

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

**SUBPERİOSTEAL İMPLANT, ALL ON FOUR TEKNİĞİ VE
STANDART KEMİK İÇİ İMPLANT TASARIMLARI
UYGULANMIŞ ATROFİK VE DİŞSİZ MANDİBULA
MODELLERİ ÜZERİNDEKİ TRAVMA KAYNAKLI STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İpek Dilara BAŞ

**Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2024**

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

**SUBPERİOSTEAL İMPLANT, ALL ON FOUR TEKNİĞİ VE
STANDART KEMİK İÇİ İMPLANT TASARIMLARI
UYGULANMIŞ ATROFİK VE DİŞSİZ MANDİBULA
MODELLERİ ÜZERİNDEKİ TRAVMA KAYNAKLI STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İpek Dilara BAŞ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Emre TOSUN

ANKARA

2024

ONAY SAYFASI

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. İpek Dilara Baş'ın 08.10.2024 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında “**Subperiosteal İmplant, All On Four Tekniği ve Standart Kemik İçi İmplant Tasarımları Uygulanmış Atrofik ve Dişsiz Mandibula Modelleri Üzerindeki Travma Kaynaklı Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Karşılaştırılması**” başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Doç. Dr. Mustafa SAYSEL

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Emre TOSUN

Üye : Doç. Dr. Nur Altıparmak

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

Prof. Dr. Tülin TANER

Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

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

Dt. İpek Dilara Baş

08/10/2024

¹ “Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
 - (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ay aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
 - (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
- Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

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

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Emre Tosun danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.

İpek Dilara Baş

TEŞEKKÜR

Kişiliği ile bana ve tüm çevresine örnek olan, uzmanlık eğitimim boyunca tecrübesi, yetenekleri ve bilgisi ile cerrahi nosyonumu ve bakış açımı geliştiren, yol gösteren, kendisine her anlamda saygı duyduğum ve hayatımın geri kalanında kendisini tanımış ve kendisiyle çalışma fırsatı yakalamış olduğum için kendimi şanslı hissedeceğim değerli danışman hocam Doç. Dr. Emre Tosun' a,

Asistanlık eğitimim süresince alanında uzman olan, tecrübeleri ve donanımı ile bana çok önemli katkılarda bulunan, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki çok değerli hocalarıma, uzmanlarıma ve bugüne kadar katettiğim yolda ayrı ayrı emeği olan bütün sevgili asistan arkadaşlarıma,

Asistanlık eğitimim boyunca zorlandığım zamanlarda bana yardım etmekten, cerrahi branşımızda ve akademik alanda kazandığı bilgi ve tecrübelerini bana aktarmaktan çekinmeyen, tez yazım sürecim de dahil olmak üzere üzerimde büyük emeğe sahip değerli kıdemlilerim ve arkadaşlarım Uzm. Dt. Ilgın Arı ve Uzm. Dt. Gülin Acar'a,

Asistanlık eğitimime başladığım ilk günümünden itibaren kendisinden çok şey öğrendiğim, öğrenmeye de devam ettiğim, vizyonumu genişleten, zor günlerimizde yardımımıza koşan ve branşında başarılı olduğu kadar da iyi bir insan olan kıdemlim ve arkadaşım Uzm. Dt. Aydın Onur Gerçek'e,

Birlikte çalıştığımız zamanları keyifli, eğlenceli kılan, varlıkları ile beni mutlu eden, şakalarıyla güldüren, desteğini esirgemeyen, hayatımın tuzu biberi olan canım arkadaşlarım Dt. Esra Betül Baran Kekeç, Dt. Sena Aksoy, Dt. Merve Demirel ve Dt. Gaye Nur Sarı'ya,

Okul sıralarından bugüne kadar arkadaşşımdan öte ailem olmuş, iyi kötü her şartta kol kola yürüyüp birbirimize destek olduğumuz, hayat enerjimi yükselten ve

kendim olabilmemde büyük payı olan canım arkadaşlarım Beste Koltuk, Gizem Kuzu, Esra Erciyas, Aysun Sözütok Yurtkulu ve Sıla Gülbeyaz Köker'e,

Uzmanlık öğrenciliğimin başladığı ilk günden bu yana hayatımın neşe, huzur ve mutluluk kaynağını oluşturan, iyi ve kötü bütün anlarımda yanı başımda duran, zorlukları birlikte aştığım, beraber gülüp beraber ağladığım ve onlarla eş kıdem olma gururunu sonsuza kadar taşıyacağım, iyi kalpleri ve varlıklarıyla yaşamımı aydınlatan canım arkadaşlarım, dostlarım ve nihayetinde kardeşlerim Ezgi Saçan, Ecem Usman ve Dilek Şahar'a,

