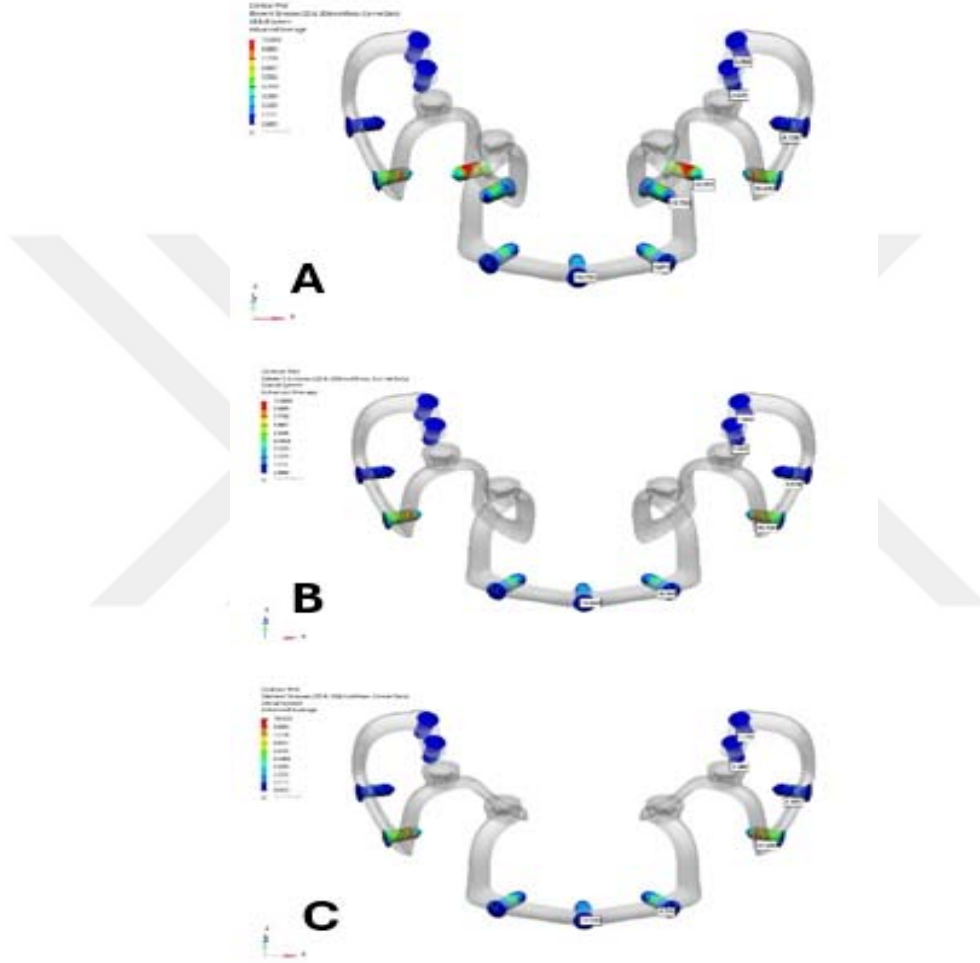


Şekil 20. Vertikal Kuvvetler Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Çalışmamızda çıkan sonuçlara göre vertikal kuvvetler karşısında altyapıların üzerindeki Von Mises stres değerleri en büyükten en küçüğe doğru şu şekilde sıralanır; Model 1, Model 2, Model 3

4.1.3 Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

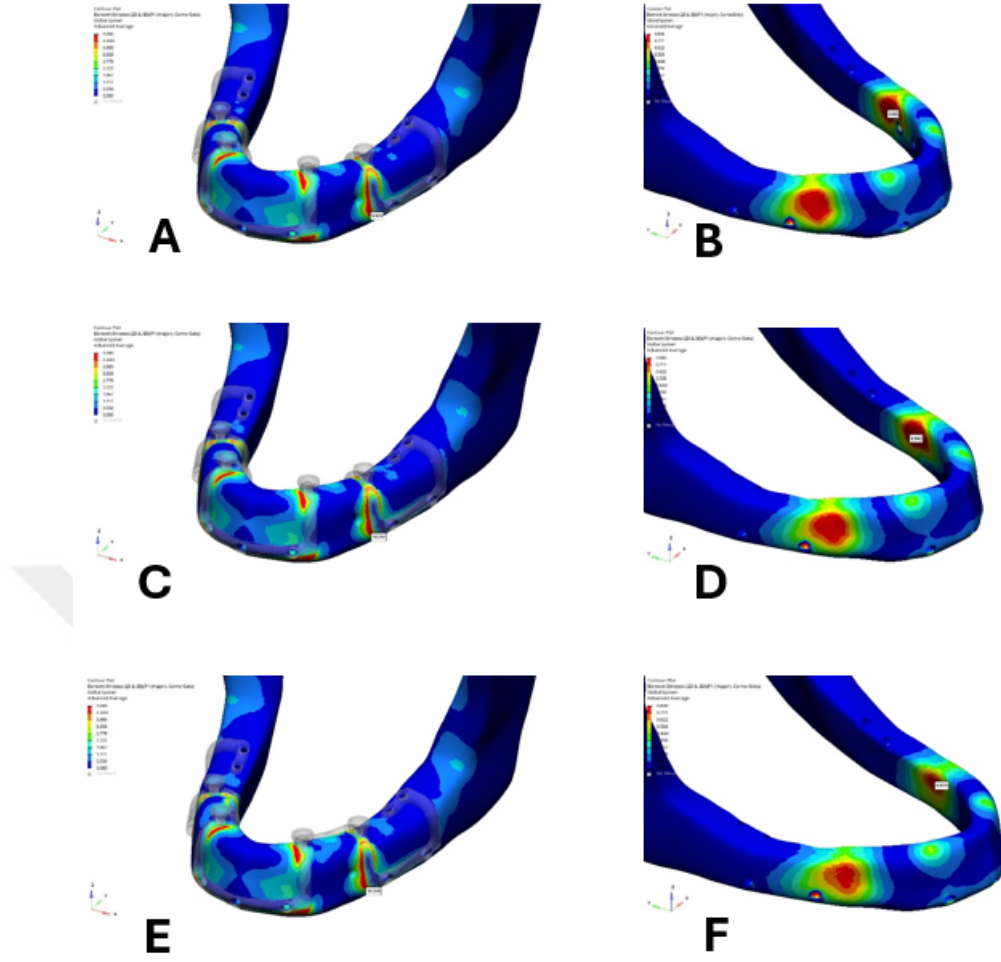
Modellerde kullanılan vidalardaki en düşük ve en yüksek Von Mises Stres değerleri sırasıyla model 1’de 2.056 MPa-35.495 MPa, model 2’de 1.833 MPa-36.904 MPa, model 3’te 1.719 MPa-37.259 MPa dır.



Şekil 21. Vertikal Kuvvetler Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

4.1.4 Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Maksimum principal stres değerleri kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1’ de 9.928 MPa, model 2’de 10.297 MPa, model 3’te 10.359 MPa; trabeküler kısımda ise model 1’ de 0.935 MPa, model 2’de 0.942 MPa, model 3’te 0.818 MPa dır.

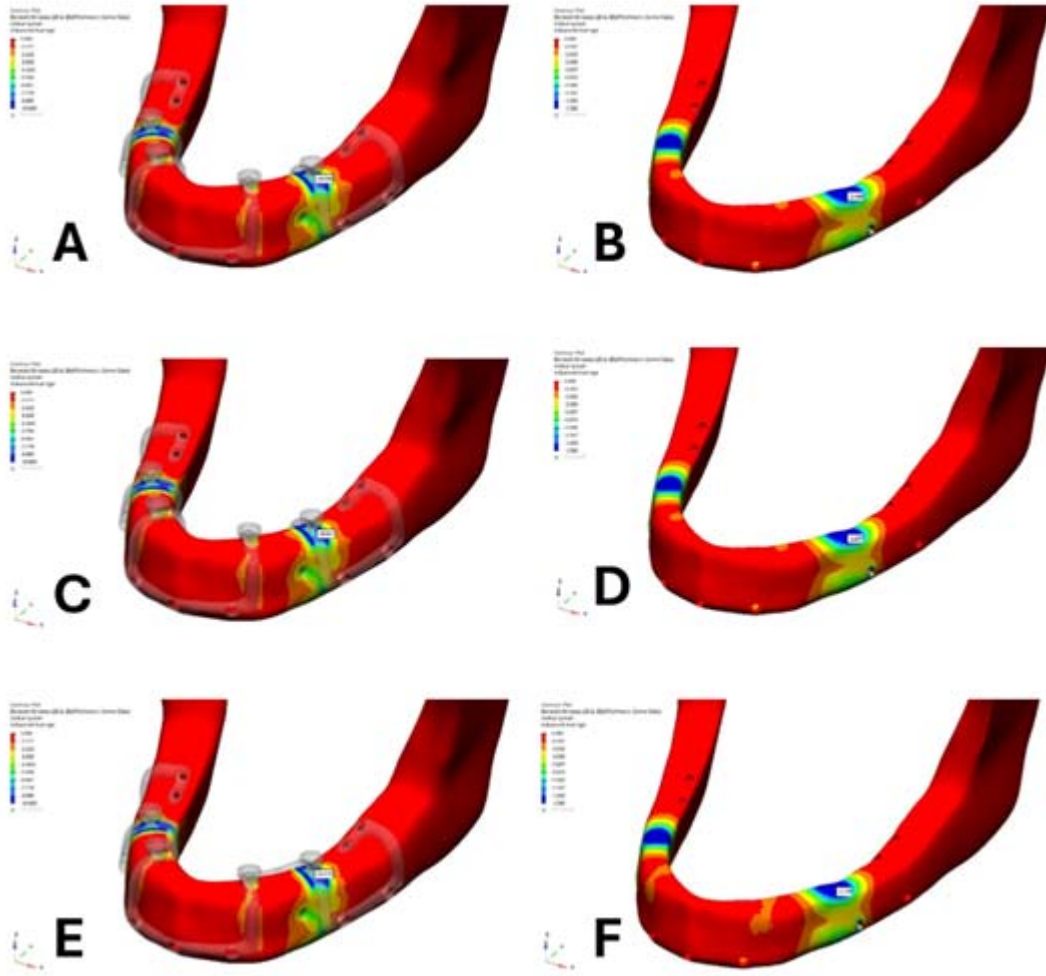


Şekil 22. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Çalışmamızda alveolar kemikteki stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1; trabeküler kısımda ise model 2, model 1, model 3 dir.

4.1.5 Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Minimum principal stres değerleri kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1’ de -29.485 MPa, model 2’de -30.671 MPa, model 3’te -32.431 MPa; trabeküler kısımda ise model 1’ de -2.148 MPa, model 2’de -2.237 MPa, model 3’te -2.278 MPa dır.

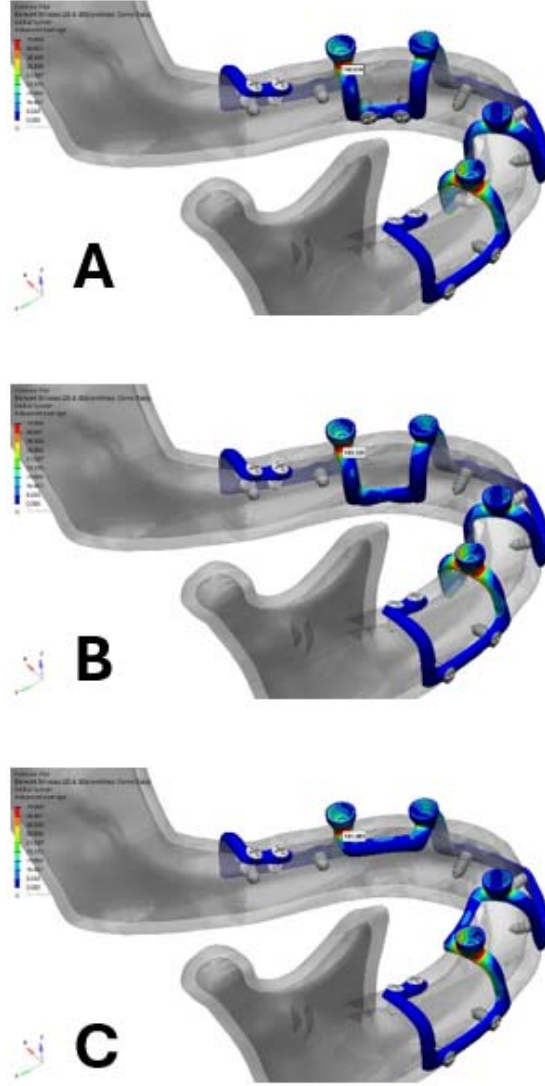


Şekil 23. Vertikal Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Alveolar kemikteki stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1 ; trabeküler kısımda ise model 3, model 2, model 1 dir.

4.1.6 Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Von Mises değerleri sırasıyla Model 1' de 190.839 MPa, Model 2' de 183.528 MPa,, Model 3'te 181.080 MPa olarak ölçüldü.

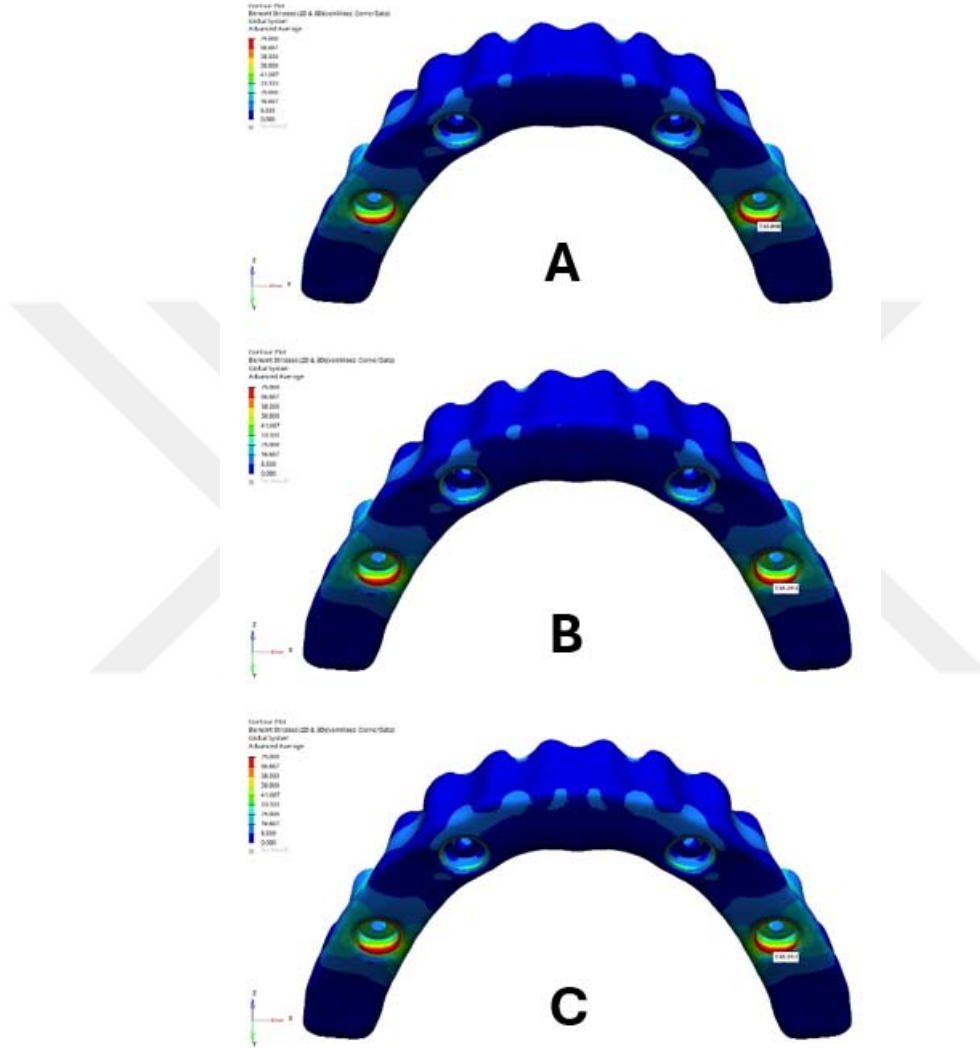


Şekil 24. Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Yükleme sonucunda implantlar üzerinde oluşan von mises stres değerleri en yüksekten küçüğe doğru şu şekildedir: model 1, model 2, model 3 dir.

4.1.7 Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vertikal kuvvet altında altyapılarda oluşan Von Mises değerleri sırasıyla Model 1’ de 134.859 MPa, Model 2’ de 134.243 MPa, Model 3’te 134.147 MPa olarak ölçüldü.

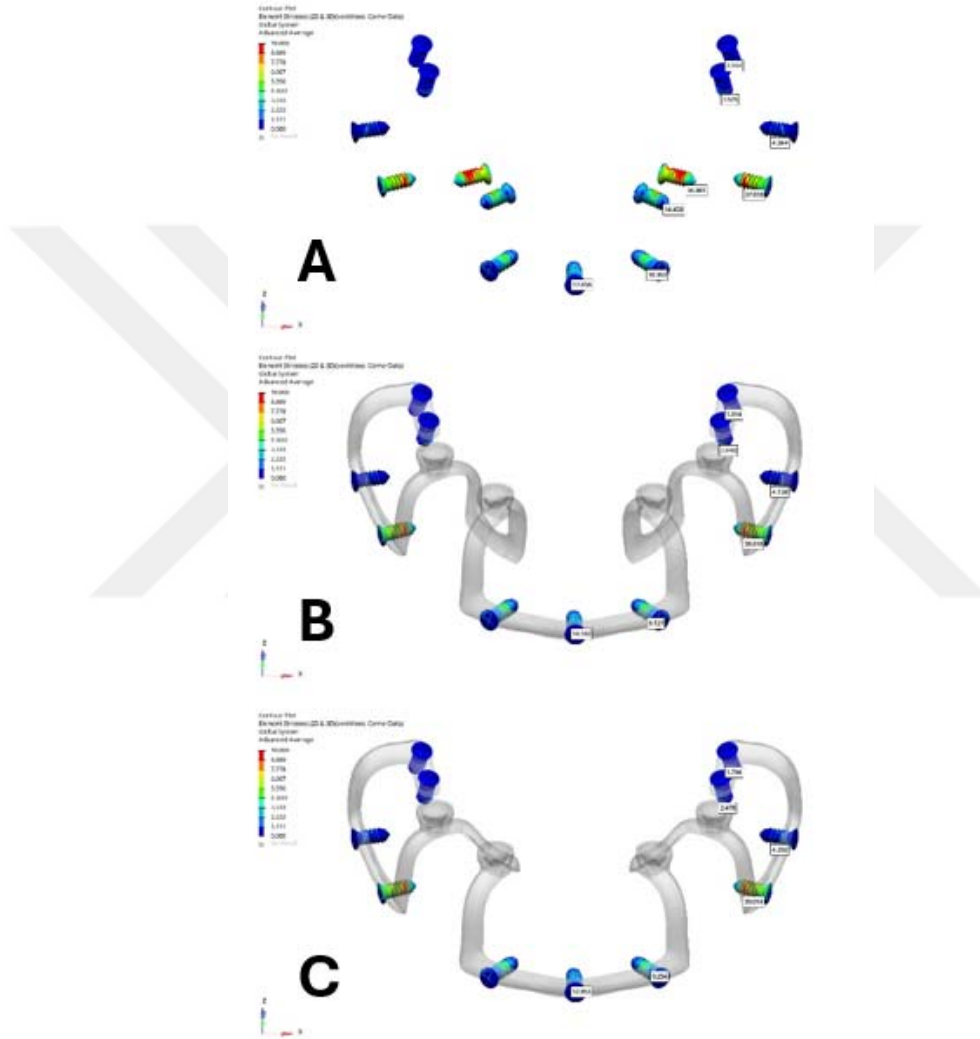


Şekil 25. Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Sonuç olarak altyapılarda oluşan stres değerleri en yüksek olandan en düşük olana doğru sırasıyla şu şekildedir: model 1, model 2, model 3

4.1.8 Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vidaların üzerinde oluşan Von Mises değerleri en yüksek ve en düşük olacak şekilde sırasıyla Model 1’ de 2.144-37.018 MPa, Model 2’ de 1.914-38.618 MPa, Model 3’te 1.794-39.014 MPa olarak ölçüldü.

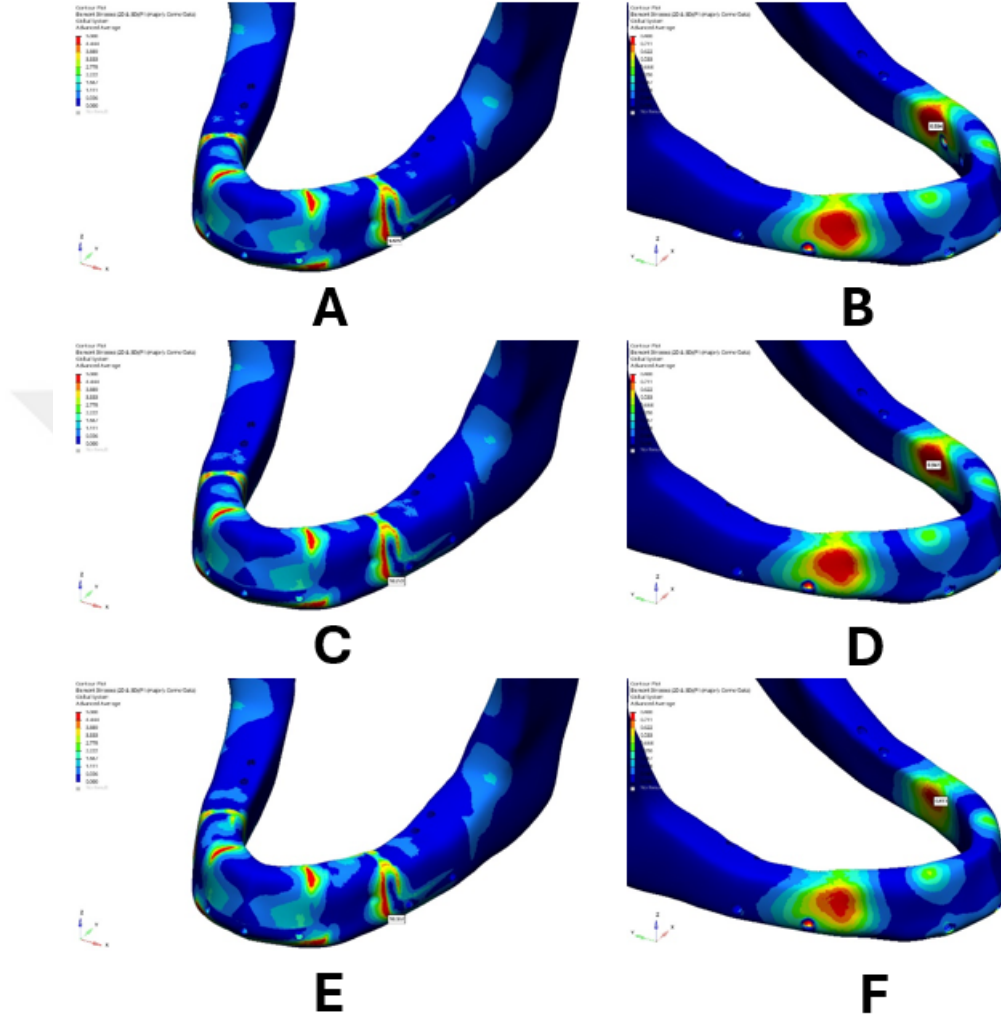


Şekil 26. Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

4.1.9 Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Yüklemeler sonucunda vertikal kuvvet altında kemiğin kortikal kısmındaki stres değerleri : model 1’ de 9.826 MPa, model 2’de 10.272 MPa, model 3’te 10.337 MPa;

trabeküler kısımda ise model 1’ de 0.934 MPa, model 2’de 0.941 MPa, model 3’te 0.813 MPa dır.

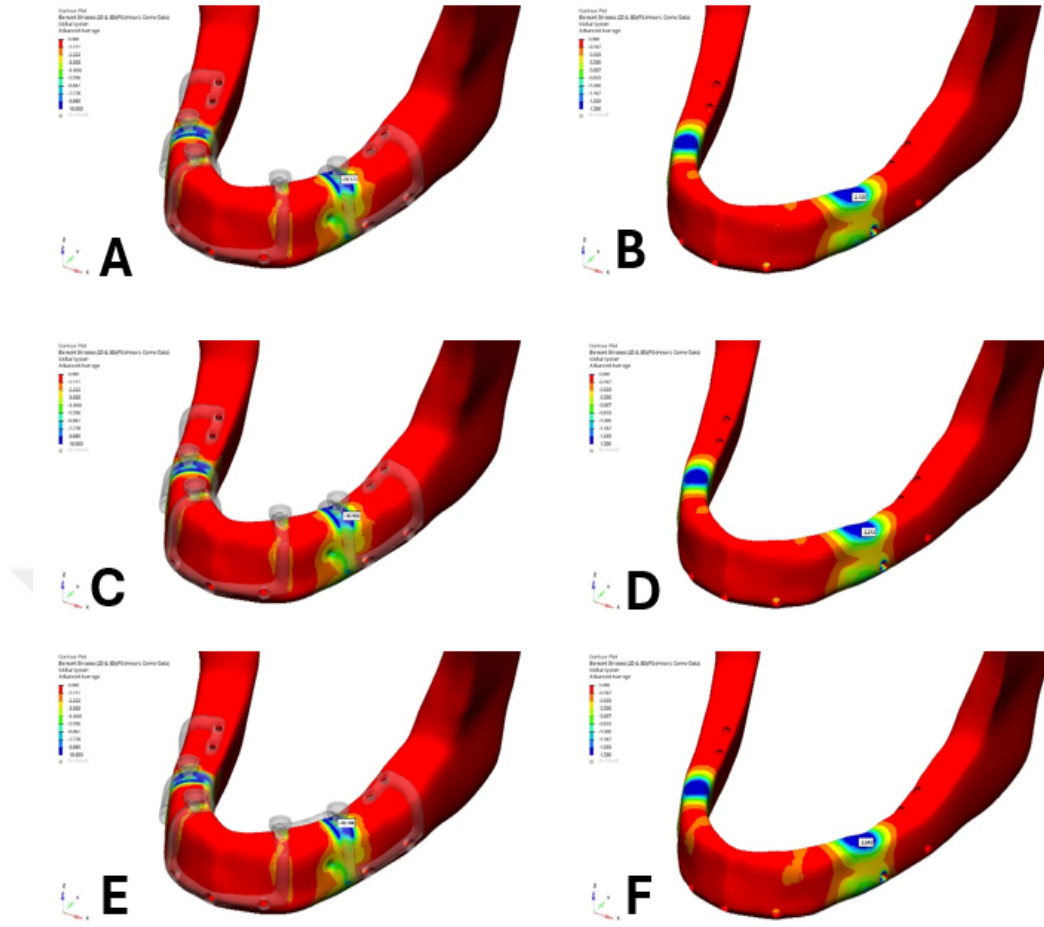


Şekil 27. Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Alveolar kemikteki stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1; trabeküler kısımda ise model 2, model 1, model 3 dir.

4.1.10 Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Minimum principal stres değerleri kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1’ de -29.173 MPa, model 2’de -30.406 MPa, model 3’te -30.766 MPa ; trabeküler kısımda ise model 1’ de -2.123 MPa, model 2’de -2.212 MPa, model 3’te -2.242 MPa dır.



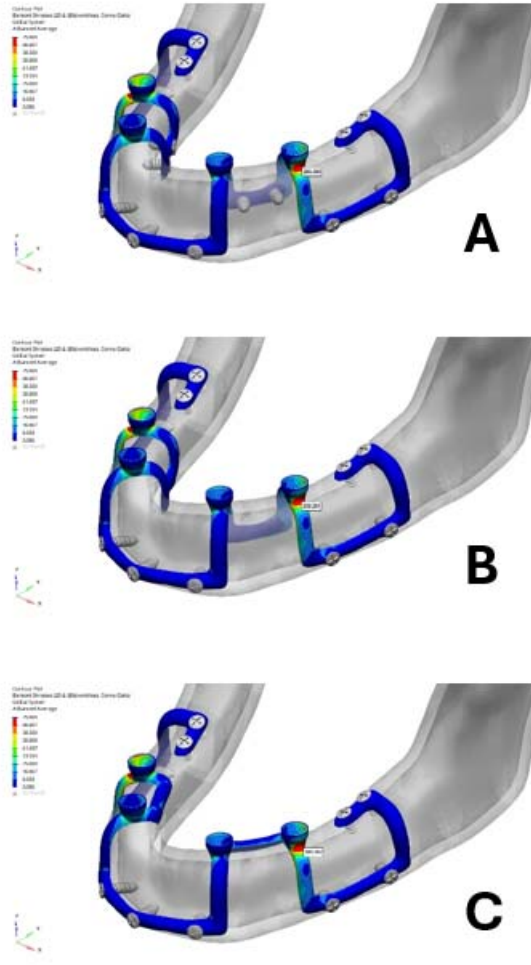
Şekil 28. Vertikal Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Vertikal yükleme sonucunda alveolar kemikteki stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1; trabeküler kısımda ise model 3, model 2, model 1 dir.

4.2 Oblik Kuvvetler

4.2.1 Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Çalışmamızda oblik kuvvetler altında grade 4 implantların stres değerleri model 1’ de 206.500 MPa, model 2’de 203.281 MPa, model 3’te 181.357 MPa dir.

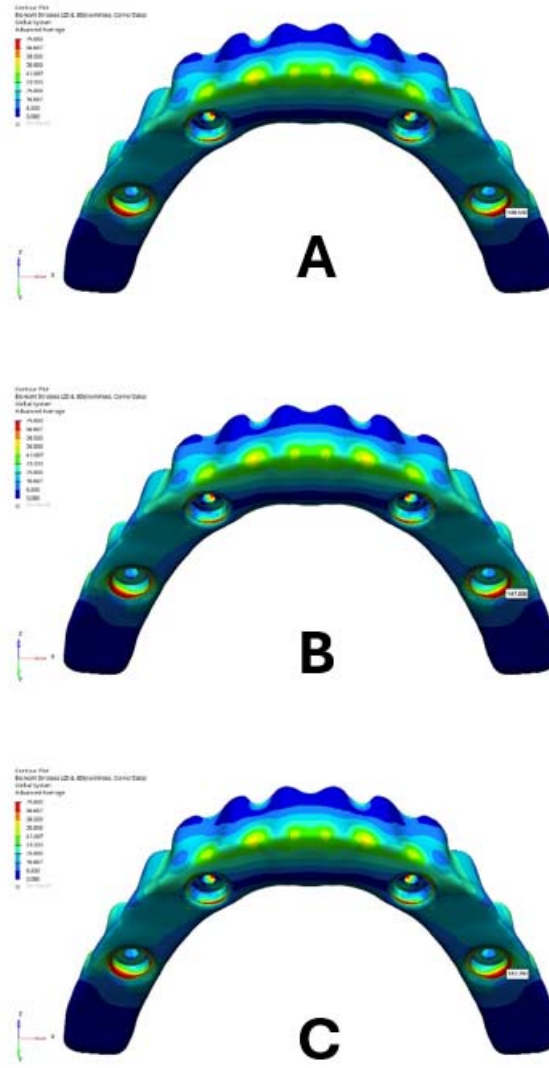


Şekil 29. Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Stres değerleri en yüksek olandan en düşük olana doğru model 1, model 2, model 3

4.2.2 Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetler altında altyapıların stres değerleri model 1’ de 148.530 MPa, model 2’de 147.836 MPa, model 3’te 147.791 MPa dır.

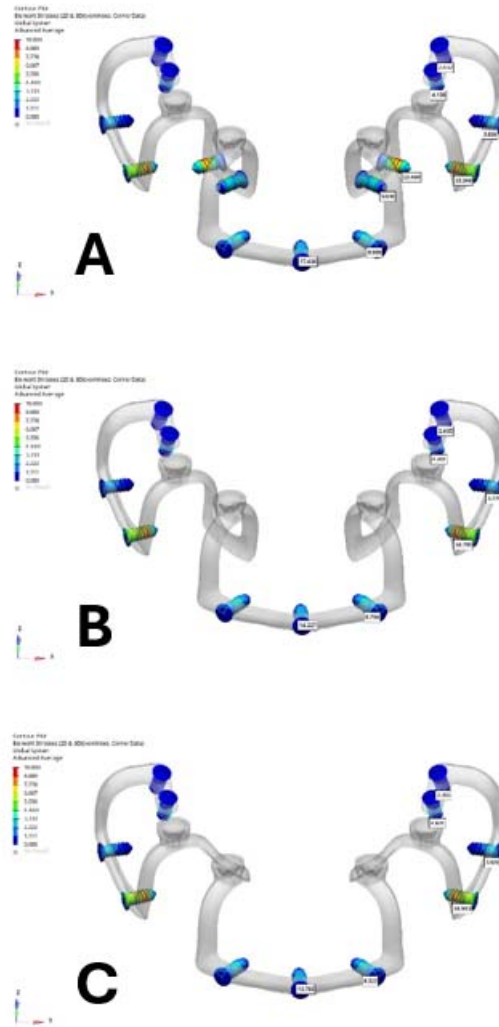


Şekil 30. Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Stres değerleri en yüksek olandan en düşük olana doğru model 1, model 2, model 3, şeklindedir.

4.2.3 Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

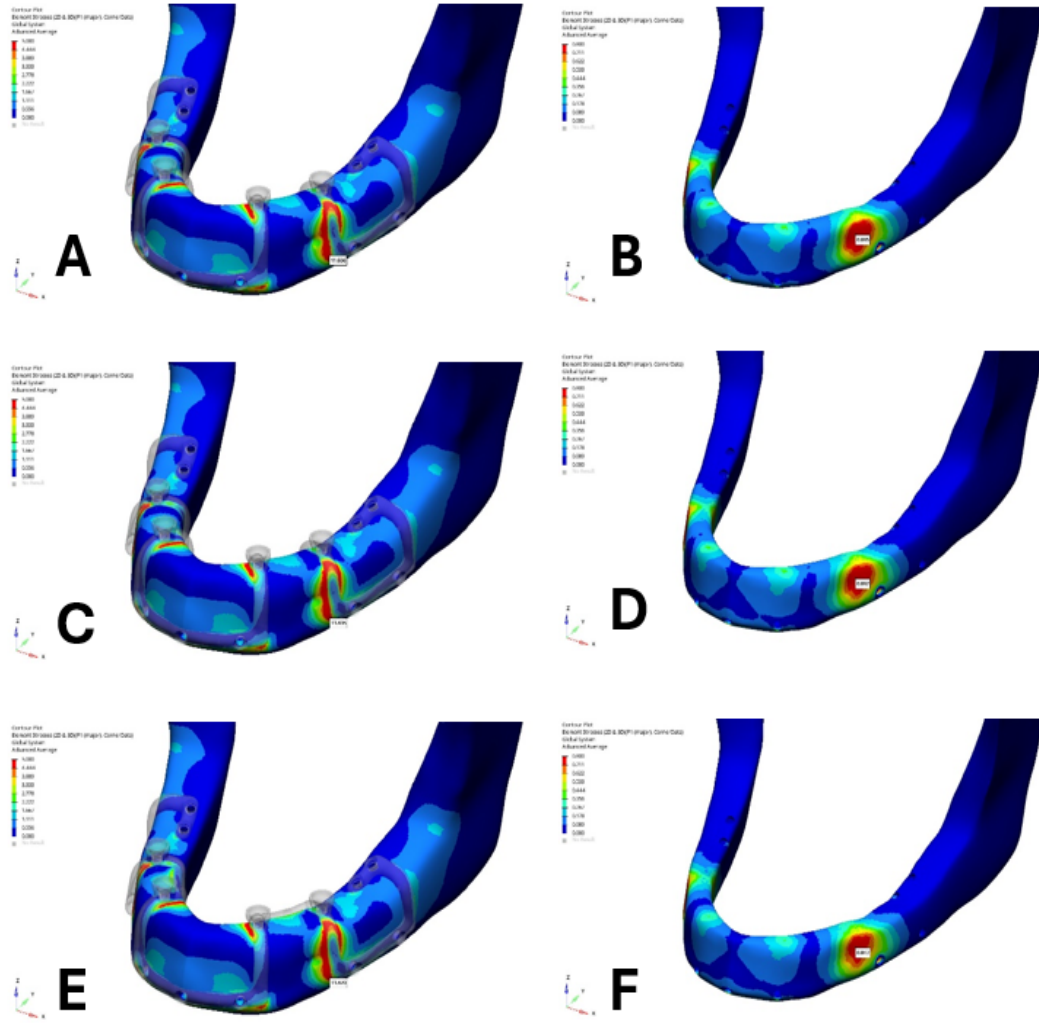
Vidaların üzerinde oluşan Von Mises değerleri en yüksek ve en düşük olacak şekilde sırasıyla Model 1' de 2.437-33.348 MPa, Model 2' de 2.465-34.795 MPa, Model 3'te 2.703-34.943 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 31. Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

4.2.4 Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Maksimum principal stres değerleri alveolar kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1’ de 11.666 MPa, model 2’de 11.835 MPa, model 3’te 11.870 MPa ; trabeküler kısımda ise model 1’ de 0.885 MPa, model 2’de 0.882 MPa, model 3’te 0.842 MPa dır.