Hayatım boyunca sevgisini, desteğini her an hissettiğim, ilk ve en değerli öğretmenlerim olan, eğitimim için her şartta bütün imkanları sağlayan ve sevgisiyle, ilgisiyle yaptığı tüm fedakarlıklarla bugünlere gelebilmemin baş mimarı olan sevgili annem Selma Baş ve sevgili babam Secati Baş'a

sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

BAŞ İ.D., Subperiosteal İmplant, All On Four Tekniği ve Standart Kemik İçi İmplant Tasarımları Uygulanmış Atrofik ve Dişsiz Mandibula Modelleri Üzerindeki Travma Kaynaklı Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2024. Bu çalışmanın amacı, frontal yönde oluşturulan fasiyal travma kaynaklı stres dağılımının, atrofik ve dişsiz mandibula modellerine uygulanan subperiosteal implant, all-on-4 tekniği ve standart kemik içi implant tasarımları arasında sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmasıdır. Erişkin bir bireyin tomografi görüntüleri kullanılarak alınan verilerle dişsiz ve atrofik mandibula modeli oluşturulmuş ve tek, iki ve üç parçadan oluşan polietilen eter keton (PEEK) veya titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant, all-on-four tekniğiyle uygulanan dört adet intraosseöz implant ve mandibulada inferior alveolar sinir lateralizasyonu yapılarak yerleştirilmiş altı adet intraosseöz implant, protetik elemanları da içerecek şekilde bilgisayar destekli olarak tasarlanmıştır. Proteze üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak anteroposterior yönde travma kuvveti simüle edilmiştir. Kemik üzerindeki simfizis, kondil gibi belirlenen noktalarda maksimum ve minimum principal stres değerleri ve implantlar, vidalar, abutmentlar ve metal altyapı üzerindeki von Mises stres değerleri kaydedilmiş ve karşılaştırılmıştır. Frontal travma sonrası mandibular kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri tüm çalışma modellerinde en fazla kondil bölgesinde yoğunlaşmıştır. Kondil bölgesinde hesaplanan en yüksek Pmax stres iki parçalı PEEK subperiosteal implant tasarımında, en düşük ise all-on-4 tekniği uygulanan senaryoda görülmüştür. Abutmentlar üzerinde oluşan en fazla von Mises stres değerleri tüm modellerde en posteriora yer alan abutmentlar üzerinde oluşmuştur. PEEK subperiosteal implant modellerinin tümünde abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri titanyum subperiosteal implant modellerine ve Model-2'ye göre daha düşüktür. All-on-4 tekniği subperiosteal implant tasarımlarının tamamına kıyasla kondile ve mandibulanın tümüne daha düşük değerlerde stres iletmıştır ve bu bölgelerde kırık gelişme ihtimalini azaltmıştır. Bu açıdan en dezavantajlı stres dağılımı oluşturan senaryo üç parçalı titanyum subperiosteal implant tasarımı olmuştur. Hem kemik rezorpsiyon paterni

hem de kırık oluşumuna olan yatkınlığı sebebiyle halihazırda kırılmaya yatkın atrofik ve dişsiz çenelerin all-on-4 tekniği ile rehabilitasyonu, subperiosteal implant tedavilerine güçlü bir alternatif olarak önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: All-on-4 tekniği, subperiosteal implant, inferior alveolar sinir lateralizasyonu, atrofik mandibula, sonlu eleman analizi

ABSTRACT

BAŞ İ.D., A Comparative Analysis of the Distribution of Trauma-Induced Stress on Atrophic And Edentulous Mandible Models with Subperiosteal Implants, The All-On-Four Technique, and Standard Endosseous Implant Designs Using Finite Element Analysis. Hacettepe University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialty Thesis, Ankara, 2023. The aim of this study was to compare the stress distribution due to facial trauma in the frontal direction between subperiosteal implants, all-on-4 technique, and standard in-bone implant designs applied to atrophic and edentulous mandibular models using finite element analysis. An edentulous and atrophic mandible model was created with the data obtained using tomography images of an adult individual and a single, two and three-piece subperiosteal implant made of polyether ether ketone (PEEK) or titanium, four intraosseous implants applied with the all-on-four technique and six intraosseous implants placed by lateralizing the inferior alveolar nerve in the mandible were designed computer-aided including prosthetic elements. Three-dimensional finite element analysis was used to simulate a traumatic force in the anteroposterior frontal direction of the prosthesis. The maximum and minimum principal stress values at the identified points on the bone, such as the symphysis and condyle, and the von Mises stress values on the implants, screws, abutments, and metal substructure were recorded and compared. The maximum principal stress values in the mandible bone after frontal trauma were concentrated in the condyle region in all models. The highest Pmax stress calculated in the condyle region was observed in the two-piece PEEK subperiosteal implant design and the lowest in the all-on-4 scenario. The highest von Mises stress values at the abutments occurred at the most posterior abutments in all models. All PEEK subperiosteal implant models had lower von Mises stress values at the abutments than the titanium subperiosteal implant models and Model 2. The All-on-4 technique transmitted lower stress values to the condyle and the entire mandible compared to all subperiosteal implant designs, reducing the possibility of fracture development in these areas. The scenario with the most unfavorable stress distribution in this regard was the three-piece titanium subperiosteal implant design. Rehabilitation of atrophic and edentulous jaws, which are already fracture-prone due to both bone

resorption patterns and fracture susceptibility, with the all-on-4 technique can be recommended as a strong alternative to subperiosteal implant treatments.

Keywords: All-on-4 technique, subperiosteal implant, inferior alveolar nerve lateralization, atrophic mandible, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	viii
ABSTRACT	x
İÇİNDEKİLER	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
ŞEKİLLER	xvi
TABLolar	xix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibulanın Anatomisi, Gelişimi ve Rezorpsiyon Paterni	3
2.2. Total Dişsiz Mandibulanın Protetik Rehabilitasyonunda Planlama	5
2.3. Dental İmplant Çeşitleri	6
2.3.1. İntraosseöz (Endosteal, Endoosseöz) İmplantlar	6
2.3.2. Transosseöz İmplantlar	9
2.3.3. Zigoma İmplantları	10
2.3.4. Subperiosteal İmplantlar (SPI)	11
2.4. Atrofik Mandibulada Kullanılabilecek Rehabilitasyon Yöntemleri	14
2.4.1. Atrofik Mandibulada Ogmentasyon Prosedürlerine Alternatif Yöntemler	15
2.5. Maksillofasiyal Travma ve Mandibular Kemikte Kırık Paterni	26
2.5.1. Mandibulanın Biyomekaniği	31
2.5.2. Geriatrik Popülasyon ve Atrofik Mandibula Kırıkları	31
2.6. Kuvvet Analizleri	35
2.6.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar	35
2.6.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemik Modellerinin Oluşturulması	44
3.2. İmplant, Abutment, Vida, Altyapı ve Protetik Restorasyon Modellerinin Oluşturulması	47
3.3. Malzeme Tanımları	50

3.4. Çalışma Senaryolarındaki Modeller	51
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	55
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	56
3.7. Kuantitatif Model Bilgileri	57
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	58
3.9. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçlarının Alınması ve İstatistiksel Değerlendirme	58
4. BULGULAR	60
4.1. İntraosseöz İmplantlar ve Subperiosteal İmplant Tasarımları ile Kemik Arasında Oluşan Pmax (Maksimum Asal Stres) Değerleri	60
4.2. İntraosseöz İmplantlar ve Subperiosteal İmplant Tasarımları ile Kemik Arasında Oluşan Pmin (Minimum Asal Stres) Değerleri	63
4.3. Subperiosteal İmplantların Osteosentez Vidaları Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Pmax (Maksimum Asal Stres) Değerleri	66
4.4. Subperiosteal İmplantların Osteosentez Vidaları Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Pmin (Minimum Asal Stres) Değerleri	68
4.5. Subperiosteal İmplantların Osteosentez Vidaları Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	71
4.6. İntraosseöz İmplant Abutmentleri ve Subperiosteal İmplantlar (Abutmentler) Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	72
4.7. Abutment Vidaları Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	74
4.8. Metal Altyapı Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	75
4.9. İntraosseöz İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri	77
5. TARTIŞMA	79
6. SONUÇLAR	92
7. KAYNAKLAR	93

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
±	Artı eksi
≤	Küçük ve eşit
≥	Büyük ve eşit
°	Derece
3D	Üç boyutlu
a	ivme
A	Alan
Al	Alüminyum
A-P mesafe	Antero-posterior mesafe
ark.	Arkadaşları
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri
CFR-PEEK	Karbon-fiberle Güçlendirilmiş Polieter eter keton
cm²	Santimetre kare
cm³	Santimetre küp
CT	Bilgisayarlı tomografi
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
DMLS	Direkt metal lazer sinterleme
e	Elastik modülü
F	Kuvvet
g	gram
GB	Gigabayt
GHz	Gigahertz
GPa	Gigapaskal
HA	Hidroksiapatit
İAS	İnferior alveolar sinir

İASL	İnferior alveolar sinir lateralizasyonu
Kg	Kilogram
m	Kütle
mm	Milimetre
mm²	Milimetre kare
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik rezonans
N	Newton
PEEK	polieter eter keton
Pmax	Maksimum Asal Stres değeri
Pmin	Minimum Asal Stres değeri
S	Stres
SEA	Sonlu eleman analizi
SPI	Subperiosteal implant
Ti	Titanyum
Ti-6Al-4V	Tip-5 titanyum, vanadyum-alüminyum alaşımı
TMI	Trans-mandibular implant
TPS	Titanyum plazma sprej
V	Vanadyum
vb	Ve benzeri
YKR	Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu
ρ	Poisson oranı