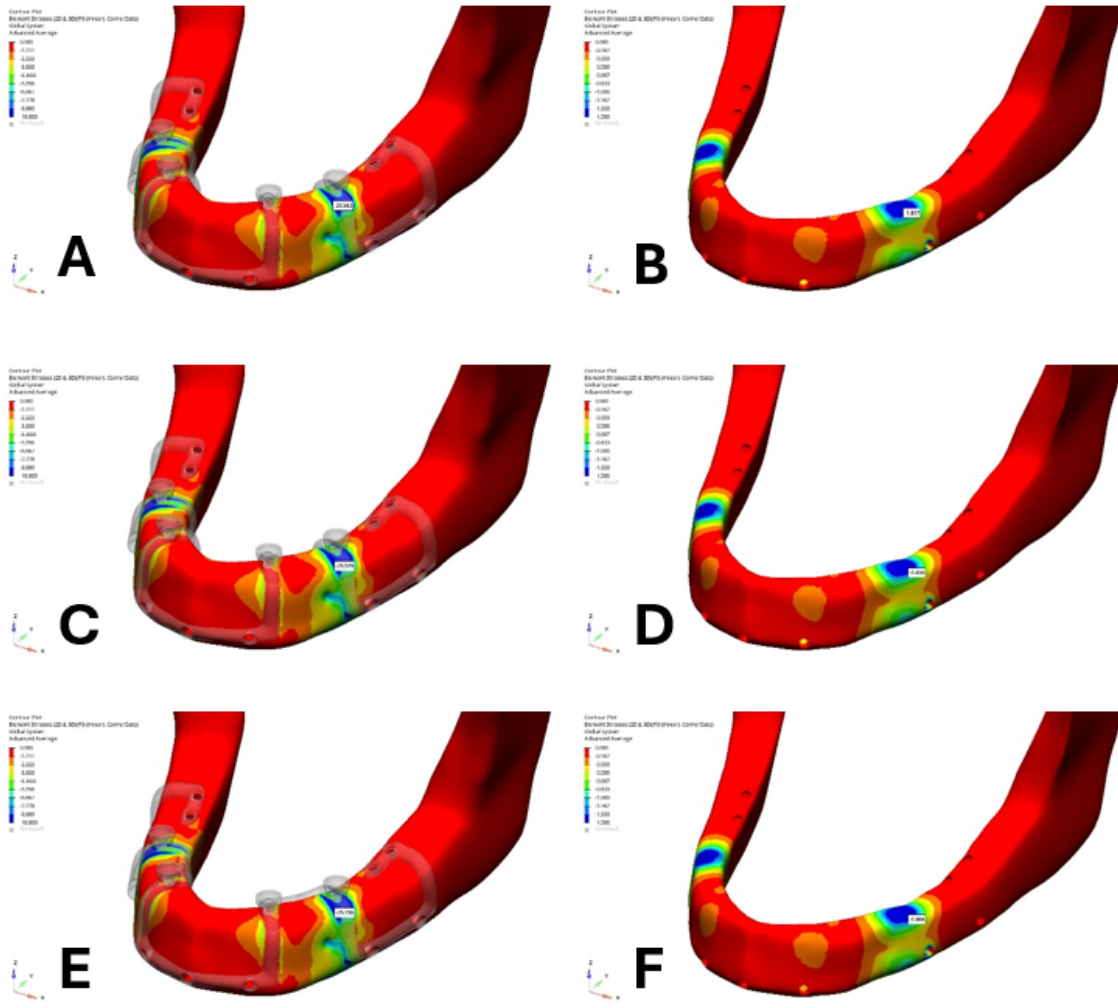


Şekil 32. Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Oblik yükleme sonucunda alveolar kemikteki stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1; trabeküler kısımda ise model 1, model 2, model 3 dir.

4.2.5 Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetler altında oluşan minimum principal stres değerleri alveolar kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1’ de -25.542 MPa, model 2’de -25.579 MPa, model 3’te -25.736 MPa ; trabeküler kısımda ise model 1’ de -1.817 MPa, model 2’de -1.830 MPa, model 3’te -1.868 MPa dır.

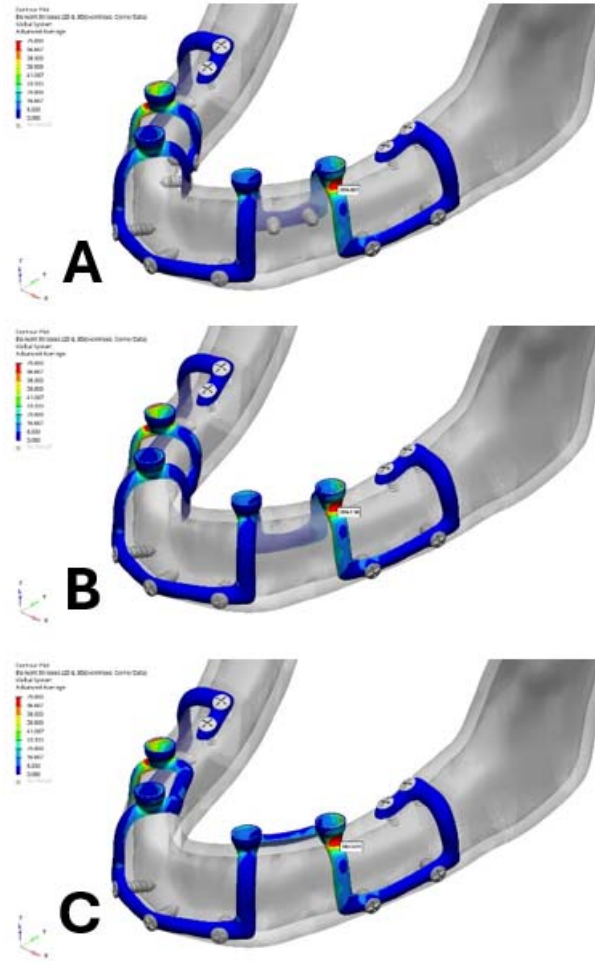


Şekil 33. Oblik Kuvvet Altında Grade 4 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Kemikteki stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1 ; trabeküler kısımda ise model 3, model 2, model 1 şeklindedir.

4.2.6 Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Yaptığımız çalışmada oblik kuvvetler altında grade 5 implantların stres değerleri model 1’ de 209.602 MPa, model 2’de 209.438 MPa, model 3’te 187.074 MPa dır.

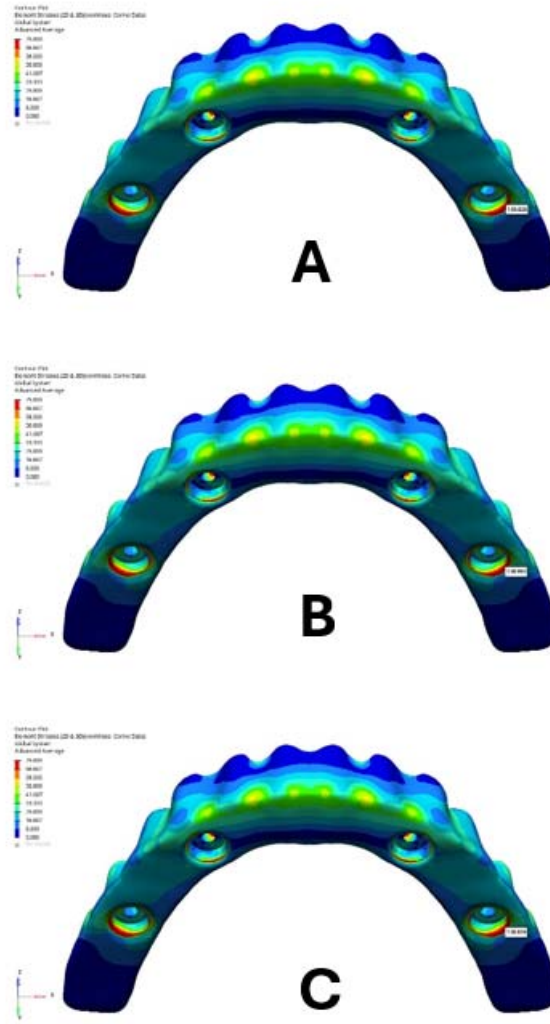


Şekil 34. Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Von mises stres değerleri modellerde en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla : model 1, model 2, model 3

4.2.7 Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetler altında grade 5 implantların altyapılarının stres değerleri model 1’ de 139.828 MPa, model 2’de 138.993 MPa, model 3’te 138.659 MPa dır.

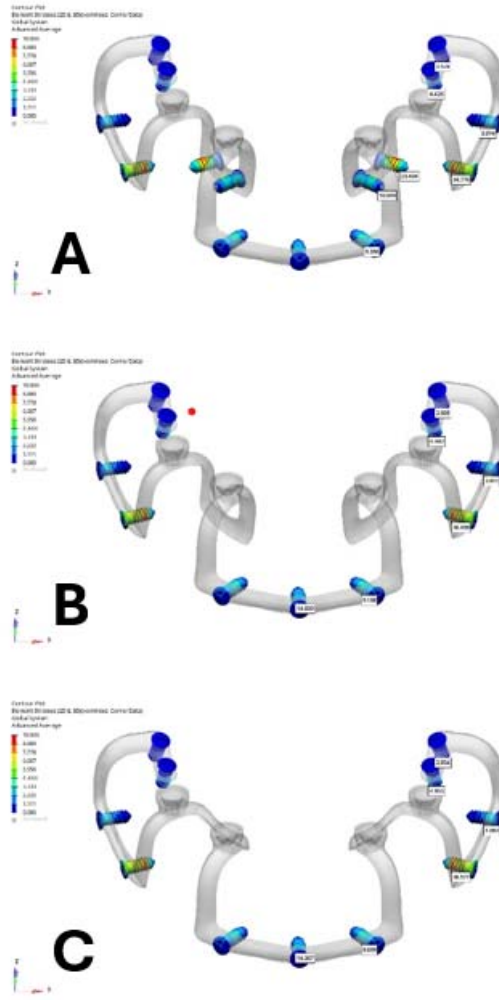


Şekil 35. Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Altyapılarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

Modellerdeki altyapılarda meydana gelen stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla: model 1, model 2, model 3

4.2.8 Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

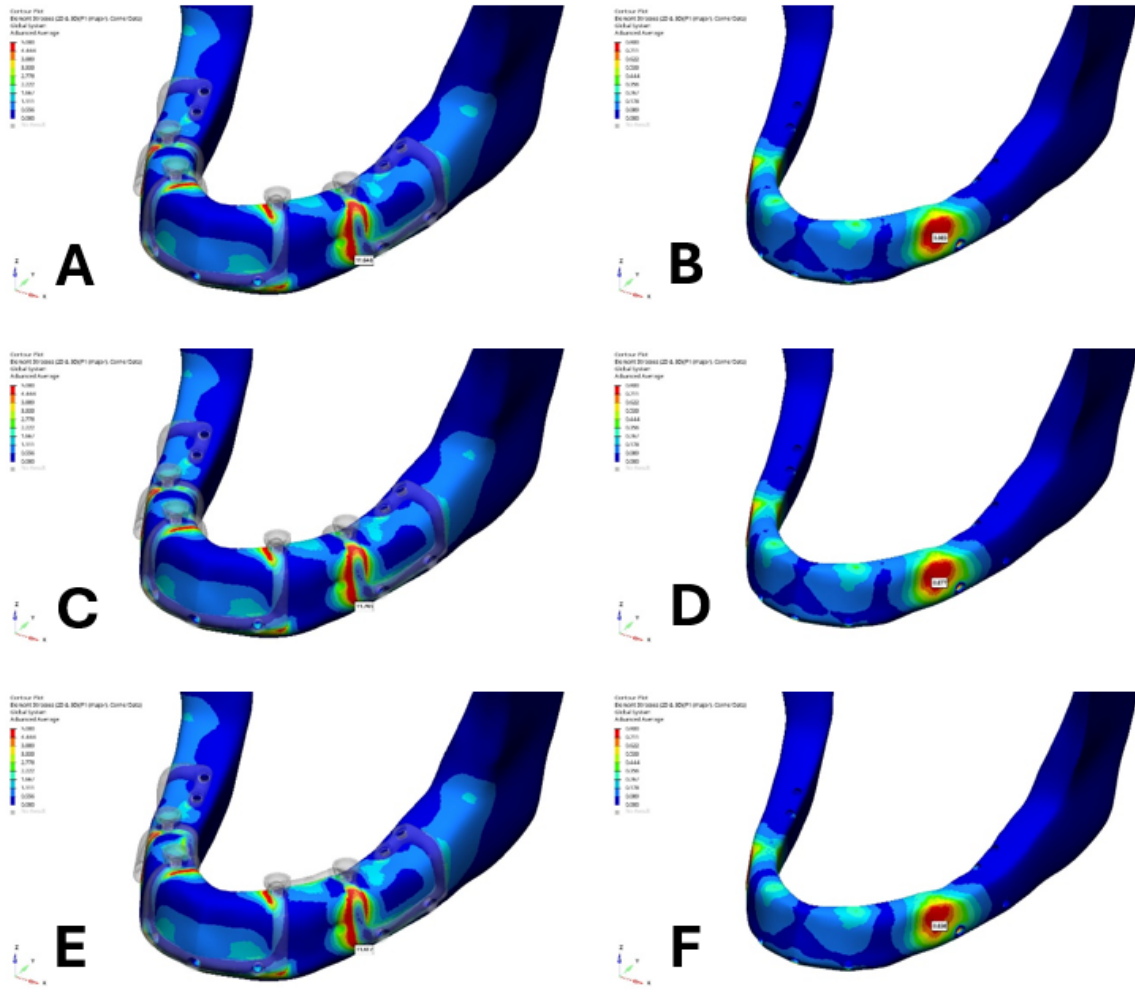
İmplantların vidalarının üzerinde oluşan Von Mises değerleri en yüksek ve en düşük olacak şekilde sırasıyla Model 1’ de 2.578-34.776 MPa, Model 2’ de 2.608-36.408 MPa, Model 3’te 2.854-36.577 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 36. Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Vidalarının Von Mises Stres Değerleri A) Model 1 B) Model 2 C) Model 3

4.2.9 Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Maksimum principal stres değerleri alveolar kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1' de 9.826 MPa, model 2'de 10.272 MPa, model 3'te 10.337 MPa; trabeküler kısımda ise model 1' de 0.934 MPa, model 2'de 0.941 MPa, model 3'te 0.813 MPa dır.

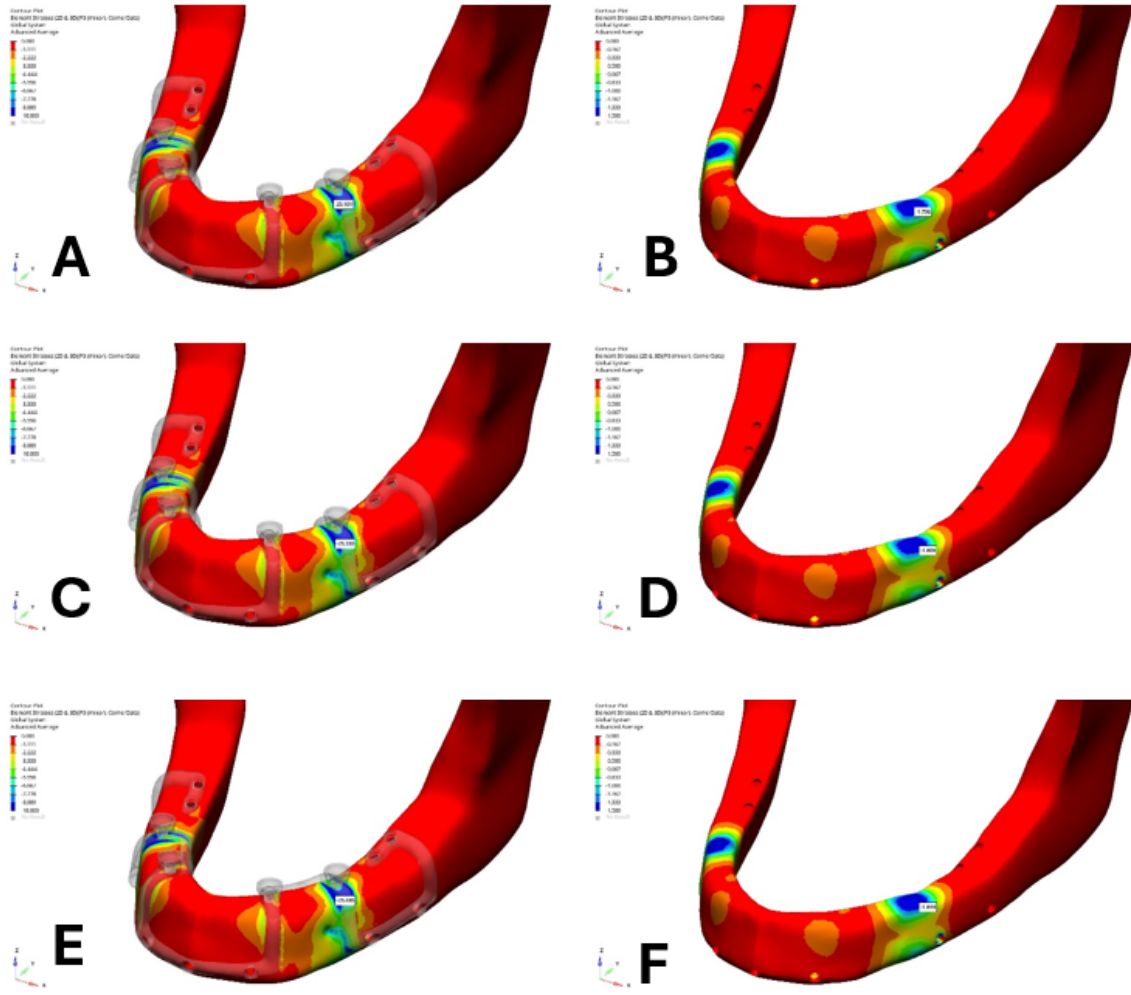


Şekil 37. Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Maksimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Kemikteki meydana gelen stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1; trabeküler kısımda ise model 2, model 1, model 3 şeklindedir.

4.2.10 Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Maksimum principal stres değerleri alveolar kemiğin kortikal kısmında sırasıyla model 1' de -29.173 MPa, model 2'de -30.406 MPa, model 3'te -30.766 MPa; trabeküler kısımda ise model 1' de -2.123 MPa, model 2'de -2.212 MPa, model 3'te -2.242 MPa dır.