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Anterior mandibula.	5
2.2. Posterior mandibula.	5
2.3. Tek diş eksikliği için üretilmiş bıçak tipi implant çeşitleri.	7
2.4. 1- Branemark standart implant, 2- IMZ implant, 3- Star-Vent TPS (Park Dental Research), 4-Cylindrical-basket, Core-Vent; 5- Plato tipi Cylindrical-fin Omni, 6-Hex cylinder (HA by Impla-Med)	8
2.5. Çeşitli şirketler tarafından üretilen farklı implant tipleri (1-ETK-İmplant Aesthetica, 2- MIS, implant C1, 3-TBR, implant Infinity, 4-Zimmer, implant Swiss plus, 5- Nobel Biocare, implant Active, 6- Straumann, implant Standard plus).	9
2.6. Her iki tarafta birer zigomatik implant ve anterior bölgeye yerleştirilen iki konvansiyonel anterior implant ile desteklenen sabit bir protez ile ileri derecede atrofik bir maksilla rehabilitasyonunu gösteren panoramik radyografi.	10
2.7. Subperiosteal implant yerleştirildikten sonra çekilmiş panoramik radyografi.	12
2.8. Bilgisayar destekli güncel yöntemlerle planlanan ve uygulanan subperiosteal implant ve protetik restorasyon ile tedavi edilen hastaya ait tedavi sonrası durumu gösteren panoramik radyografi.	14
2.9. Atrofik posterior maksillada implant üstü distal uzanımlı kantilever tasarımı uygulanmış protetik restorasyon.	19
2.10. Posterior mandibulada inferior alveolar sinir lateralizasyonu yapılarak uygulanmış dental intraosseöz implantlar.	21
2.11. Mandibula kırıklarının anatomik bölgelere göre dağılımı.	29
2.12. Dişsiz ve atrofik mandibulada anatomik bölgelerde kırık görülme oranları .	34
3.1. Tomografi verisinden mandibula kemik modelinin elde edilmesi.	44
3.2. Mukoza modeli.	45
3.3. Kortikal kemik modeli.	45
3.4. Trabeküler kemik modeli.	46
3.5. Çalışmamızda belirlenen anterior mandibulada bazal kemik ile alveolar kret tepesi arasındaki, mental foramen ile alveolar kret arasındaki, mental foramenlerin posteriorunda kalan bölgede mandibular sinir ile alveolar kret tepesi arasındaki, mandibula anterior bölgedeki kemik yüksekliği, implantların boyun bölgesinde bukkal yüzeyde kemik kalınlığı ve lingual yüzeyde kemik kalınlığı değerleri.	47

- 3.6. A: 4.0 mm x 10 mm aksiyel implant görseli, B: 4.0 mm x 12 mm aksiyel implant görseli, C: 4.0 mm x 14 mm aksiyel implant görseli, D: 4.0 mm x 14 mm açılı implant görseli. 49
- 3.7. Abutment modelleri. 49
- 3.8. Sırasıyla, çalışmamızda kullanılan açılı implant abutment vidası, subperiosteal implant osteosentez vidası ve implant abutment vidası modelleri. 49
- 3.9. Protetik altyapı bar modelleri. 50
- 3.10. Protetik restorasyon modeli 50
- 3.11. Model 1, **A:** Model 1'i oluşturan mandibula, intraosseöz implant, abutment, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** 6 adet intraosseöz implant, abutmentlar ve inferior alveolar sinir (İAS) lateralizasyonu ve implant yerleşimi sonrası İAS'nin seyri **C:** İAS lateralizasyonu sonrası implantın kemik içerisindeki konumu ve sinir ile ilişkisi 51
- 3.12. Model 2, **A:** Model 2'yi oluşturan mandibula, intraosseöz implant, abutment, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** 4 adet intraosseöz implant ve abutmentlar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli. 52
- 3.13. Model 3, **A:** Model 3'ü oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Tek parça PEEK subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli. 52
- 3.14. Model 4, **A:** Model 4'ü oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** İki parçadan oluşan PEEK subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli. 53
- 3.15. Model 5, **A:** Model 5'i oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Üç parçadan oluşan PEEK subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli. 53
- 3.16. Model 6, **A:** Model 6'yı oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Tek parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli 54
- 3.17. Model 7, **A:** Model 7'yi oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** İki parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli 54
- 3.18. Model 8, **A:** Model 8'i oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Üç parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli. 55

3.19. Matematiksel model.	55
3.20. 2000 N travma kuvvetinin yönü ve konumu.	56
3.21. Sınır noktaları.	57
3.22. Mandibulada kas grupları olarak simüle edilen yay elemanları.	57
4.1. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmax (maksimum asal stres) değerleri.	61
4.2. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmin (minimum asal stres) değerleri.	64
4.3. Çalışma modellerimizde subperiosteal implantların osteosentez vidaları çevresindeki kemik üzerinde oluşan maksimum asal stres değerleri.	67
4.4. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları etrafındaki kemik üzerinde oluşan minimum asal stres değerleri.	69
4.5. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları üzerindeki von Mises stres değerleri.	71
4.6. İnaosseöz implant abutmentları ve subperiosteal implantlar (abutmentlar) üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.	73
4.7. Abutment vidalarında oluşan von Mises stres değerleri.	75
4.8. Tüm modellerde metal altyapı üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.	77
4.9. İnaosseöz implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.	78

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Malzeme özellikleri.	50
3.2. Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı.	58
4.1. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmax (maksimum asal stres) değerlerini gösteren tablo.	63
4.2. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmin (minimum asal stres) değerlerini gösteren tablo.	66
4.3. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları çevresindeki kemik üzerinde oluşan maksimum asal stres değerlerini gösteren tablo.	68
4.4. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları etrafındaki kemik üzerinde minimum asal stres değerlerini gösteren tablo.	70
4.5. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları üzerindeki von Mises stres değerlerini gösteren tablo.	72
4.6. İntraosseöz implant abutmentları ve subperiosteal implantlar (abutmentlar) üzerinde oluşan von Mises stres değerlerini gösteren tablo.	74
4.7. Abutment vidalarında oluşan von Mises stres değerlerini gösteren tablo.	74
4.8. Tüm modellerde metal altyapı üzerinde oluşan von Mises stres değerlerini gösteren tablo.	76
4.9. İntraosseöz implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	78

1. GİRİŞ

Gelişen teknoloji, tıp ve sağlık hizmetleri ile insanların yaşam süresi uzamış, yaşlı nüfus ve sistemik hastalıklar ile geçirilen zaman artmıştır. Yaşlı nüfustaki artış dünya genelinde gözlenmektedir.[1] Bu nedenle diş kaybı ve bireylerin dişsiz geçirdiği süre de artmaktadır. Diş kayıpları sıklıkla dental hastalıklar ya da travma sonrası gözlenebilir. Kansere, patolojik faktörler nedeniyle uygulanan rezeksiyon, kemik metabolizmasını etkileyen hastalıklar ve sistemik hastalıklar sonrasında çene kemikleri atrofik hale gelebilir.[2] Fonksiyonun kazandırılması ve dental estetiğin sağlanması amacıyla günümüzde en fazla tercih edilen rehabilitasyon yöntemi dental implant uygulamalarıdır.

Günümüzde atrofik ve dişsiz mandibulada rezidüel kemik miktarının yetersiz olduğu durumlarda; yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu prosedürleri, vertikal ve/veya horizontal yönde kemik augmentasyon prosedürleri, distraksiyon osteogenezi teknikleri gibi çeşitli teknikler uygulanabilmektedir. Bu tekniklerin; ek malzemelere ve ileri cerrahi tekniklere ihtiyaç duyması, zaman alıcı ve pahalı olması, iyi hasta kooperasyonu gerektirmesi vb. dezavantajları bulunmaktadır. Belirtilen tekniklere alternatif olarak ekstra kısa (<6 mm) implant uygulamaları, all-on-four konsepti, inferior alveolar sinir (İAS) yeniden konumlandırma teknikleri ve subperiosteal implant uygulamaları geliştirilmiştir.

Dental restorasyon ve implantasyon ihtiyacının arttığı ileri yaştaki bireylerde, fasiyal travma riski de yükselmektedir. Literatürde pek çok çalışmada fasiyal travmanın yaşlı nüfusta en sık düşme sonucu gerçekleştiği belirtilmiştir.[3, 4] Kas kütlelerinde azalma, bilişsel gerileme, görme yetisinde gerileme, osteoporoz vb. nedenlerle kemik dokuda zayıflama, organ sistemlerindeki bozukluklar gibi yaş ile doğru orantılı olarak artan faktörler sonucunda travmanın ileri yaş grubu üzerindeki fiziksel etkileri daha fazla görülebilir. Yaşlı hastalarda, hastanede kalma süresi ve travma ile ilişkili komplikasyonlara bağlı olarak hastane kaynaklı enfeksiyonların görülme riski yükselir. Yaşlı nüfusun artmasıyla; travmaya karşı erken, koruyucu, önleyici yaklaşımlar önem kazanmakta ve bakım yükünün, hastane kaynaklı mortalite ve morbidite oranlarının düşmesine olan ihtiyaç artmaktadır.[5]

Çalışmamızda; mandibulada sinir lateralizasyonu yapılarak yerleştirilmiş altı adet intraosseöz implant uygulanan, all-on-four tekniğiyle uygulanan dört adet intraosseöz implant uygulanan, tek, iki ve üç parçalı uygulanan PEEK subperiosteal implant uygulanan ve tek, iki ve üç parçalı uygulanan titanyum subperiosteal implant uygulanan 8 ayrı atrofik ve dişsiz mandibula modeli tasarlanmıştır. Modeller arasında simfizis ve kondil bölgesinde, implantların etrafındaki süngerimsi kemikte, abutmentlar ve subperiosteal implantların sabitleme vidaları çevresinde travma anında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri, intraosseöz implantların boyun ve apeks bölgesindeki von Mises stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmayla travma kaynaklı oluşan stres değerleri incelenerek atrofik ve dişsiz çenelere sahip bireylerde kullanılabilen tedavi yöntemleri hakkında yeni fikirler oluşturulması ve literatüre kazandırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibulanın Anatomisi, Gelişimi ve Rezorpsiyon Paterni

Kemik dokusu %70 inorganik komponent, %20 organik komponent (%90'ı Tip-1 kollagen olmak üzere) ve %10 su içerir.[6] Kortikal kemik ve süngerimsi kemik olmak üzere iki farklı tabakaya sahiptir. Kortikal kemik %95 oranda mineralize, dens ve süngerimsi kemikten 10-20 kat daha sert yapıdadır, metabolik aktivitesi yüksek olan süngerimsi kemiği kapsar.[7]

Kemik dokunun bileşenleri ise osteoprogenitör hücreler, osteositler, osteoblastlar ve osteoklastlar ve hücreler arası matrikstir. Farklılaşmamış mezenkimal hücreler olan osteoprogenitör hücreler farklılaşarak osteoblast ve osteoklastlara dönüşür. Osteoblastlar tip-1 kollajeni, organik kemik matriksini üretir ve osteositlere dönüşerek canlılığı devam ettirmede görev alır. Osteoklastlar ise kemik yıkımından sorumlu hücrelerdir.