Şekil 38. Oblik Kuvvet Altında Grade 5 İmplantların Yerleştirildiği Alveolar Kemikte Minimum Principal Stres Değerleri A) Model 1 Kortikal B) Model 1 Trabeküler C) Model 2 Kortikal D) Model 2 Trabeküler E) Model 3 Kortikal F) Model 3 Trabeküler

Oblik kuvvetler sonucu kemikte meydana gelen stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru kortikal kısımda sırasıyla: model 3, model 2, model 1; trabeküler kısımda ise model 3, model 2, model 1 şeklindedir.

5. TARTIŞMA

Tam dişsizlik, geçmişten günümüze her zaman önemli bir sorun olarak bilinmekte ve genellikle "ağız sağlığındaki hastalık yükünün nihai göstergesi" olarak nitelendirilmektedir (Cunha-Cruz et al., 2007). Dişsizlikle ilgili temel sorunlardan biri, rezidüel kret rezorpsiyonuna önemli ölçüde etki etmesidir. Uzun süre dişsiz kalan hastalarda, alveolar kret kemik kaybı sonucunda atrofik hale gelir (Laurito et al., 2012).

Yapılan çalışmalar sonucu 10 milimetreden küçük radyolojik yüksekliğe sahip dişsiz atrofik mandibulanın daha yüksek komplikasyon ve implantlarda yüksek fail riskine sahip olduğunu göstermektedir (Soehardi et al., 2011).

İleri derecede atrofik tam dişsiz çenelerde, implant destekli protez rehabilitasyonu için geleneksel uzunlukta dental implantlar yerleştirilmesi istenildiğinde, kemik hacmini artırmak amacıyla augmentasyon prosedürleri, inferior alveolar sinir transpozisyonu ve distraksiyon yöntemleri kullanılabilir. Ancak, bu tekniklerin uygulanması, ameliyat sonrası morbiditeyi artırabilir, işlem sırasında ve sonrasında komplikasyonlar yaşanabilir. Tedavi süresinin uzamasıyla birlikte maliyetler de yükselebilir (Babbush et al., 2011).

Bu tarz operasyonları yaptırmamak için kısa implantlar, all on four tekniği ve subperiosteal implantlar gibi çeşitli tedavi seçenekler kullanılmaktadır.

Bu çalışmada, atrofik mandibulada, farklı tasarım ve materyallerdeki subperiosteal implantlara vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında; implant, protez alt yapısı, vidalar ve implantın yerleştirildiği kemiğin kortikal ve spongios bölümlerinde oluşan stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle (SESA) incelenmiştir.

Literatüre bakarak oluşturduğumuz atrofik mandibula modelini Cawood sınıflamasında sınıf V ve VI 'e karşılık gelecek şekilde yüksekliği 13-15 mm, genişliğini ise 8 mm belirledik (J. I. Cawood & R. A. Howell, 1988; Garutti et al., 2024; Stellingsma et al., 2003). Ardından daha sonra bu atrofik mandibula modeli üzerine yerleştirdiğimiz subperiosteal implantlar üzerinde SESA çalışmamızı gerçekleştirdik.

Kemik-implant-protez sonuçlarının geometrik olarak oldukça karmaşık yapısı olmasından dolayı, sonlu elemanlar stres analizi, bu tarz sistemlerdeki stres verilerini değerlendirme ve klinik performanslarını değiştirme için etkili bir yöntemdir (Barão et al., 2013). Çalışmamızda implant, implantın kortikal ve spongios kemikleri, metal altyapı ve kullanılan vidalarda ölçülen stres değerleri, SESA yöntemi ile değerlendirilmiştir. Sonlu

eleman analizi, fiziksel sistemlerin dijital dağıtımı yoluyla birçok mühendislik alanında kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Bezerra et al., 2013).

SESA, genellikle bir yapının veya o yapının herhangi bir kısmının belirli bir kuvvet altındaki tepkisini değerlendirmek için kullanılır. Sonlu elemanlar analizi, karmaşık mekanik sorunlara çözüm bulmak amacıyla problemi daha küçük parçalara ayıran bir yöntemdir (Geng et al., 2001). SESA yöntemi, maksillofasiyal yapıların hem doğal hem de rehabilite edilmiş durumlarında mekanik stres dağılımlarını üç boyutlu olarak analiz etme imkânı sağlar.

Assunção ve arkadaşları, SESA yöntemini, implantolojide kullanılan başka bir stres analiz yöntemi olan fotoelastik yöntemle karşılaştırdıkları çalışmalarında, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin nicel verilerde fotoelastik yöntemle kıyasla daha üstün olduğunu belirtmişlerdir (Assunção et al., 2008). SESA, gerçek yapıya oldukça yakın modeller oluşturabilme, karmaşık geometrik yapılara kolayca uygulanabilme ve stres türünü ve dağılımını hassas bir şekilde inceleyebilme yeteneği sunar (Yeğin, 2016).

Karataşlı, gerçekleştirdiği çalışmada mekanik testler ile SESA yöntemini karşılaştırarak her iki yöntemin sonuçlarının tutarlı ve karşılaştırılabilir olduğunu vurgulamıştır (Karataşlı, 2010). Avantajlardan dolayı, bizim çalışmamızda da üç boyutlu SESA yöntemi tercih edilmiştir. Çünkü 2 boyutlu analizlerin dezavantajları arasında implantlar, alt yapı, vidalar ve kemiğin kortikal ile trabeküler yapılarının 3 boyutlu matematiksel simülasyonlarının yapılmasının ve bunların biyomekanik davranışlarının incelenip analiz edilmesinin zorlukları ve eksik bilgi sunmaları bulunmaktadır (Romeed et al., 2006). SESA yönteminde, bilgisayarların sistemsel özelliklerinin hassasiyeti nedeniyle varyasyonların oluşumu sınırlı olduğundan, istatistiksel analiz yapılamaz. Bu yüzden, kesit görüntülerindeki ve düğüm noktalarındaki stres miktarı ile dağılımlarının dikkatlice analiz edilmesi ve sonrasında yorumlanması önemlidir (Holmes et al., 1996).

Bu gerçekleştirdiğimiz çalışmada bulunan değerler nicel, nitel ve görsel olarak değerlendirilmiştir. Biyolojik dokuların, özellikle kortikal ve spongios kemiklerin, sıkışma veya gerilme türü stresleri farklı oranlarda tolere edebilme yetenekleri göz önüne alındığından principal stresler tercih edildi. Subperiosteal implantlar, vidalar ve metal altyapılar üzerinde ise analizlerde Von Mises stres değerleri kullanıldı.

SESA yönteminde, veriler doğru bir şekilde girilmelidir. Çünkü hatalı sonuçlara dayalı sonuçların yanlış veya eksik yorumlanmasını önlemek gereklidir. Bu nedenle SESA

yöntemi kullanılan çalışmalarda, kemiğin kortikal ve spongios dokularının, implantların, metal alt yapının ve vidaların yapısal özelliklerinin, elastisite modülünün ve poisson oranının doğru şekilde belirlenmesi, daha güvenilir sonuçlara ulaşılmasını sağlamıştır (Babbush et al., 2011; Horita et al., 2017; Özdemir Doğan et al., 2014).

Çalışmamızda, analiz edilen biyolojik dokuların ve kullanılan materyallerin yapısal özelliklerinin belirlenmesinde young modülleri (elastisite modülü) ve poisson oranları esas alındı.

Sonlu elemanlar stres analizinde, tüm yapıyı analiz etmek genellikle çok sayıda eleman ve düğüm gerektirir, bu durum da maliyeti artırır ve zaman kaybına yol açar. Bu nedenle bu çalışmada da olduğu gibi, genellikle sadece ilgili bölgenin modellenmesi yapılır (Fazi et al., 2011; Şimşek et al., 2006; Teixeira et al., 1998; Yokoyama et al., 2004).

Sonlu elemanların stres analizlerinde, oluşturulan modellerin anatomik yapılarıyla uyumu, sonuçların doğruluğu için kritik bir faktördür. Bu tür olayların sonuçları, kullanılan düğüm (düğüm) ve eleman (eleman) sayılarının yeterli düzeyde olmasına bağlıdır. Düğüm ve eleman sayısı arttıkça başarı artar. (Aydin et al., 2006). Bu çalışmada hazırlanan modellerin kuantitatif özelliklerine bakıldığında kullanılan ortalama düğüm sayısı 1850240; eleman sayısı ise 7537433 olmuştur. Literatürde gerçekleştirilen benzer çalışmalara (Ayhan & Cankaya, 2023; Garutti et al., 2024; Keleş & Karaca, 2023) göre, düğüm ve eleman sayıları daha fazla olduğundan yapılan bu çalışmadaki sonuçların gerçeğe yakın bulunduğu düşünüldü.

Sonlu elemanlar analizinde, malzemelerin özellikleri yapı içindeki gerilim dağılımını önemli ölçüde etkiler. Bu özellikler izotropik, transvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olmak üzere dört farklı şekilde modellenebilir. Anizotropik malzemeler, farklı yönlerden yapılan ölçümlerde farklı davranışlar sergileyebilir (Geng et al., 2001). Vücutta, kemik gibi dokular genellikle anizotropik özellikler taşır. Kemik dokusunun anizotropik yapısı, stres dağılımını ve bu dağılımın analizini önemli ölçüde zorlaştırır (Geng et al., 2001).

Diğer çalışmalara benzer olarak (Baggi et al., 2008; Gurbuz et al., 2008; Holmes et al., 1996; Özçelik & Ersoy, 2007; Romeed et al., 2006; Trivedi, 2014) bu çalışmada da bütün malzemeler homojen, izotropik ve lineer olarak kabul edildi.

Yapılan bazı çalışmalarda kemik implant osteointegrasyonunun tam olarak sağlanmadığı belirtilmiş olmakla birlikte (Van Zyl et al., 1995) bu çalışmada diğer SEA çalışmalarına benzer şekilde %100 osteointegrasyon kabul edildi. (Eraslan et al., 2005; Fazi et al., 2011).

Naert ve ark. (Naert et al., 2012) kortikal kemikte oluşan streslerin 60 MPa'dan yüksek olması durumunda kemikte mikro çatlakların oluşabileceğini, 120 MPa'dan yüksek stres değerleri nedeniyle kemikte patolojik kırıkların gözlenebileceğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada kemiğin fizyolojik stres sınırının 40 MPa olduğu rapor edilmiştir (Sugiura et al., 2000). Bizim çalışmamızda da elde edilen değerler kemikte çatlak veya patolojik kırık oluşturacak değerlerin oldukça altında kalmıştır. Bu sonuca sebep olan durumun tasarladığımız subperiosteal implantların gelen yükleri dağıtarak stresi kemiğe daha az şekilde iletmiş olabileceği düşünüldü.

Uygulanan kuvvetler sonucunda, literatürdeki diğer çalışmalara benzer olarak tüm modellerde kortikal kemikte oluşan stres seviyelerinin, trabeküler kemiğe kıyasla daha yüksek bulundu (Barão et al., 2013; Faverani et al., 2014; Ferreira et al., 2014).

Vertikal ve oblik kuvvet altında tüm modellerdeki kortikal max. ve min. principle stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer lingual uzantısı olmayan model 3' te; en düşük değer ise lingual uzantılı ve lingualden vida ile fikse edilen model 1 de görülmüştür. Bunun sebebi model 1'in daha geniş alanda stresi dağıtması olabilir.

Trabeküler kemikteki max principle stres değerleri vertikal kuvvet altında en yüksek lingual uzantılı, lingualden vida ile fikse edilmeyen model 2'de; en düşük ise lingual uzantısı olmayan model 3'te bulundu. Oblik kuvvet altında ise en yüksek değer lingualden vida ile fikse edilen model 1; en düşük ise lingual uzantısı olmayan model 3'te görüldü.

İmplant-kemik arayüzünde rezorpsiyonun tetiklenmesinde principal stresin belirgin bir etkisi bulunmaktadır. Kortikal kemikte, minimum principal gerilimin 170 MPa ile 190 MPa'yı, maksimum principal gerilimin ise 100 MPa ile 130 MPa'yı aşması, kemik dokusunda aşırı yüklenme belirtilerine yol açar. Trabeküler kemikte ise minimum ve maksimum principal gerilimlerin 5 MPa'yı geçtiği durumlar, aşırı yüklenme olarak kabul edilir (Baggi et al., 2008; Martin et al., 1998; Natali et al., 2003).

Bu araştırmada tasarladığımız modellerde, kortikal ve trabeküler kemikte ölçülen principal stres değerleri, literatürdeki stres limitlerinin altında bulundu. İncelenen tüm modellerde gözlemlenen principal değerler, aşırı yükleme sınırlarından çok daha düşük seviyelerde kaldı.

Titanyum ve titanyum alaşımları, yüzeylerinde oluşan stabil oksit tabakasının etkisi ile yüksek korozyon direncine sahip olmaları, toksik olmamaları ve biyouyumluluklarının yüksek olması gibi özellikleriyle öne çıkar. Düşük yoğunlukları, mekanik açıdan kemiğe en yakın malzemeler olmaları, kemikle uyumlu elastik modülleri ve çelik kadar yüksek stres dayanımı sağlamaları, titanyum oksidin kontrollü kalınlığı, alerjik reaksiyon riskinin düşük olması, doku içinde inert davranışları ve pürüzlü yüzeylerinin kemiğe güçlü bir şekilde bağlanmasını sağlayan biyoaktiflikleri gibi özelliklerinden dolayı, tam ve kısmi dişsizlik tedavisinde en fazla tercih edilen implant materyalleri olarak kullanılmaktadır (Adya et al., 2005; André Schroeder, 1991; Günay et al., 2013; Jokstad et al., 2003; Nakamura et al., 2010; Niinomi, 1998).

Ticari olarak titanyum(Cp-Ti) içeriğinde bulunan oksijen, demir ve karbona bağlı olarak dört farklı saflık derecesine sahiptir (Steinemann, 1998). Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM) ise içerisinde bulunan demir ve oksijen miktarına göre titanyumu grade 1, grade 2, grade 3, grade 4 ve grade 5 olmak üzere 5 sınıfa ayırmaktadır. Grade 4 titanyum dental implant yapımında daha fazla tercih edilir ve bunun sebebi daha güçlü olmasıdır. Cp-Ti, %98.635 ila %99.5 oranında titanyum içermektedir. Bir çeşit titanyum alaşımı olan Grade 5 titanyum, yüzde 6 alüminyum ve yüzde 4 vanadyum içermektedir (Ti6Al4V)(Oliva et al., 2010). Ti-6Al4V saf titanyuma göre akma mukavemeti, direnci ve yorulma özellikleri daha yüksektir (S., 2005).

Bu sınıflamadaki en saf titanyum Grade 1 titanyumdur ve mekanik dayanıklılığı diğerlerine göre düşüktür. Grade 4 titanyum ise mekanik dayanıklılığa en yüksek olan titanyumdur. (Elias et al., 2008). Grade 5 titanyuma alüminyum eklenerek yoğunluğu azaltılmakta ve dayanıklılığı arttırılmaktadır. Vanadyum eklenmesiyle de alüminyum kalıntıları ortadan kaldırılır ve korozyon engellenmektedir (Günay et al., 2013; Meffert et al., 1992; Park BJ, 2000; Williams, 1981).

Bu çalışmamızda da günümüzde üretilen implantlarda en çok tercih edilen grade 4 ve grade 5 titanyumdan üretilen subperiosteal implantlar modellerimizde kullanıldı.

Vertikal ve oblik kuvvetler altında grade 5 implantın çevresindeki kortikal ve spongios kemikteki principle değerleri grade 4 implant çevresindeki dokulardan daha düşük bulundu. Literatürdeki sonuçlara (McCracken, 1999; Wataha, 1996) göre grade 5 titanyumun dayanıklılığının daha fazla olması stresi daha iyi absorbe edip kemiğe stresi az iletmiş olabilir. Yine aynı sonuçlar ile paralel olarak vertikal kuvvet altında grade 4 ve grade 5 modellerimizin von mises değerlerini kıyasladığımızda subperiosteal implantlardaki von mises stres değerleri ve vidalardaki en yüksek von mises değerleri grade 5 modellerde daha yüksek iken; metal altyapılardaki von mises değerleri grade 4 modellerde daha yüksek bulundu. Oblik kuvvet altındaki modellerimizi kıyasladığımızda ise vertikal kuvvet altındaki değerler ile benzer şekilde sadece metal altyapılardaki von mises değerleri grade 4 modellerde yüksek iken diğer değerler grade 5 modellerde daha yüksek bulunmuştur. Fakat tüm değerlere bakıldığında birbirine yakın değerler olduğu görüldü.

Çalışmamızda implantların altyapılarında kullanılan materyal ise krom-kobalt materyalidir. Bu materyalin literatürdeki akma ve çekme dayanımları bu çalışmadaki sonuçların çok üzerindedir (Wu et al., 2014).

Subperiosteal dental implantlar, kemik içi implantların yaygınlaşmasından önce oldukça tercih edilen bir yöntemdi. İlk subperiosteal dental implant, 1941 yılında İsveç'te G. Dahl tarafından bir hastanın mandibulasına yerleştirildi. Gershkof ve Goldberg, mandibulaya subperiosteal implant uyguladıkları hastaları rapor eden ilk hekimlerdi. Ancak, subperiosteal implantların kapsamlı tanıtımını yapan Leonard Linkow'dur. Linkow, bu implantların birçok örneğini hastalarına uygulamış ve 2 ila 12 yıl arasında değişen takip süreleriyle pek çok klinik çalışma yürütmüştür. (Silvestri & Carlotti, 1995). 2018 yılında

Cerea ve arkadaşları, kişiye özel subperiosteal implant üretebilmek için dijital bir yöntem tanıttı ve implantları yerleştirdiklerinde karşılaşılan başarı ve komplikasyon oranlarını rapor eden retrospektif bir çalışma sundu. Çalışmada 70 hasta (31 kadın, 9 erkek, 62-79 yaş arası) yer aldı. Bu hastaların rehabilitasyonu özel üretim DMLS titanyum subperiosteal implantlarla gerçekleştirildi. İki yıllık takip süresinin ardından üç implant, enfeksiyonlar tedavi edilemediği için kaybedildi ve bu durum implantların hayatta kalma oranını %95.8 (67/70 implant) olarak belirledi. İmplant yerleştirildikten sonra toplam 4 hastada ağrı, rahatsızlık veya şişlik bildirdi; bu nedenle acil ameliyat sonrası komplikasyon oranı %5.7 (4/70 implant) oldu. Takip süresince, bir hasta tekrar eden enfeksiyonlardan

etkilendi, dolayısıyla biyolojik komplikasyon oranı %1.4 (1/67 komplikasyon) olarak kaydedildi. Çalışmanın sınırlamaları (kısa takip süresi, sınırlı hasta sayısı ve geriye dönük tasarım) göz önünde bulundurulduğunda, hastaların özel üretim DMLS titanyum subperiosteal implantlar ile tedavisi genel olarak tatmin edici bir implant hayatta kalma oranı (%95.8) ve düşük komplikasyon oranları göstermiştir. Ancak, bu olumlu sonuçların kanıtlanması için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir (Cerea & Dolcini, 2018).