Kemik doku gelişimi iki farklı şekilde meydana gelmektedir. Mezenkimal hücreler, doğrudan kemiğe farklılaşarak intramembranöz ossifikasyon ve kemik için bir öncül niteliğinde önce kıkırdak dokuya dönüşüp daha sonra kemiğin oluştuğu endokondral ossifikasyon gösterebilir. Mandibula postnatal süreçte intramembranöz ossifikasyon ile gelişir fakat mandibula kondil başı, daha çok uzun kemiklerde görülen endokondral ossifikasyon ile gelişmektedir. Mandibulanın büyüme-gelişme merkezleri kondil, alveolar kemik, mandibula posterior ramus bölgesidir. [8-10]

Maksilla ve mandibulada diş erüpsiyonu ile gelişim gösteren, dişleri çevreleyen ve destekleyen kemiğe alveolar kemik adı verilir. Diş socketinin ve alveol kemiğin dışı kortikal kemik yapıdadır. Kemik doku, fizyolojik ve mekanik kuvvetlere uyum sağlamak, gücünü ve mineral homeostazını korumak için osteoblastik ve osteoklastik aktiviteyle sürekli olarak yeniden şekillenmektedir. Çiğneme kuvvetinin daha fazla olduğu kemik bölgelerinde süngerimsi kemik oranı daha fazladır.[10] Sağlıklı yaş alan erişkinlerde kortikal kemikte yeniden şekillenme arttıkça porozite artışı, kemik kütlelerinde azalma ve kortekste incelme görülür.[11]

Kemiğin yeniden şekillenme sürecinde kemik yıkımı baskın seyrettiğinde rezorpsiyon başlar. Kemik rezorpsiyonu, fizyolojik süreç, enfeksiyon, travma vb. kaynaklı inflamatuvar, osteoporoz, beslenme yetersizliği vb. sistemik, fizyolojik olmayan/aşırı oklüzal kuvvetler, cerrahi işlemler, enflamasyon vb. lokal sebepler veya hormonal değişiklikler nedeniyle meydana gelen multifaktöriyel bir süreçtir.[12, 13]

Mandibular kemikte işlev gören yüzey alanının daha geniş olması ve daha fazla kas bağlantısı olması maksillaya kıyasla rezorpsiyona karşı daha dirençsiz hale getirmektedir.[14] Ek olarak ısırma kuvvetleri maksilladaki süngerimsi kemik tarafından mandibuladaki yoğun kortikal kemiğe göre daha iyi absorbe edilir ve kuvvetler maksillada daha geniş bir alana etkir. Bu etkiler nedeniyle rezorpsiyon oranı mandibular kemikte maksilladan 4 kat fazladır.[15, 16] Posterior mandibulada rezorpsiyon hızı anterior bölgeye göre 4 kat daha hızlıdır ve posterior bölgede daha çok vertikal yönde rezorpsiyon gözlenirken anterior bölgede hem vertikal hem horizontal yönde rezorpsiyon gözlenmektedir.[17]

Diş kaybı sonucu diş kökleri ile süngerimsi alveolar kemiğe iletilen çiğneme kuvvetleri kesilir.[18, 19] Wolff Kanunu'na göre bu işlevsizlik ve kuvvet iletimindeki kayıp sonucu kemik yoğunluğu, kalınlığı ve yüksekliği azalır.[20, 21] Diş kaybı progresif, kümülatif ve geri dönüşümsüz olarak rezidüel alveolar kemik atrofisine neden olmaktadır.[22] Diş kaybı sonrası alveolar kemik hacmi vertikal ve horizontal yönde azalma eğilimindedir. Soketlerin bukkal yüzeyi lingual yüzeyden daha fazla rezorbe olmaktadır.[23]

1988'de Cawood ve Howell maksilla ve mandibulanın rezorpsiyon paternini sınıflandırmıştır ve günümüzde tedavi planlamasında kullanılmaktadır. Bu sınıflamaya göre anterior ve posterior mandibuladaki rezorpsiyon paterni 6 gruba ayrılmıştır:[24] (Şekil 2.1. ve Şekil 2.2.)

Sınıf I: Dişli alveolar kret

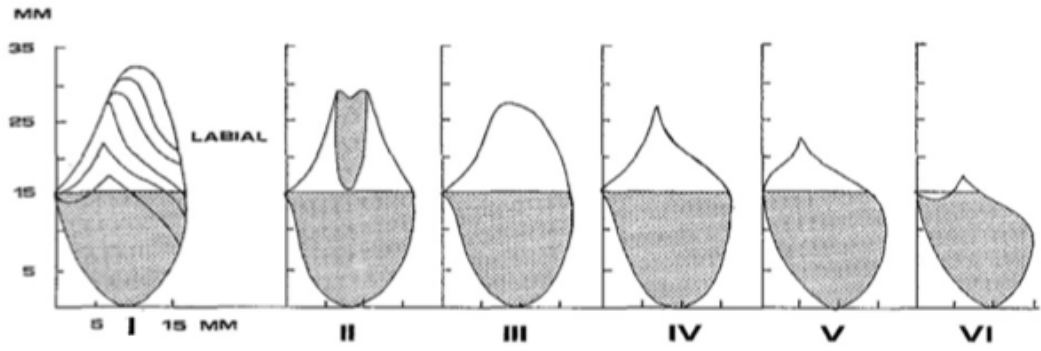
Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonra kret durumu ardından

Sınıf III: Yeterli yükseklik ve genişlikte olan yuvarlak sırt formu

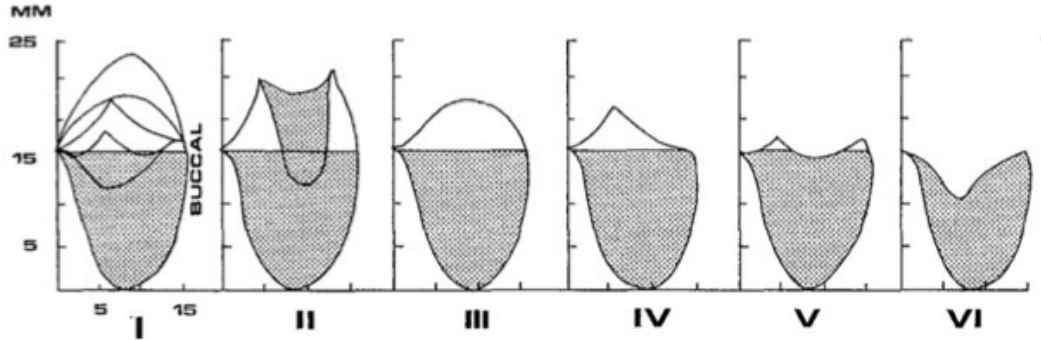
Sınıf IV: Bıçak sırtı formunda, yeterli yükseklikte ancak yetersiz genişlikte olan kret

Sınıf V: Düz formda, yetersiz genişlik ve yükseklikte olan kret

Sınıf VI: Basık, çökük formda bazal kemik kaybı oluşmuş negatif kret



Şekil 2.1. Anterior mandibula.



Şekil 2.2. Posterior mandibula.

2.2. Total Dişsiz Mandibulanın Protetik Rehabilitasyonunda Planlama

Total dişsiz mandibulada tedavi seçenekleri belirlenirken anamnez, klinik ve radyolojik muayene ile hastanın beklentisi, ekonomik durumu, alveolar kemiğin sahip olduğu anatomik ve morfolojik özellikler, kemik kalitesi, çeneler arası ilişki, dental arkın şekli, estetik gereksinimler (diş eti görünürlüğü, gülme hattı), intermaksiller

mesafe değerlendirilmelidir. Yerleştirilecek ise implantların lokalizasyonu, sayısı ve konumu bu özelliklere bakılarak belirlenmelidir. İmplant destekli sabit protez, hibrit protezler ve implant destekli overdenture protezler uygulanabilecek implant destekli protetik restorasyon seçenekleridir. İntermaksiller mesafenin arttığı ve stabilite problemleri oluşabilecek durumlarda yumuşak doku desteği de sağlayan implant destekli hibrit protezler kullanılarak rehabilitasyon sağlanabilmektedir.[25]

2.3. Dental İmplant Çeşitleri

Dental implantlar; kemikteki yerleşim yerine göre intraosseöz implant (kemik içinde yerleşen), transosseöz implant (kemik boyunca yerleşen) ve subperiosteal implant (kemik üzerine yerleşen) olarak sınıflandırılmaktadır.[26]

2.3.1. İntraosseöz (Endosteal, Endoosseöz) İmplantlar

İntraosseöz implantın gövdesi çenelerdeki alveolar ya da bazal kemik içerisine yerleştirilmektedir. Bu implantlar, hastanın değişen anatomik yapısına, uygun protetik restorasyon ihtiyacına göre, hekime uygulanacak implantın sayısını, yerini ve boyutunu değiştirebilme avantajı ve dolayısıyla tedavi planlamasında ya da oluşan komplikasyonların yönetiminde çeşitlilik sağlar. Tasarımlarına göre iki çeşit intraosseöz implant bulunur: Bıçak formu ve Kök formu [27].