2014 yılında yapılan çalışmada, 71 yaşındaki hastanın atrofik mandibulasını, üç boyutlu model üzerinde üretilmiş hidroksiapatit ile kaplanmış titanyum subperiosteal implant kullanarak başarıyla tedavi ettiler. Bu hidroksiapatit kaplı subperiosteal implant, kemik augmentasyonuna olanak tanıyacak şekilde tasarlanmıştır. Operasyonun 32 hafta sonrasında çekilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri, subperiosteal implantın altında vertikal yönde kemik augmentasyonu gerçekleştiğini göstermiştir (Loperfido et al., 2014). Bizim çalışmamızda da modellerde üretilmiş olduğumuz subperiosteal implantları %100 osseointegre kabul ederek sonlu elemanlar analizi yaptık.

Ocak 2017 ile Haziran 2018 arasında yapılan bir çalışmada, atrofik posterior mandibulaya sahip hastalarda sabit protetik restorasyon için özel olarak tasarlanmış 3D baskılı subperiosteal implantlar değerlendirildi. Bu çalışmada, DMLS (Direkt Metal Lazer Sinterleme) yöntemiyle üretilen subperiosteal implantlar, mandibula posteriorda diş eksiklikleri bulunan 6'sı kadın, toplamda 10 hastaya (yaş ortalaması 69,6) uygulandı. Çalışma sonucunda, implantlar uyumlu bulunmuş ve bir yıllık takip süresinde hayatta kalma oranı %100 olarak bildirilmiştir. Çalışmanın sınırlamaları arasında küçük hasta grubu ve kısa takip süresi bulunmaktadır. Bunlar göz önüne alındığında, DMLS yönteminin yüksek hayatta kalma oranları sağladığı ve doğru subperiosteal implantların üretimi için etkili bir yöntem olduğu belirtilmiştir. Bu bulgular, ciddi atrofik posterior mandibulaya sahip hastalar için bir alternatif tedavi seçeneği sunabilir ve kemik rejeneratif tedavilerinden kaçınılmasını sağlayabilir. Ancak, bu sonuçların doğruluğunun kanıtlanması için başka çalışmalara da ihtiyaç vardır (Mangano et al., 2020).

Ângelo ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, konjenital diş eksikliği öyküsü bulunan 44 yaşındaki bir erkek hastanın mandibulasına altı adet dental yerleştirilmişti. Ancak periimplantitis nedeniyle vertikal ve horizontal kemik kaybı yaşandığı için implantların kaybedildiğini bildirmiştir. Sonrasında, Ângelo ve ekibi bu hastanın alt ve üst çenelerine kişiye özel subperiosteal implantlar uygulamıştır. Hasta, yenilikçi bir tasarımı olan

bimaksiller hastaya özgü subperiosteal implantlarla başarılı bir şekilde tedavi edilmiştir. Bu implantlar, geleneksel kemik augmentasyon tedavilerinden sonra endosseöz implant yerleştirme yöntemlerine göre çeşitli avantajlar sunar. Örneğin, atrofik çenelerde tek aşamalı bir prosedür ile anında yükleme yapılabilir. Çalışmanın sonucunda, 1 yıllık süreçte 3 aylık periyotlarla yapılan takiplerde implant stabilitesi iyi, çiğneme fonksiyonu yeterli, yumuşak dokutamamen kapalı ve hastada ağrı olmaması rapor edilmiştir. Daha önceki bulguları doğrulamak için daha geniş hasta gruplarıyla yapılan uzun dönemli çalışmalar gerekmektedir (Ângelo & Ferreira, 2020).

1982 ile 2000 yılları arasında Moore ve arkadaşları, yaş ortalaması 62 olan, 47-80 yaş aralığındaki 40 hastanın atrofik mandibulalarını subperiosteal implantlarla tedavi etmişlerdir. 2000 yılında çalışmadaki 39 hastadan 14'ü implantlarını 10 yıldan fazla, 12'si 5 ila 10 yıl arasında ve 12'si ise 5 yıldan daha kısa süreyle kullanıyordu. Bu 38 hastanın subperiosteal implantlarında herhangi bir enfeksiyon belirtisi ve stabilitesinde azalma gözlemlenmezken, diyabetli bir hastada implant çevresinde enfeksiyon tespit edilmiştir. Tüm hastalar protezlerini kullanmaya devam etmekteydi ve hiçbir hastada subperiosteal implant çerçevesindeki yumuşak dokularda açıklık görülmediği raporlanmıştır (Moore & Hansen, 2004).

Bai ve arkadaşları, 2022 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada, subperiosteal implantların maksilla veya mandibulasında ciddi derecede kemik atrofisi olan hastalar için diğer yöntemler yerine kullanılabilecek bir tedavi seçeneği olabileceğini belirtmişlerdir. Başarılı klinik vakalar rapor edilmiş olsa bile, subperiosteal implantların biyomekanik stabilitesi hakkında hala belirsizlikler devam etmekte ve bu tedavi seçeneği ile ilgili daha fazla veri gerekmektedir. Çalışmada histolojik gözlemler, klinik vakalar ve sonlu eleman analizi kullanılarak subperiosteal implantların biyomekanik özellikleri incelenmiştir. Sonlu eleman analizi, kafes benzeri tasarlanan subperiosteal implantların sebep olduğu stresi alttaki kemik dokusuna daha etkili bir şekilde yayabildiğini göstermiştir. Ayrıca, özel olarak tasarlanmış bu subperiosteal implant dijital yöntemle oluşturulmuş ve eklemeli üretim teknolojisiyle üretilmiştir. Histolojik ve bilgisayarlı tomografi incelemeleri, implant çevresinde yeni kemik oluşumunu göstermiştir. Bu implantlar, dişsiz mandibulalara immediate yükleme yapılacak şekilde yerleştirilmiş ve 12 aylık takip süresinde ağrı veya enfeksiyon belirtisi göstermemiştir. 12 ay sonunda yapılan görüntüleme, yeni kemik oluşumunu ve implantın osseointegrasyonunu doğrulamıştır. Bu sonuçlar, üç boyutlu

üretilmiş kafes benzeri subperiosteal implantların ciddi kemik atrofisi olan bölgelerde yeterli stabilite sağladığını göstermektedir (Bai et al., 2022).

Cohen ve arkadaşları, 2016 yılındaki deneysel çalışmalarında, eklemeli üretim subperiostal titanyum-alüminyum-vanadyum implantlarını incelediler. Bu implantların DMLS yöntemiyle üretilmiş yüzeylerinde insan osteoblastlarının laboratuvar ortamında biyolojik davranışını araştırdılar ve hücrelerin, anlamlı miktarda yeni kemik matrisiyle birlikte osteojenik ve anjiyojenik faktörler ürettiğini tespit ettiler. Rat kalvaryasına yerleştirilen bu implantlar, histolojik ve histomorfometrik analizlerle değerlendirildiğinde, implant etrafında dikey kemik oluşumu ve yüksek düzeyde kemik-implant teması olduğunu ortaya koydu. Benzer sonuçlar, implantların tavşan tibialarına yerleştirilmesiyle de elde edildi ve mükemmel osseointegrasyon, yeni kemik oluşumu ve kemik stabilitesi sağlandığı belirtildi. Aynı araştırmacılar, DMLS yöntemiyle üretilen subperiosteal implantların iki hastanın mandibulasına uygulanmasıyla da benzer olumlu sonuçlar aldıklarını rapor ettiler (Cohen et al., 2016).

Branemark'ın endosteal dental implantları tanıtmasıyla birlikte, 1970'lerin sonlarında subperiostal implantların kullanımında ciddi bir azalma başlamıştır. Bu azalışın başlıca nedenleri arasında, geleneksel yöntemle kemik ölçüsünün alınarak modelleme yapılması ve bu model üzerinde döküm tekniğiyle üretilen implantların hem üretim sürecinde hem de ikinci cerrahi seansta konumlandırılmasındaki güçlükler yer alır. Bu zorluklar, yüksek komplikasyon oranlarına ve başarısız sonuçlara yol açtığı için subperiostal implantların popülaritesi hızla azalmıştır (Esposito et al., 2014). Ancak son yıllarda dijital devrimin diş hekimliğinde önemli bir dönüşüm yarattığı, modern üretim teknikleriyle entegre edilen yeni edinme yöntemleri ve gelişmiş yazılım teknolojilerinin, implant tedavisinin kişiye özel olarak planlanması da dahil olmak üzere yeni olanaklar sunduğunu belirtmişlerdir (Imburgia et al., 2017).

Bu çalışmadaki ana tasarım subperiosteal implant, atrofik mandibulayı lingualden ve bukkalden saracak şekilde, literatürdeki bilgileri (Kundakcioglu & Ayhan, 2024) değerlendirerek yeterli mukavementi gösterecek 1,5 mm kalınlığında 3 mm genişliğinde titanyumdan oluşuyordu. Çalışmanın amacı doğrultusunda diğer modellerden birinde ana tasarımı bozmadan sadece lingualdeki vidalar çıkartıldı. Diğerinde ise lingual uzantıyı tamamen çıkartarak atrofik kemiği bukkal ve kret tepesinden saracak şekilde tasarlandı.

Vertikal ve oblik kuvvetler altında lingualden vida ile fikse edilen modellerde, lingualden vida ile fikse edilmeyen modellere göre stres değerleri daha yüksek fakat kemikteki stres değerleri yükleme koşulları altında trabeküler max. principle değer hariç diğer tüm principle değerlerinde en yüksek stres değerleri lingual uzantısı olmayan modelde görüldü. Bunun sebebi olarak gelen kuvvetlerin model 3'te daha az bir alana yayılmış olması, model 1'in stresi daha iyi absorbe edip kemiğe daha az iletmış olması olabilir. Yine de değerler birbirine yakın seviyelerde bulundu. Bu yüzden çalışmamızın amacı doğrultusunda bulunan değerlere bakıldığında lingualden vida ile fikse edilmesinin çok gerekli olmayabileceği sonucuna varıldı.

Model 1 ile aynı tasarıma sahip olup sadece lingualden vida ile sabitlenmeyen model 2'yi kendi arasında kıyasladığımızda ise implantlar üzerindeki von mises değeri model 1'de hem vertikal hem de oblik kuvvet altında daha yüksek iken; vertikal kuvvet altında tüm principle değerleri model 1'de daha düşük, oblik kuvvet altında ise trabeküler max. principle değeri hariç diğer principle değerlerinde yine model 1'de değerler daha düşük bulundu. Fakat model 1'deki vidaların von mises stres değerleri daha yüksekti. Buradan lingualden vida ile fikse edilen ve daha stabil olduğu düşünülen model 1'de stresin implant ve vidalar tarafından daha fazla absorbe edildiği sonucunu çıkartabiliriz.

Vertikal ve oblik yükleme altında metal altyapılardaki von mises stres değerleri en yüksek lingual uzantısı olan ve lingualden vida ile fikse edilen model 1'de; en düşük değer ise lingual uzantısı olmayan model 3'te bulundu.

Los Angeles'ta Vaira ve arkadaşları, 2024 yılında yaptıkları çalışmada implantların sabitlenmesi için 2 mm çapında V. sınıf titanyum osteosentez vidaları (B&B Dental) kullandılar. (Vaira et al., 2024).

Gabriel Castrillo ve ark. 2023 yılında eklemeli olarak üretilen subperiosteal implant yapılarında vida-kemik etkileşimine yönelik sonlu elemanlar analizi çalışmasında kullanılan vida uzunluğu, ankrajlara bağlı olarak 5 veya 6 mm'dir (Castrillo et al., 2023).

Alexandru Nemtoi ve ark. 2022 yılında ciddi kemik eksikliği olan hastalar için özel yapım doğrudan metal lazer sinterleme titanyum subperiosteal implantlarla ilgili yaptıkları pilot çalışmada: implantlar, 2 mm × 6 mm kumlanmış büyük tanecikler ve asitle aşındırılmış (SLA) işlemli osteosentez vidalarıyla fiksasyon yoluyla çenenin her iki desteğine uyum sağlayacak şekilde 0,7 mm kalınlığında tasarlandı (Nemtoi et al., 2022).

M. Mounir ve ark. 2018 yılındaki çalışmasında şiddetli atrofik ön maksiller sırtın rehabilitasyonu için titanyum ve polietilen ketondan (PEEK) üretilmiş hastaya özel subperiosteal implantların fiksasyonunda 2,0 mm'lik grade 5 titanyum vidalar kullanmıştır (Mounir et al., 2018).

Alberto Carnicero ve ark. 2021 yılında yaptığı çalışmada subperiosteal implantları 1,5 mm'lik drill ile yuva açarak 5 veya 6 mm uzunluğunda ve 2,1 mm çapında vidalarla sabitlemiştir. Aynı çalışmada eklemeli işlem kısıtlamaları nedeniyle, implant üretimi sırasında herhangi bir sorun çıkmamasını sağlamak için yapının tüm alanlarının en az 1 mm kalınlığa sahip olması gerektiğini söylemiştir (Carnicero et al., 2021).

Bu çalışmamıza benzer şekilde çok fazla çalışma olmadığı için literatürlerdeki subperiosteal implantlar ile yapılan az sayıda çalışmalara bakarak (Kundakcioglu & Gedik, 2024) subperiosteal implantlarda daha kullanışlı olduğu görülen 2 mm çapındaki vidalar ile subperiosteal implantlar sabitlendi. Vidaların uzunluklarını da yapılan çalışmalara bakarak (Vaira et al., 2024) IAN'a zarar vermemek amacıyla kemik kalınlığına göre 5 mm ve 7 mm olarak belirlendi.

Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında tasarlanan modellerdeki stres değerlerine bakıldığında vidalardaki von mises stres değerlerinin en yüksek değeri lingual uzantısı olmayan model 3'te; en düşük değeri ise lingual uzantılı, lingualden vida ile fiks edilen model 1'de görüldü. Fakat değerler birbirine çok yakındı. Çıkan farkın model 3'te vida sayısının az olması ve implantın tasarımından kaynaklı olabileceğini düşündük. Aynı tasarıma sahip ancak sadece lingualden vida ile fiks edilip edilmediği farkı olan model 1 ve model 2'yi kıyasladığımızda yine vida sayısı az olan model 2 de vidalardaki stres değerleri daha yüksek bulundu.

Vidalar üzerindeki değerler tüm modellerde vertikal kuvvet altında daha yüksek bulundu. Sebebi literatürdeki sonlu elemanlar analizi yapılan çalışmalarda (Darwich et al., 2022; Romeed et al., 2015) olduğu gibi kuvvetin incelenen materyalin uzun eksenine eğimli uygulanması sonucunda daha fazla strese sebep olduğu olabilir.

Doğal dişler ile implant destekli protezlerin biyomekanik süresi, oklüzal kuvvetlerin emilmesinde kritik olan periodontal ligamanlar ve diğer yumuşak dokuları nedeniyle farklılık gösterir (Chen et al., 2010). karmaşık bir biyomekanik süreç olan gerçek bir çiğneme döngüsü oklüzal kuvvetlerin çeşitli kuvvet vektörlerini içerir (Takahashi et al., 2010).

Yapılan araştırmalara göre, dental implant ile tedavi edilen hastaların oluşturduğu oklüzal kuvvetler 25 ile 1000 N arasında değişiklik göstermektedir. Maksimum ısı kuvveti ise 412 N olarak belirlenmiştir(Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018). Ayrıca arka dişlere gelen ısırma kuvveti n dişlere gelen kuvvetten daha fazladır (Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018).

Çalışmalardaki bulgulara göre erkeklerde ısırma kuvvetinin (512 N) kadınlara (443 N) göre daha güçlü olduğu bulunmuştur (Miyaura et al., 1999; Yamashita et al., 2000). Bu durum kas gücündeki farklılıktan kaynaklanıyor olabilir.

Çiğneme performansındaki azalmaya neden olan faktörlerden biri, protez kullanan bireylerin protezin tutuculuğu ve stabilitesindeki yetersizlikler nedeniyle azalmış ısırma kuvvetidir. Bu bireylerde tek taraflı maksimum sıkma ile elde edilen ısırma kuvveti 77 ila 135 N arasında değişirken(Carlsson, 1984; Eerikinen & Könönen, 1987; Fontijn-Tekamp et al., 2000; Haraldson et al., 1979; Helkimo et al., 1977; Slagter et al., 1993) doğal dişlere sahip kişilerde bu değer 306 ila 847 N arasında değişmektedir. Protez kullancılarının maksimum ısırma kuvvetleri, haşlanmış et (80 N), iğ havuç (118 N) ve avdar ekmeği (167 N) gibi yiyecekleri ısırma için gereken kuvvetlerin bile altında kalabilir (Eerikinen & Könönen, 1987).

Isırma kuvvetinin değeri n dişlerde 25-170 N, molar bölgede ise 50-400 N aralığında bulunmuştur. Ayrıca birinci premolar ve birinci molar dişleri üzerinde 200 N'luk bir ısırma kuvveti rapor edilmiştir (Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018).

Ozan ve Yılmaz, All-on-4 tekniği ile ilişkili stres değerleri ile implant aılanması arasındaki ilişkinin birbirine ters olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, dört farklı eğim açısına sahip (0, 17, 30 ve 45 derece) sonlu eleman modelleri tasarlanmış ve modellerin herbirine 100 N'luk statik yük uygulanmıştır. (Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018).

A. Darwich ve ark, farklı derecelerdeki çok yönlü oklüzal kuvvetler altında hangi implant tiplerinde daha iyi sonuçlar alabileceğini göstermek amacıyla özel olarak tasarlanan all-on-4 implant sistemleri etrafındaki yorulma stresini inceledikleri çalışmada, orta hatta 90 N'luk tek taraflı yatay statik yük, barın ikinci premolar oklüzal yüzeyi hizasında 150 N ve barın birinci molar hizasında 200 N'luk iki taraflı dikey statik yükler uygulamışlardır (Darwich et al., 2022).

Van der Bilt ve ark., tam protez ve implant destekli alt çene protezinin ısırma kuvveti ile çiğneme performansını değerlendiren bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada, tam protez kullanıcılarının ısırma kuvvetinin 116 N iken, implant destekli protez kullanıcılarında bu kuvvetin 200 N'a yükselmiştir. Çıkan sonuçlara göre de bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Van der Bilt, 2011).

Aaron Yu-Jen Wu ve ark. 2020 yılındaki yaptıkları mandibular all on four full ark protezlerde implant tasarımının biyomekanik etkisini araştırdıkları çalışmada mandibular keserlerin tam ortasına, premolar bölgesine ve molar bölgesine sırasıyla 100 er N luk kuvvetler uygulamışlardır (Yu-Jen Wu et al., 2021).

Fengling Hu ve ark. iki implant destekli, manyetik bağlantılara sahip alt çene protezinin 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli geliştirildi. Normal ve osteoporotik kemik örnekleri hazırlandı. Her modelde overdenture'a dört farklı yük uygulandı: sağ birinci molar dişe 100 N vertikal ve oblik yük; sağ kanin ve kesici dişlere 100 N vertikal yük. İmplant çevresi kemik, implant ve mukozanın biyomekanik davranışları kaydedildi. Osteoporotik süngerimsi kemiğin normal kemiğe göre daha zayıf ve deformasyona karşı daha az dirençli olduğu ve oblik yüklemenin vertikal yüklemeye göre daha zararlı olduğu görüldü (Hu et al., 2024)

Gurcan Eskitascioglu ve ark. implant destekli alt çene sabit bölümlü protez ve çevresindeki kemikte, dişin oklüzal yüzeyinde 1 ve 3 farklı noktaya uygulanan yüklemenin stres dağılımları üzerindeki etkisini 3 boyutlu sonlu model kullanarak araştırdı. Literatürden ortalama 300 N'lık bir oklüzal kuvvet belirledi. (Ismail et al., 1987) Vertikal yükler bukkal tüberküle (300 N) ; bukkal tüberküle (150 N) ve distal fossaya (150 N) ; bukkal tüberküle (100 N), distal fossaya (100 N) ve mesial fossaya (100 N) (Eskitascioglu et al., 2004).

2015 yılında Freedman ve ekibi, alveolar kemik desteği bulunan ve bulunmayan maksilla modellerini inceledikleri araştırmalarında, zigoma implantlarını ekstrasinüs yöntemiyle yerleştirdikten sonra bu implantlara lateral ve vertikal olarak 50 N, 150 N, 300 N ve 600 N'lık kuvvetler uygulamışlardır. Sonlu elemanlar stres analizi kullanarak, alveolar kemik desteği olan ve olmayan iki grubu, uygulanan kuvvetlerin doğrultusunda karşılaştırmışlardır. Araştırmalarında, uygulanan kuvvetin artmasıyla birlikte stresin de arttığını, alveolar kemik desteği bulunan modelde ise maksilla ve zigomada oluşan

streslerin daha az ve kuvvet dağılımının daha dengeli olduğunu belirtmişlerdir (Freedman et al., 2015).

Romeed ile arkadaşları baş ve boyun kanseri nedeniyle maksillektomi uygulanmış hastalarda, ekstrasinüs yöntemiyle yerleştirdikleri dört tane zigoma implantına, vertikal ve lateral yönde 150 N'luk kuvvet uygulamış ve oluşan stres değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre, lateral kuvvetlerde görülen streslerin, vertikal kuvvetlere göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (Romeed et al., 2015).

Chen, Xia-Yun ve ark. 2012 yılında posterior alt çene kadrantlarında eksik olan 3 dişin tedavisinde uygulanan 3 implant tasarımının biyomekaniğini analiz etmek için yaptığı çalışmada kronların oklüzal yüzeylerinin merkezi fossasına ve bukkal tüberkülün üçgen sırtı boyunca 45 derece bukkolingual olarak 100 N'luk bir yük uyguladılar (Chen et al., 2012).

2012 yılında Ishak ve ark. tarafından gerçekleştirilen SESA çalışmalarında, 1, 4, 6 ve 7 numaralı dişlerin hizasındaki metal altyapıya dikey 150 N kuvvet uygulanmıştır. Bu çalışmada, atrofik üst çenenin rehabilitasyonu için farklı cerrahi teknikler kullanılarak yerleştirilen zigomatik implantların oklüzal yükler altındaki stres dağılımları incelenmiştir. Sonuçlara göre, ekstramaksiller teknik ile intrasinüs tekniği arasındaki stres dağılımlarında büyük bir fark olmadığı ve ekstramaksiller tekniğin intrasinüs tekniğine göre daha yüksek stres dağılımına neden olduğu raporlanmıştır (Ishak et al., 2012).

Demenko ve ark.ları 2011 yılında yaptıkları çalışmada, mandibular molar dişlerin oklüzal yüzeylerine 75° lik açıyla 118,2 N kuvvet uygulamışlar ve principal streslerin yerleştirilen implantların boyun bölgesinde kortikal kemikte meydana geldiği; Von Mises streslerin ise, eğimli yükleme düzleminin implantların yüzeyiyle temas ettiği alanda lokalize olduğunu bildirmişlerdir (Demenko et al., 2011).

Naini ile ark.ları 2011 yılında 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi araştırmasında, "All-on-Four" konseptine göre oluşturulan modelde 1.molar diş bölgesine 3 farklı yönde 100 N'luk kuvvet olmak üzere toplamda 300 N kuvvet uygulamışlar ve posteriordaki eğimli uygulanan implantlarda daha fazla stres oluştuğunu rapor etmişlerdir (Naini et al., 2011).

Doğan ve ekibi, 2014 yılında "All-On-Four" yöntemiyle ilgili yaptıkları SESA çalışmasında, kuvvetlerin implantlar ve çevresindeki kemik doku üzerindeki etkilerini

değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin bukkal tüberküllerine, oklüzalden linguale doğru 75° açıyla toplam 300 N kuvvet uygulanmıştır. Kuvvetler, her bir dişe ayrı ayrı 100 N olarak uygulanmıştır. Araştırmanın bulgularına göre, implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresin, spongioz kemikteki stresi aştığı ve tüm modellerde maksimum stresin distal implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana geldiği tespit edilmiştir (Özdemir Doğan et al., 2014).

2019 yılında Çetindağ ve ark. ları zigomatik implantlarla ilgili yapılan bir diğer sonlu 119 elemanlar analizi çalışmasında, 2-4-6-7 nolu dişlerin bölgesine vertikal olarak 150N ve oblik olarak 50N kuvvet uygulamışlar ve çalışmanın sonuçlarına göre hem zigomatik implant sayısındaki artışın hem de dental implant sayısındaki artışın stres değerlerini belirgin şekilde azalttığını bildirmişlerdir (Çetindağ A, 2019).

Garcia Braz ve ark., gerçekleştirdikleri bir çalışmada, SESA yöntemini kullanarak 5 mm uzunluğundaki kısa implantlara uygulanan 150 N'lik dikey ve 30°'lik eğik kuvvetlerin, implant ve çevresindeki alveolar kemiğe etkilerini değerlendirmişlerdir. Yapılan ölçümlerde, kemikte meydana gelen maksimum stresin 520 MPa'dan düşük olduğu görülmüş ve bu değer, plastik deformasyon için uygun bir limit olarak kabul edilmiştir (García-Braz et al., 2019).

Doğal dişlerde restorasyon bulunması kuvvetlerde bir değişikliğe yol açmamaktadır. Erkeklerde ölçülen ortalama maksimum çiğneme kuvveti 53.6-64.4 kg, kadınlarda ise 35.8-44.9 kg olarak ifade edilmiştir. Ferrario (Ferrario et al., 2004), kadın hastalarda birinci molar diş bölgesinde ortalama çiğneme kuvveti 234.46 N iken erkek hastalarda 306,07 N olarak belirtmiştir.

Bruksizmli hastalarda molar diş bölgelerindeki maksimum ısırma kuvveti erkeklerde 911 N, kadınlarda ise 569 N olarak belirlenmiştir (Waltimo et al., 1994). Nokturnal(gece) bruksizm olan hastalarda 415 N olan maksimum ısırma kuvveti, diüurnal bruksizm olanlarda ise 775 N olarak bulunmuştur (Nishigawa et al., 2001).

Göre ve ark, bruksizmli hastaları simüle ettikleri çalışmalarında, mandibular 3,4 ve 7 numaralı bölgelere yerleştirilen implantlar üzerinde 5 üyeli köprü tedavisi uygulanmış şekilde model oluşturmuşlardır. Bu model üzerinde toplamda 1000 N kuvvet uygulayarak, 60 farklı yükleme şekliyle stres değerlendirmesi yapmışlardır (Göre & Evlioğlu, 2014).

Jafarian ve ark, farklı yoğunluklardaki kemiklere farklı uzunluk ve çaplarda yerleştirilen tek üye implantları değerlendirdikleri SESA çalışmasında, abutment merkezine abutmentin uzun aksına dik olarak 200 N'lik dikey kuvvet ve 15° açıyla bukkolingual yönde 40 N'lik kuvvet uygulamışlardır (Jafarian et al., 2019).

Guilherme ve arkadaşları, yaptıkları SESA çalışmasında, dört veya altı implant destekli sabit protezlerde stres değerlerine bakmışlardır. Bu analizde, bilateral olarak kanin dişin distaline 100 N, dört numaralı dişe 100 N, beş numaralı dişe 100 N ve molar dişe 200 N'luk kuvvet uygulamışlardır (Silva et al., 2010).

Assunção ve ark, ortalama posterior ısırma kuvvetini simüle etmek için implantların uzun aksına 30 derecelik açıyla bukkolingual yönde 100 N'lik bir oblik yük uygulamışlardır (Naini et al., 2011).

Z. Gümrükçü ve ark. yaptıkları çalışmada farklı implant sayıları, uzunlukları veya eğim açıları ile planlanan sabit hibrit protezlere yükleme sonucu peri-implant bölgesinde oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Proteze dikey olarak 150 N'luk bir yük uygulamışlardır (Gümrükçü & Korkmaz, 2018)

E. Sivrikaya ve ark. zigomatik implantların, abutmentlerin, üst yapıların ve oklüzal kuvvetler altındaki kemiğin ana stres değerlerinin von mises stres değerlerini belirlemek ve bunları eğimli implantlar ve sinüs lifting kavramlarıyla karşılaştırmak için yaptıkları SESA çalışmasında dikey olarak ve 20 derecelik açıyla 600 N'luk (75 N premolar ve 150 N birinci molar) bir kuvvet uygulamışlardır (Sivrikaya & Yılmaz, 2022).

Ahmed A. Elsayyad ve ekibinin çalışmasında, her iki model üzerine farklı yükler uygulanmıştır: küçük azı dişlerine 75 N ve birinci azı dişine 150 N olmak üzere toplam 300 N, ayrıca küçük azı dişlerine 40 N ve birinci azı dişine 80 N olmak üzere toplam 160 N'lik statik yükler uygulanmıştır. Bu yükler, santral fossa üzerine dikey olarak ve posterior dişlerin bukkal çıkıntılarına 20 derecelik bir açıyla oblik olarak uygulanmıştır. Tam protez ile karşılaştırıldığında, 3 ve 4 implant destekli tasarımların elde edilen biyomekanik sonuçlarının fizyolojik sınırlar içinde olduğu belirlenmiştir (Elsayyad et al., 2020).

Bu tez çalışmasında, insan çiğneme mekanizmasını en iyi şekilde stimüle etmek amacıyla literatürden elde edilen verilere dayanarak, posterior bölgedeki kuvvetleri artırarak hem oblik hem de dikey kuvvetler uygulandı. Tüm modellerde, 4, 5 ve 6 numaralı dişlerin santral fossalarına sırasıyla 75 N, 75 N ve 150 N olmak üzere dikey kuvvetler

uygulandı. Ayrıca, bukkal tüberküllerinin lingual eğimlerine 20 derece açıyla sırasıyla 75 N, 75 N ve 150 N olmak üzere bilateral olarak toplamda 600 N kuvvet uygulandı.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Atrofik mandibulaya uyguladığımız subperiosteal dental implant tasarımlarının alveol kemikte, implantlar üzerinde, vidalarda ve metal altyapılarda oluşturdukları streslerin incelendiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızın sonuçlarına göre:

- Vertikal ve oblik kuvvetler altında grade 4 implantlardaki von mises stres değerleri grade 5 implantlardaki değerlerden daha düşük fakat yakın değerler olarak bulundu.
- Vertikal ve oblik kuvvetler altında kortikal kemikteki max. ve min. Principle stres değerleri grade 4 implant yerleştirilen kemiklerde daha yüksek fakat çok yakın değerler olarak bulundu.
- Vertikal ve oblik kuvvetler altında implantlar değerlendirildiğinde en yüksek von mises stres değerleri model 1, en düşük von mises değerleri ise model 3'te bulundu.
- Tüm kuvvetler altında kortikal kemikteki max ve min stres değerleri modeller arasında kıyaslandığında en yüksek değerler model 3'te, en düşük değerler ise model 1'de bulundu.
- Tüm senaryolara bakıldığında implant altyapılarındaki von mises stres değerleri kıyaslandığında en yüksek değer model 1'de, en düşük değer ise model 3'te olduğu bulundu.
- Vertikal kuvvet ve oblik kuvvetler altında vidalardaki en yüksek değer model 3'te bulundu. Kuvvetler kendi arasında değerlendirildiğinde ise vertikal kuvvetlerde vidalardaki stresler oblik kuvvetlerden daha yüksek bulundu.
- Vertikal kuvvet altında trabeküler max principle stres değerlerine bakıldığında en yüksek değer model 2, en düşük model 3'te; oblik kuvvet altında ise en yüksek değer model 1'de, en düşük değer ise model 3'te bulundu.
- Trabeküler min principle stres değerlerinde ise vertikal ve oblik kuvvetler altında en yüksek değer model 3'te, en düşük değer ise model 1'de bulundu.
- Vertikal ve oblik kuvvetler altında lingualden vida ile fiks edilen implantlarda, lingualden vida ile fiks edilmeyen implantlara göre stres değerleri daha yüksek bulundu.
- Model 1 ile aynı tasarıma sahip olup sadece lingualden vida ile sabitlenmeyen model 2'yi kendi arasında kıyasladığımızda ise implantlar üzerindeki von mises

değeri model 1’de hem vertikal hem de oblik kuvvet altında daha yüksek iken; vertikal kuvvet altında tüm principle değerleri model 1’de daha düşük, oblik kuvvet altında ise trabeküler max. principle değeri hariç diğer principle değerler yine model 1’de daha düşük bulundu. Vidalara baktığımızda ise Model 2’deki stres değerleri daha yüksekti.

Sonuç olarak bu çalışmada, uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda kullanılan 3 modelde de oluşan Von Mises stres değerleri birbirine yakın olmakla birlikte literatürdeki verilerle uyumlu olarak, oblik kuvvetlerin uygulandığı modellerde stres değerleri daha yüksek bulundu. Subperiosteal implantların kemiklere ilettikleri stres değerleri de modeller arasında kıyaslandığında yakın değerler olduğu görüldü. Standart model olan model 1 implantta stres değerleri diğer modellere göre daha azdı. Bunun sebebi daha geniş yüzey alanı olması ve gelen kuvveti kemik üzerinde geniş bir alana yaymış olabileceğidir. Aynı zamanda model 1 de kullanılan vida sayısı da diğer modellere göre daha fazlaydı. Lingual uzantısı olmayan modeldeki stres değerleri literatürdeki sorun oluşturabilecek stres değerlerinden daha düşük olduğu için bu model subperiosteal implantlar kullanılması ile operasyon sırasında lingual bölgenin diseksiyonundan kaçınılarak ilgili bölgede oluşabilecek komplikasyonların önüne geçilebilir. Diğer avantajları kullanılacak olan materyalin azalmasına bağlı olarak maliyetin düşmesi, ameliyat süresinin kısılması ve hekimin iş yükünün azalmasıdır. Bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda lingual uzantısı olmayan model 3 subperiosteal implantların günümüzde gelişen teknoloji ile tekrar popülaritesi artan subperiosteal implantlara uygulama açısından daha basit ve daha az maliyetli bir tasarım seçeneği olabileceği düşünülmektedir. Bu alanda daha fazla geniş kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Limitasyonlar:

1. Uyguladığımız vertikal ve oblik kuvvetler oklüzal kuvvetlerden farklılık gösterebilir.
2. Oral kavitenin dinamik yapısı ve çiğneme kaslarının etkileri, sonlu elemanlar analizinde modelleme sürecine dahil edilmediği için dikkate alınmamıştır.
3. Yumuşak dokuların Young modülü çalışmaya dahil edilmedi.
4. İmplantlar %100 osseointegre kabul edilmiştir.

7. KAYNAKÇA

- Abayev, B., & Juodzbaly, G. (2015a). Inferior alveolar nerve lateralization and transposition for dental implant placement. Part I: a systematic review of surgical techniques. *Journal of oral & maxillofacial research*, 6(1).
- Abayev, B., & Juodzbaly, G. (2015b). Inferior alveolar nerve lateralization and transposition for dental implant placement. Part II: a systematic review of neurosensory complications. *Journal of oral & maxillofacial research*, 6(1).
- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.
- Adya, N., Alam, M., Ravindranath, T., Mubeen, A., & Saluja, B. (2005). Corrosion in titanium dental implants: literature review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 5(3), 126-131.
- Affairs, A. C. O. S. (2003). Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 134(3), 347-349.
- Akova, T., & Üstün, Y. (2006). Implant tedavisinde bilgisayarlı tomografi destekli cerrahi kılavuzların kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(2), 16-21.
- Albrektsson, T., Sennerby, L., & Wennerberg, A. (2008). State of the art of oral implants. *Periodontology 2000*, 47(1).
- Amam, A., & Rustom, J. (2014). Assessment of mandibular alveolar bone density in osteoporotic adults in Syria. *J Dent Oral Med*, 2, 26-32.
- Amarnath, G., Muddugangadhar, B., Tripathi, S., Dikshit, S., & MS, D. (2011). Biomaterials for dental implants: An overview. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 2(1), 13-24.
- André Schroeder, G. K., Franz Sutter. (1991). *Oral Implantology*.
- Ângelo, D. F., & Ferreira, J. R. V. (2020). The role of custom-made subperiosteal implants for rehabilitation of atrophic jaws-A case report. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 10(2), 507-511.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Aras, E., Sönmez, M., Zora, M., Basarir, M., & Kurtulmus, H. (2005). The use of prefabricated titanium tissue abutments for the construction of a maxillary subperiosteal implant. *Journal of Oral Implantology*, 31(5), 255-258.
- Arıncı K, E. A. (2006). *Anatomi* (4. baskı ed.). Güneş Kitabevi.
- Asar, N. (2006). İmplant destekli iki farklı sabit üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi. *Ankara: Gazi Üniversitesi*.
- Assunção, W. G., Barão, V. A. R., Tabata, L. F., Gomes, É. A., Delben, J. A., & dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.

- Assunção, W. G., Tabata, L., Barao, V. A. R., & Rocha, E. P. (2008). Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *Journal of oral rehabilitation*, 35(10), 766-774.
- Atwood, D. A. (2001). Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *Journal of prosthetic dentistry*, 86(2), 119-125.
- Aydin, C., Özen, J., Yilmaz, C., & Korkmaz, T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1).
- Ayhan, M., & Cankaya, A. B. (2023). Custom-made Subperiosteal Implants: A Finite Element Analysis on Monoblock and Dual Implant Systems in Atrophic Maxilla. *Int J Med Sci*, 20(13), 1755-1762. <https://doi.org/10.7150/ijms.89411>
- AYKAN, D. T. (2007). Vertikal kemik öggmentasyonu. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 13(3), 107-113.
- B., T. (2000). *Oral İmplantoloji*. Nobel Tıp Kitapevleri
- Babbush, C. A., Kutsko, G. T., & Brokloff, J. (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*, 37(4), 431-445.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., & Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 422-431.
- Bai, L., Zheng, L., Ji, P., Wan, H., Zhou, N., Liu, R., & Wang, C. (2022). Additively manufactured lattice-like subperiosteal implants for rehabilitation of the severely atrophic ridge. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 8(2), 912-920.
- Baj, A., Sollazzo, V., Lauritano, D., Candotto, V., Mancini, G., & Gianni, A. (2016). Lights and shadows of bone augmentation in severe resorbed mandible in combination with implant dentistry. *Journal of biological regulators and homeostatic agents*, 30(2), 177-182.
- Barão, V., Delben, J., Lima, J., Cabral, T., & Assunção, W. G. (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 46(7), 1312-1320.
- Barclay, L. (2008). Guidelines issued for screening men for osteoporosis. *Ann Intern Med*, 148, 680-684.
- Bengazi, F., Botticelli, D., Favero, V., Perini, A., Urbizo Velez, J., & Lang, N. P. (2014). Influence of presence or absence of keratinized mucosa on the alveolar bony crest level as it relates to different buccal marginal bone thicknesses. An experimental study in dogs. *Clinical oral implants research*, 25(9), 1065-1071.
- Benjamin, L. S. (1992). Long-term retrospective studies on the CT-scan, CAD/CAM, one-stage surgery hydroxyapatite-coated subperiosteal implants, including human functional retrievals. *Dental Clinics of North America*, 36(1), 77-93; discussion 94.

- Bezerra, T. P., Junior, F. S., Scarparo, H., Costa, F. W. G., & Studart-Soares, E. (2013). Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42(4), 474-480.
- Block, M. S. (2018). Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*, 76(1), 11-26. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.08.045>
- Block, M. S., & Haggerty, C. J. (2009). Interpositional osteotomy for posterior mandible ridge augmentation. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(11), 31-39.
- Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Baslé, M. F., & Chappard, D. (2005). Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 72(3), 215-221.
- Bohluli, B., Motamedi, M. H. K., Bohluli, P., Sarkarat, F., Moharamnejad, N., & Tabrizi, M. H. S. (2010). Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 68(11), 2765-2769.
- Booth, P. W., Schendel, S. A., & Hausamen, J.-E. (1999). *Maxillofacial surgery* (Vol. 1). Churchill Livingstone.
- Boyne, P. J. (1973). Induction of Bone Repair by Various Bone-Grafting Materials. Ciba Foundation Symposium 11-Hard Tissue Growth, Repair and Remineralization,
- Boynueğri, D., Karakoca, S., & Ertem, G. (2008). İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Cerrahi Plak Seçimi: İki Olgu Bildirimi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2(2), 123-126.
- Branemark, P.-I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399-410.
- Camilli, J. A., da Cunha, M. R., Bertran, C. A., & Kawachi, E. Y. (2004). Subperiosteal hydroxyapatite implants in rats submitted to ethanol ingestion. *Archives of oral biology*, 49(9), 747-753.
- Cao, T., Cao, T., Shiota, T., Yamazaki, M., Ohno, K., & Michi, K. i. (2001). Bone mineral density in mandibles of ovariectomized rabbits. *Clinical oral implants research*, 12(6), 604-608.
- Carlsson, G. E. (1984). Masticatory efficiency: the effect of age, the loss of teeth and prosthetic rehabilitation. *Int Dent J*, 34(2), 93-97.
- Carnicero, A., Peláez, A., Restoy-Lozano, A., Jacquott, I., & Perera, R. (2021). Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization. *Scientific Reports*, 11(1), 15390.
- Castrillo, G., Carnicero, A., & Perera, R. (2023). Submodelling approach to screw-to-bone interaction in additively manufactured subperiosteal implant structures. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 39(2), e3672. <https://doi.org/10.1002/cnm.3672>
- Cawood, J., & Howell, R. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 17(4), 232-236.
- Cawood, J., Stoelinga, P., & Blackburn, T. (2007). The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36(5), 377-385.

- Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 17(4), 232-236. [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(88\)80047-x](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(88)80047-x)
- CC, A. (1977). Lateral repositioning of inferior alveolar neurovascular bundle. *J Oral Surgery*, 35, 419.
- Cerea, M., & Dolcini, G. A. (2018). Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: a retrospective clinical study on 70 patients. *BioMed research international*, 2018.
- Chen, L., Guo, X., Li, Y., & Li, T. (2010). Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. *Zhong nan da xue xue bao. Yi xue ban= Journal of Central South University. Medical Sciences*, 35(7), 662-672.
- Chen, X. Y., Zhang, C. Y., Nie, E. M., & Zhang, M. C. (2012). Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*, 21(4), 340-343. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31825cbc67>
- Chiapasco, M., Casentini, P., & Zaniboni, M. (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24.
- Chiapasco, M., Zaniboni, M., & Rimondini, L. (2007). Autogenous onlay bone grafts vs. alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 2–4-year prospective study on humans. *Clinical oral implants research*, 18(4), 432-440.
- Choi, A., Ben-Nissan, B., & Conway, R. (2005). Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal*, 50(1), 42-48.
- Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology*, 3(Supplement_3), S131-S139.
- Cohen, D. J., Cheng, A., Kahn, A., Aviram, M., Whitehead, A. J., Hyzy, S., Clohessy, R. M., Boyan, B. D., & Schwartz, Z. (2016). Novel osteogenic Ti-6Al-4V device for restoration of dental function in patients with large bone deficiencies: design, development and implementation. *Scientific Reports*, 6(1), 20493.
- Committee, A. o. D. P. N. (1987). *Glossary of prosthodontic terms*. Journal of Prosthetic Dentistry, CV Mosby.
- Craig, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Cranin, A. N., Klein, M., Ley, J. P., Andrews, J., & DiGregorio, R. (1998). An in vitro comparison of the computerized tomography/CAD-CAM and direct bone impression techniques for subperiosteal implant model generation. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 74-79.
- Cunha-Cruz, J., Hujoel, P., & Nadanovsky, P. (2007). Secular trends in socio-economic disparities in edentulism: USA, 1972–2001. *Journal of Dental Research*, 86(2), 131-136.
- Çetindağ A, B. G. (2019). *Atrofik dişsiz maksilla rehabilitasyonunda farklı planlamalarla uygulanan zigomatik ve dental implantların çevre dokularda oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi*. Dicle Üniversitesi]. DİYARBAKIR.

- Çetiner, S., & Zor, F. (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 51-56.
- Daegling, D. J., & Hylander, W. L. (2000). Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists*, 112(4), 541-551.
- Dam, V. V., Trinh, H. A., Rokaya, D., & Trinh, D. H. (2022). Bone augmentation for implant placement: recent advances. *International journal of dentistry*, 2022(1), 8900940.
- Darwich, A., Alammar, A., Heshmeh, O., Szabolcs, S., & Nazha, H. (2022). Fatigue loading effect in custom-made all-on-4 implants system: A 3D finite elements analysis. *IRBM*, 43(5), 372-379.
- Davarpanah M., M. H. (2004). *Oral implantoloji klinik el kitabı*. Quintessence yayıncılık Ltd .Şti.
- Davis, D. M., Zarb, G. A., & Chao, Y.-L. (1988). Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(3).
- De Vree, J., Peters, M., & Plasschaert, A. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of oral rehabilitation*, 10(6), 505-517.
- DeAngelis, A. F., Barrowman, R. A., Harrod, R., & Nastri, A. L. (2014). Maxillofacial emergencies: Dentoalveolar and temporomandibular joint trauma. *Emergency Medicine Australasia*, 26(5), 439-445.
- Del Castillo Pardo de Vera, J., & JL, C. C. (2008). Repositioning of the inferior alveolar nerve in cases of severe mandibular atrophy. a clinical case. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 13(12), E778-782.
- Demenko, V., Linetskiy, I., Nesvit, K., & Shevchenko, A. (2011). Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of Dental Research*, 90(10), 1211-1215.
- Demirdjan, E. (1998). The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *Journal of Oral Implantology*, 24(4), 196-197.
- Deryabin, G., & Grybauskas, S. (2021). Dental implant placement with inferior alveolar nerve repositioning in severely resorbed mandibles: a retrospective multicenter study of implant success and survival rates, and lower lip sensory disturbances. *International journal of implant dentistry*, 7(1), 44.
- Dyer, M., & Ball, J. (1980). Alveolar crest recession in the edentulous.
- Eerikäinen, E., & Könönen, M. (1987). Forces required by complete dentures for penetrating food in simulated function. *J Oral Rehabil*, 14(6), 607-613. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1987.tb00757.x>
- El-Sawy, M. A., ELgamal, M. E., Ahmed, W. M., El-Daker, M. A., & Hegazy, S. A. (2022). Polyetheretherketone subperiosteal implant retaining a maxillary fixed prosthesis: A case series. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

- Elias, C., Lima, J., Valiev, R., & Meyers, M. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*, 60, 46-49.
- Elnayef, B., Monje, A., Gargallo-Albiol, J., Galindo-Moreno, P., Wang, H.-L., & Hernandez-Alfaro, F. (2017). Vertical Ridge Augmentation in the Atrophic Mandible: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(2).
- Elsayyad, A. A., Abbas, N. A., AbdelNabi, N. M., & Osman, R. B. (2020). Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 68. e61-68. e10.
- Emami, E., de Souza, R. F., Kabawat, M., & Feine, J. S. (2013). The impact of edentulism on oral and general health. *International journal of dentistry*, 2013(1), 498305.
- Eraslan, O., Inan, O., & Secilmis, A. (2010). The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European journal of dentistry*, 4(04), 374-382.
- Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A., & Eskitascioglu, G. (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 32(4), 273-278.
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144-150.
- Esposito, M., Ardebili, Y., & Worthington, H. V. (2014). Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane database of systematic reviews*(7).
- Faverani, L. P., Barão, V. A. R., Ramalho-Ferreira, G., Delben, J. A., Ferreira, M. B., Júnior, I. R. G., & Assunção, W. G. (2014). The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials Science and Engineering: C*, 37, 164-170.
- Fazi, G., Tellini, S., Vangi, D., & Branchi, R. (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(4).
- Ferrario, V., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., & Tartaglia, G. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*, 31(1), 18-22.
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Faverani, L. P., Hipolito, A. C., & Assuncao, W. G. (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering: C*, 35, 92-99.
- Fettig, R., & Kay, J. (1994). A seven-year clinical evaluation of soft-tissue effects of hydroxylapatite-coated vs. uncoated subperiosteal implants. *The Journal of oral implantology*, 20(1), 42-48.
- Flynn, H. E., Natiella, J. R., Meenaghan, M. A., & Carter, J. M. (1982). The unilateral subperiosteal implant: A clinical technique evolving from experimental studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(1), 82-85.

- Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van, T. H. M. A., Witter, D. J., Kalk, W., & Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 79(7), 1519-1524. <https://doi.org/10.1177/00220345000790071501>
- Freedman, M., Ring, M., & Stassen, L. (2015). Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position—a finite element analysis study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44(6), 785-790.
- French, D., Ofec, R., & Levin, L. (2021). Long term clinical performance of 10 871 dental implants with up to 22 years of follow-up: A cohort study in 4247 patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(3), 289-297.
- García-Braz, S. H., Prados-Privado, M., Silveira Zanatta, L. C., Calvo-Guirado, J. L., Prados-Frutos, J. C., & Gehrke, S. A. (2019). A finite element analysis to compare stress distribution on extra-short implants with two different internal connections. *Journal of clinical medicine*, 8(8), 1103.
- Garutti, F., Lehmann, R. B., Gialain, I. O., & Lima, F. F. B. (2024). Analysis of the atrophic mandible rehabilitated with fixed total prosthesis on mono or bicortical implants. *Braz Dent J*, 35, e245621. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202405621>
- Geng, J.-P., Tan, K. B., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
- Gere, J. M., & Goodno, B. J. (2009). Mechanics of materials. Cengage learning. Inc.: Independence, KY.
- Goldman, H. M. (1966). *Current therapy in Dentistry* (Vol. 2). CV Mosby Company.
- Golec, T. S. (1986). CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging for subperiosteal implants. *Dental Clinics of North America*, 30(1), 85-95.
- Göre, E., & Evlioğlu, G. (2014). Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. *Journal of Oral Implantology*, 40(1), 68-75.
- Gurbuz, T., Sengul, F., & Altun, C. (2008). Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dental materials journal*, 27(4), 499-507.
- Gül, E. B. (2009). Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi.
- Gümrükçü, Z., & Korkmaz, Y. T. (2018). Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*, 56(6), 979-989. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1737-4>
- Günay, A., Durakbaşı, N., & Katiboğlu, A. B. (2013). DENTAL İMPLANTOLOJİDE KULLANILAN G4 SAF TİTANYUM İMPLANTLARIN KUMLAMA VE ASİTLEME TEKNİKLERİYLE OLUŞTURULAN YÜZEY MODİFİKASYONLARININ İMALAT AŞAMALARINI ELE ALARAK DEĞERLENDİRİLMESİ. *Engineer & the Machinery Magazine*(641).

- Hara, T., Sato, T., Oka, M., Mori, S., & Shirai, H. (2001). Effects of ovariectomy and/or dietary calcium deficiency on bone dynamics in the rat hard palate, mandible and proximal tibia. *Archives of oral biology*, 46(5), 443-451.
- Haraldson, T., Karlsson, U., & Carlsson, G. E. (1979). Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*, 6(1), 41-48. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1979.tb00403.x>
- Harrison, J. W., & Jurosky, K. A. (1991). Wound healing in the tissues of the periodontium following periradicular surgery. II. The dissectional wound. *Journal of Endodontics*, 17(11), 544-552.
- Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W. C., & Anderson, R. C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of biomechanics*, 25(3), 261-286.
- Hashiguchi, K. (2009). *Elastoplasticity theory* (Vol. 42). Springer.
- Helkimo, E., Carlsson, G. E., & Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 35(6), 297-303. <https://doi.org/10.3109/00016357709064128>
- Himmlova, L., Kácvský, A., & Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-25.
- Holmes, D. C., Diaz-Arnold, A. M., & Leary, J. M. (1996). Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(2), 140-147.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *Journal of prosthodontic research*, 61(2), 123-132.
- Hu, F., Zhang, L., Zhang, J., Zheng, Y., Li, Y., Zhang, X., & Song, L. (2024). Finite Element Analysis of Stress Distributions for Mandibular Dental Implant-Supported Overdentures with Magnetic Attachments in Osteoporotic and Normal Bone. *Int J Prosthodont*, 37(1), 49-58. <https://doi.org/10.11607/ijp.7839>
- Ilizarov, G. A. (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007), 238, 249-281.
- Imburgia, M., Logozzo, S., Hauschild, U., Veronesi, G., Mangano, C., & Mangano, F. G. (2017). Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC oral health*, 17, 1-13.
- Ishak, M., Kadir, M. A., Sulaiman, E., & Kasim, N. A. (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 41(9), 1077-1089.
- Ismail, Y., Pahountis, L., & Fleming, J. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 4(2), 25-31.
- Jafari, A., Shetty, K. S., & Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, 73(1), 12-20.

- Jafarian, M., Mirhashemi, F. S., & Emadi, N. (2019). Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dental and medical problems*, 56(1), 27-32.
- Jeffcoat, M. K., Lewis, C. E., Reddy, M. S., Wang, C.-Y., & Redford, M. (2000). Post-menopausal bone loss and its relationship to oral bone loss. *Periodontology* 2000, 23(1).
- Jin, H., & Ralston, S. H. (2005). Genetics of osteoporosis. *Curr Rheumatol Rep*, 7(1), 66-70. <https://doi.org/10.1007/s11926-005-0011-1>
- Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., & Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International dental journal*, 53(S6P2), 409-443.
- Jonasson, G. (2005). *Mandibular alveolar bone mass, structure and thickness in relation to skeletal bone density in dentate women*.
- Jonasson, G., & Kiliaridis, S. (2004). The association between the masseter muscle, the mandibular alveolar bone mass and thickness in dentate women. *Archives of oral biology*, 49(12), 1001-1006.
- Kadler, K. E., Holmes, D. F., Trotter, J. A., & Chapman, J. A. (1996). Collagen fibril formation. *Biochem J*, 316 (Pt 1)(Pt 1), 1-11. <https://doi.org/10.1042/bj3160001>
- Kallman, D. A., Plato, C. C., & Tobin, J. D. (1990). The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives. *Journal of gerontology*, 45(3), M82-M88.
- Kamperos, G., Zografos, I., Tzermpos, F., & Iatrou, I. (2017). Segmental sandwich osteotomy of the posterior mandible in pre-implant surgery-A systematic review. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 22(1), e132.
- Karataşlı, B. (2010). *Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, İstanbul*].
- Karthikeyan, I., Desai, S. R., & Singh, R. (2012). Short implants: A systematic review. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 16(3), 302-312.
- Kavanagh, E., Frawley, C., Kearns, G., Wallis, F., McGloughlin, T., & Jarvis, J. (2008). Use of finite element analysis in presurgical planning: treatment of mandibular fractures. *Irish journal of medical science*, 177, 325-331.
- Keleş, H. G., & Karaca, Ç. (2023). Comparison of Stress Distribution Among Standard Dental Implants Placed in Grafted Bone, Zygomatic Implants, and Subperiosteal Implants in the Atrophic Edentulous Maxilla: 3D Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 38(2), 347-356. <https://doi.org/10.11607/jomi.9987>
- Keller, E. (1995). Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: a 10-year longitudinal study. *Implant dentistry*, 4(4), 293.
- Keller, E., Van Roekel, N., Desjardins, R., & Tolman, D. (1987). Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2(3).
- Kluess, D. (2010). Finite element analysis in orthopaedic biomechanics. In *Finite element analysis*. IntechOpen.

- Köse, N. (2013). Biyomalzemeler ve implantlara biyolojik yanıt. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği*.
- Kösedağ, A. *Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeden yapılmış dönen, içi boş bir diskin gerilme ve deplasman dağılımının belirlenmesi* Fen Bilimleri Enstitüsü].
- Kundakcioglu, A., & Ayhan, M. (2024). Evaluation of Different Subperiosteal Implant Thicknesses on Mechanical Strength and Stress on Bone by Finite Element Analysis. *International Journal of Medical Sciences*, 21(9), 1672-1680.
- Kundakcioglu, A., & Gedik, B. (2024). Comparison of Screws with Different Diameters in Subperiosteal Implant Application with Finite Element Analysis. *Int J Med Sci*, 21(13), 2595-2602. <https://doi.org/10.7150/ijms.93225>
- Kurowski, P. M. (2022). *Finite element analysis for design engineers*. SAE International.
- Kusek, E. R. (2009). The use of laser technology (Er; Cr: YSGG) and stereolithography to aid in the placement of a subperiosteal implant: case study. *Journal of Oral Implantology*, 35(1), 5-11.
- Kutz, M. (1998). Mechanical engineers' handbook. (No Title).
- L Mescher, A. (2013). Junqueira's basic histology: text and atlas.
- Laurito, D., Lamazza, L., Spink, M. J., & De Biase, A. (2012). Tissue-supported dental implant prosthesis (overdenture): the search for the ideal protocol. A literature review. *Annali di stomatologia*, 3(1), 2.
- Lee, E. A., Prasad, H., & Lynch, S. (2024). Sequential Human Histology Results of the Subperiosteal Minimally Invasive Aesthetic Ridge Augmentation Technique (SMART): A Chronologic Wound Healing Proof-of-Principle Study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 44(1).
- Lekholm U, Z. G. (1985). Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. . *Branemark PI ZGAT, editor*, 199–209 p.
- Lerner, U. H. (2000). Osteoclast formation and resorption. *Matrix Biology*, 19(2), 107-120.
- Lin, K. Y., Bartlett, S. P., Yaremchuk, M. J., Fallon, M., Grossman, R. F., & Whitaker, L. A. (1990). The effect of rigid fixation on the survival of onlay bone grafts: an experimental study. *Plastic and reconstructive surgery*, 86(3), 449-456.
- Linkow, L. I., & Ghalili, R. (1998). Critical design errors in maxillary subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 24(4), 198-205.
- Loperfido, C., Mesquida, J., & Lozada, J. L. (2014). Severe mandibular atrophy treated with a subperiosteal implant and simultaneous graft with rhBMP-2 and mineralized allograft: a case report. *Journal of Oral Implantology*, 40(6), 707-713.
- Lozada, J. (1996). Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *The Journal of oral implantology*, 22(1), 34-36.
- Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(5), 277-303.

- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5, 2-9.
- Mangano, C., Bianchi, A., Mangano, F. G., Dana, J., Colombo, M., Solop, I., & Admakin, O. (2020). Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. *3D Printing in Medicine*, 6, 1-14.
- Mansueto, R. F. (1999). Replacement of a mandibular subperiosteal implant. *Journal of Oral Implantology*, 25(3), 199-202.
- Marchetti, C., Corinaldesi, G., Pieri, F., Degidi, M., & Piattelli, A. (2007). Alveolar distraction osteogenesis for bone augmentation of severely atrophic ridges in 10 consecutive cases: a histologic and histomorphometric study. *Journal of periodontology*, 78(2), 360-366.
- Marghitu, D. B. (2001). *Mechanical engineer's handbook*. Elsevier.
- Martin, R. B., Burr, D. B., Sharkey, N. A., & Fyhrie, D. P. (1998). *Skeletal tissue mechanics* (Vol. 190). Springer.
- McCabe, J. F. (1999). Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. *Baskı. İstanbul: İÜ Basımevi ve Film Merkezi*.
- McCracken, M. (1999). Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of Prosthodontics*, 8(1), 40-43.
- Meffert, R. M., Langer, B., & Fritz, M. E. (1992). Dental implants: a review. *Journal of periodontology*, 63(11), 859-870.
- Merli, M., Moscatelli, M., Pagliaro, U., Mariotti, G., Merli, I., & Nieri, M. (2018). Implant prosthetic rehabilitation in partially edentulous patients with bone atrophy. An umbrella review based on systematic reviews of randomised controlled trials. *European journal of oral implantology*, 11(3).
- Minichetti, J. C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 29(3), 111-116.
- Misch, C. E. (2007). *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E. (2014). Force factors related to patient conditions (a determinant for implant number and size). *Dental Implant Prosthetics-E-Book: Dental Implant Prosthetics-E-Book*, 206.
- Misch, C. E. (2015). Dental Implant Prosthetics. Edisi ke-2. In: Elsevier Inc.
- Misch, C. E., & Kutay, Ö. (2009). *Dental implant protezler*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Miyaura, K., Matsuka, Y., Morita, M., Yamashita, A., & Watanabe, T. (1999). Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth. *Journal of oral rehabilitation*, 26(3), 223-227.
- Molina, A., Sanz-Sánchez, I., Sanz-Martín, I., Ortiz-Vigón, A., & Sanz, M. (2022). Complications in sinus lifting procedures: Classification and management. *Periodontology 2000*, 88(1), 103-115.

- Mommaerts, M. (2017). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 46(7), 938-940.
- Monemi, Kadi, Liu, Thornell, & Eriksson. (1999). Adverse changes in fibre type and myosin heavy chain compositions of human jaw muscle vs. limb muscle during ageing. *Acta physiologica scandinavica*, 167(4), 339-345.
- Moore, D. J., & Hansen, P. A. (2004). A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 145-150.
- Mounir, M., Atef, M., Abou-Elfetouh, A., & Hakam, M. (2018). Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 47(5), 658-664.
- Mourad, K. E., Altonbary, G. Y., Emera, R. M., & Hegazy, S. A. (2023). Polyetheretherketone computer-aided design and computer-aided manufacturing framework for All-on-Four mandibular full-arch prosthesis: 3 Years' retrospective study of peri-implant soft tissue changes and ridge base relationship. *Journal of Prosthodontics*, 32(7), 579-587.
- Mutlu Sağesen, H. İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli Overdenturelerde iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri.
- Naert, I., Duyck, J., & Vandamme, K. (2012). Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical oral implants research*, 23, 95-107.
- Naini, R. B., Nokar, S., Borghei, H., & Alikhasi, M. (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(4).
- Nakamura, K., Kanno, T., Milleding, P., & Örtengren, U. (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(4).
- Narra, N., Valášek, J., Hannula, M., Marcián, P., Sándor, G. K., Hyttinen, J., & Wolff, J. (2014). Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of biomechanics*, 47(1), 264-268.
- Natali, A., Hart, R., Pavan, P., & Knets, I. (2003). Mechanics of bone tissue AN NATALI, RT HART, PG PAVAN, I KNETS. In *Dental biomechanics* (pp. 19-37). CRC Press.
- Nemtoi, A., Covrig, V., Nemtoi, A., Stoica, G., Vatavu, R., Haba, D., & Zetu, I. (2022). Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants in Oral and Maxillofacial Surgery for Severe Bone-Deficient Patients-A Pilot Study. *Diagnostics (Basel)*, 12(10). <https://doi.org/10.3390/diagnostics12102531>
- Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 243(1-2), 231-236.
- Nishigawa, K., Bando, E., & Nakano, M. (2001). Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of oral rehabilitation*, 28(5), 485-491.
- Nomura, S., & Takano-Yamamoto, T. (2000). Molecular events caused by mechanical stress in bone. *Matrix Biology*, 19(2), 91-96.

- O'Roark, W. (1997). Survival rate of dental implants: an individual practitioner's anecdotal review of 25 years of experience. *The Journal of oral implantology*, 23(3), 90-103.
- Oliva, J., Oliva, X., & Oliva, J. D. (2010). Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2).
- Omara, M., Abdelwahed, N., Ahmed, M., & Hindy, M. (2016). Simultaneous implant placement with ridge augmentation using an autogenous bone ring transplant. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 45(4), 535-544.
- Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1).
- Özçelik, T. B., & Ersoy, A. E. (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 107-116.
- Özdemir Doğan, D., Polat, N. T., Polat, S., Şeker, E., & Gül, E. B. (2014). Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4), 501-510.
- Park BJ, K. K. (2000). *Biomaterials Principles and Applications*, .
- Pickover, C. (2008). *Archimedes to Hawking: laws of science and the great minds behind them*. Oxford University Press.
- Prosthodontics, A. o. (1999). *The glossary of prosthodontic terms*. Mosby.
- Pudwill, M. L., & Wentz, F. M. (1975). Microscopic anatomy of edentulous residual alveolar ridges. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 34(4), 448-455.
- Raghoobar, G. M., Meijer, H. J., Stellingsma, K., & Vissink, A. (2011). Addressing the atrophied mandible: a proposal for a treatment approach involving endosseous implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(3).
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3).
- Reich, K. M., Huber, C. D., Lippnig, W. R., Ulm, C., Watzek, G., & Tangl, S. (2011). Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral diseases*, 17(1), 33-44.
- Romeed, S., Fok, S., & Wilson, N. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation*, 33(3), 209-215.
- Romeed, S. A., Hays, R. N., Malik, R., & Dunne, S. M. (2015). Extrasinus zygomatic implant placement in the rehabilitation of the atrophic maxilla: three-dimensional finite element stress analysis. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), e1-e6.
- S., S. (2005). *Tüm Yönleriyle Diş Hekimliğinde İmplantoloji. [Bitirme tezi]*.
- Sáez-Alcaide, L. M., Brinkmann, J. C.-B., Sánchez-Labrador, L., Pérez-González, F., Molinero-Mourelle, P., & López-Quiles, J. (2020). Effectiveness of the bone ring technique and simultaneous implant placement for vertical ridge augmentation: a systematic review. *International journal of implant dentistry*, 6, 1-9.

- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Craig's Restorative. *Dental Materials*, 161-198.
- Sanders, A. E., Slade, G. D., Carter, K. D., & Stewart, J. F. (2004). Trends in prevalence of complete tooth loss among Australians, 1979–2002. *Australian and New Zealand journal of public health*, 28(6), 549-554.
- Schou, S., Pallesen, L., Hjørting-Hansen, E., Pedersen, C. S., & Fibæk, B. (2000). A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research: Case report*, 11(2), 171-178.
- Sezer, B., Koyuncu, B. Ö., Günbay, T., & Sezak, M. (2012). Alveolar distraction osteogenesis in the human mandible: a clinical and histomorphometric study. *Implant dentistry*, 21(4), 317-322.
- Shrestha, S., & Joshi, S. (2014). Current concepts in biomaterials in dental implant. *Sci Res*, 2(1), 7-12.
- Shyam Sundar, S., Nandlal, B., Saikrishna, D., & Mallesh, G. (2012). Finite element analysis: a maxillofacial surgeon's perspective. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 11, 206-211.
- Sidambe, A. T. (2014). Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials*, 7(12), 8168-8188.
- Silva, G. C., Mendonca, J. A., Lopes, L. R., & Landre Jr, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2).
- Silvestri, K., & Carlotti, A. (1995). Subperiosteal implant: serving the dental profession for over 50 years. *Rhode Island dental journal*, 28(1), 11-13, 23.
- Sirbu, D., Ioan. (2003). Subperiosteal implant technology: report from Rumania. *Journal of Oral Implantology*, 29(4), 189-194.
- Sivrikaya, E. C., & Yilmaz, O. (2022). Comparison of Extramaxillary Anchored Implants, Tilted Implants, or Sinus Elevation Concepts on Stress Distribution in Atrophic Maxilla: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 37(3), 563-570. <https://doi.org/10.11607/jomi.9631>
- Skrzat, J., Walocha, J., & Środek, R. (2005). An anatomical study of the pterygoalar bar and the pterygoalar foramen. *Folia morphologica*, 64(2), 92-96.
- Slagter, A. P., Bosman, F., van der Glas, H. W., & van der Bilt, A. (1993). Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state. *Arch Oral Biol*, 38(3), 195-205. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(93\)90028-k](https://doi.org/10.1016/0003-9969(93)90028-k)
- Soehardi, A., Meijer, G. J., Manders, R., & Stoelinga, P. J. (2011). An inventory of mandibular fractures associated with implants in atrophic edentulous mandibles: a survey of Dutch oral and maxillofacial surgeons. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5).
- Soikkonen, K., Ainamo, A., & Xie, Q. (1996). Height of the residual ridge and radiographic appearance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people. *Journal of oral rehabilitation*, 23(7), 470-475.
- Steinemann, S. G. (1998). Titanium—the material of choice? *Periodontology 2000*, 17(1), 7-21.

- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H., Kuiper, C., & Raghoobar, G. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240-248.
- Stellingsma, K., Bouma, J., Stegenga, B., Meijer, H. J., & Raghoobar, G. M. (2003). Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. A prospective, comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 14(2), 166-172. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.140205.x>
- Stoler, A. (1996). Helical CT scanning for CAD/CAM subperiosteal implant construction. *The Journal of oral implantology*, 22(3-4), 247-257.
- Sugiura, T., Horiuchi, K., Sugimura, M., & Tsutsumi, S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 1(2), 165-170.
- Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Kawakami, M., Kang, Y.-B., Tsutsumi, S., & Kirita, T. (2009). Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(11), 2397-2403.
- Sun, Z., Herring, S. W., Tee, B. C., & Gales, J. (2013). Alveolar ridge reduction after tooth extraction in adolescents: an animal study. *Archives of oral biology*, 58(7), 813-825.
- Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., & Cho, Y. S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(4), 441-450.
- Surovas, A. (2019). A digital workflow for modeling of custom dental implants. *3D Printing in Medicine*, 5(1), 9.
- Şahin, C., Korkmaz, C., & Gülay, U. (2016). Osseointegrasyon, Yüzey Pürüzlülüğü ve Nanoteknoloji. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(13).
- Şimşek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D., & Eser, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 28(3), 199-213.
- Takahashi, T., Shimamura, I., & Sakurai, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research*, 54(4), 179-184.
- Tanaka, E., & Van Eijden, T. (2003). Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(2), 138-150.
- Tatum Jr, H., Lebowitz, M., & Borgner, R. (1994). Restoration of the atrophic, edentulous mandible. *The Journal of oral implantology*, 20(2), 124-134.
- Teixeira, E., Sato, Y., Akagawa, Y., & Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 25(4), 299-303.
- Ten Cate, A. R., & Nanci, A. (2008). Ten Cate's oral histology: development, structure, and function. (No Title).

- Terheyden, H., Meijer, G., & Raghoobar, G. (2021). Vertical bone augmentation and regular implants versus short implants in the vertically deficient posterior mandible: a systematic review and meta-analysis of randomized studies. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 50(9), 1249-1258.
- Tesk, J., & Widera, O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of biomedical materials research*, 7(3), 251-261.
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 4(3), 200-203.
- Tunalı, B. (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Turner, M. J., Clough, R. W., Martin, H. C., & Topp, L. (1956). Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*, 23(9), 805-823.
- Türker, M., & Diş, Y. Ş. A. (1999). Çene hastalıkları ve Cerrahisi 2. *Baskı Ankara: Atlas Kitapçılık*.
- Ulusoy, M., & Aydın, K. (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2, 3. *Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara*.
- Uysal, T. (2005). İmplantlar ve ortodonti. *Cum. Üniv. Diş Hek. Fak. Dergisi*, 8, 146-155.
- Uzun, D., & Keyf, P. (2012). İMPLANTLARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE OSSEOİNTEGRASYON. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Supplement 2 (2007)*.
- Vaira, L., Biglio, A., Favro, A., Salzano, G., Abbate, V., Lechien, J., & De Riu, G. (2024). Implant-prosthetic rehabilitation of the atrophic posterior mandible with additively manufactured custom-made subperiosteal implants: a cohort study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 53(6), 533-540.
- Van der Bilt, A. (2011). Assessment of mastication with implications for oral rehabilitation: a review. *Journal of oral rehabilitation*, 38(10), 754-780.
- Van Staden, R., Guan, H., & Loo, Y.-C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257-270.
- Van Zyl, P. P., Grundling, N. L., Jooste, C. H., & Terblanche, E. (1995). Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(1), 51-57.
- Vetromilla, B., Moura, L., Sonogo, C., Torriani, M., & Chagas Jr, O. (2014). Complications associated with inferior alveolar nerve repositioning for dental implant placement: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 43(11), 1360-1366.
- Veziroğlu, F. (2005). Alveolar distraksiyon sonrası yerleştirilen üç farklı tip implantın çevre dokulara etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi.
- Waltimo, A., Nyström, M., & Känänen, M. (1994). Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *European Journal of Oral Sciences*, 102(2), 92-96.

- Wataha, J. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*, 23(2), 79-90.
- Weiss, C. M. (2001). Ridge-lapping restorative crowns over endosteal and subperiosteal implant abutments. *Journal of Oral Implantology*, 27(2), 89-97.
- Wical, K. E., & Swoope, C. C. (1974). Studies of residual ridge resorption. Part I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 32(1), 7-12.
- Wilkins, K. E. (2005). Principles of fracture remodeling in children. *Injury*, 36(1), S3-S11.
- Williams, D. (1981). Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials*, 2(3), 133-146.
- Winter, C. M., Woelfel, J. B., & Igarashi, T. (1974). Five-year changes in the edentulous mandible as determined on oblique cephalometric radiographs. *Journal of Dental Research*, 53(6), 1455-1467.
- Wong, H. C., & Tang, W. C. (2011). Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1046-1050.
- Wortmann, D. E., Boven, C. G., Schortinghuis, J., Vissink, A., & Raghoobar, G. M. (2019). Patients' appreciation of pre-implant augmentation of the severely resorbed maxilla with calvarial or anterior iliac crest bone: a randomized controlled trial. *International journal of implant dentistry*, 5, 1-9.
- Wu, L., Zhu, H., Gai, X., & Wang, Y. (2014). Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 51-55. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.011>
- Xu, X., Huang, J., Fu, X., Kuang, Y., Yue, H., Song, J., & Xu, L. (2020). Short implants versus longer implants in the posterior alveolar region after an observation period of at least five years: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 100, 103386.
- Yamashita, S., Sakai, S., Hatch, J., & Rugh, J. (2000). Relationship between oral function and occlusal support in denture wearers. *Journal of oral rehabilitation*, 27(10), 881-886.
- Yanase, R., Bodine, R., Tom, J., & White, S. (1994). The mandibular subperiosteal implant denture: A prospective survival study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(4), 369-374.
- Yeğin, Z. (2016). *Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlarda okluzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi* [Ankara Üniversitesi (Turkey)].
- Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., & Ohyama, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 234-240.

- Young Jr, L., Michel, J. D., & Moore, D. J. (1983). A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(5), 690-694.
- Yu-Jen Wu, A., Hsu, J. T., Fuh, L. J., & Huang, H. L. (2021). Corrigendum to "Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: in vitro test and finite element analysis" [Journal of the Formosan Medical Association 119 (2020) 1514-1523]. *J Formos Med Assoc*, 120(1 Pt 2), 567. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2020.11.011>