• Bıçak Tipi İmplantlar

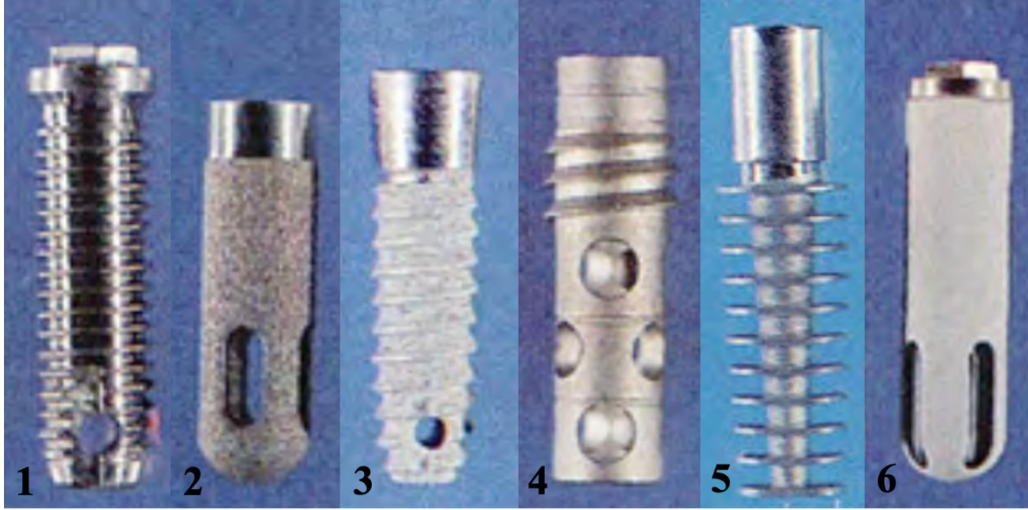
1960'lı yıllarda Roberts [28] ve Linkow [29] tarafından tanımlanmış ve uygulanmış bıçak tipi implantlar düz bir plaka biçimindedir, tek veya iki parçalı olarak, pek çok farklı tasarımda üretilebilmektedir. Orijinal bıçak tipi implant Linkow ile popülerlik kazanmış, daha sonra yapımında alüminyum oksit, titanyum alaşımları ve vitroz karbon malzemeler yer almıştır.[27] İnce veya değişken kemik kalınlığı/yüksekliğinde kullanılabildiği ve kuvveti geniş bir yüzey alanına dağıtabildiği için tercih edilmişse de doğal diştten destek olarak kullanılması ve %50-55 arasında 5 yıllık başarı oranı göstermesi üzerine uygulanma sıklığı azalmıştır.[28, 30, 31] (Şekil 2.3.)



Şekil 2.3. Tek diş eksikliği için üretilmiş bıçak tipi implant çeşitleri [32].

• Kök Formunda İmplantlar

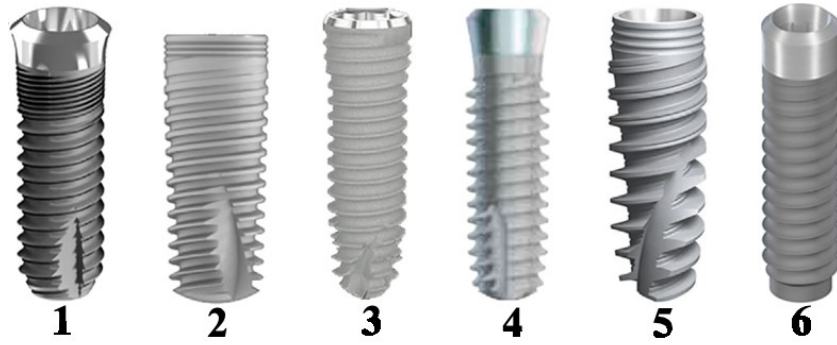
Branemark 1960'lı yıllarda yaptığı çalışmalar neticesinde, kemik defektlerine implante edilen titanyum materyalinin kemik ile sıkı bağlantı kurduğunu tespit etmiştir ve böylece diş hekimliğinde implantoloji modern halini almaya başlamıştır.[33] 1965-1980 yılları arasında yaptığı çalışmada “fikstür” adını verdiği intraosseöz titanyum implantları kemiğe yerleştirerek çift aşamalı implantasyon sistemini, cerrahi prensiplerini ve protetik restorasyon adımlarını oluşturmuş ve tanımlamıştır. Özellikle dişsiz mandibulada uygulanan implantların 15 yıla kadar süren takibi sonucunda elde edilen başarılı klinik sonuçların ve sistemin başarısı üzerine kök formu implantlar form ve yüzey özellikleri açısından geliştirilmiş ve çeşitlendirilmiştir.[34, 35] Tasarımlar, geleneksel vida, IMZ implant (titanyum press fit), yiv yerine platforma sahip (Cylindrical-fin Omni) şekillerde olabilmektedir. Bunların bir kısmı içi boş silindir şeklinde olabilirken (Cylindrical-basket Core-Vent), bir kısmı da hidroksi-apatit kaplıdır (Hex cylinder-HA by Impla-Med).[32] (Şekil 2.4.)



Şekil 2.4. 1- Branemark standart implant, 2- IMZ implant, 3- Star-Vent TPS (Park Dental Research), 4-Cylindrical-basket, Core-Vent; 5- Plato tipi Cylindrical-fin Omni, 6-Hex cylinder (HA by Impla-Med)

Pres-fit implantlar, osteotomi bölgesine itilerek intraosseöz yerleştirilen düz, silindirik şeklindeki implantlardır. Yüzey yapıları hidroksiapatit (HA), titanyum plazma spreyi (TPS) veya implant yüzeyine sinterlenmiş küçük metal bilyeler ile pürüzlü hale getirilmektedir. Uygulama tekniği kolay olduğundan 1980-1990 yılları arasında yaygın kullanılmıştır fakat ve yüzeyde sürtünme oluşturmak için pürüzlendirme oranı artırıldığı ve dolayısıyla implant çevresindeki komplikasyon riski artabileceği için günümüzde tercih edilmemektedir.[27]

Vida şeklindeki implantlar ise gövdesi boyunca tamamen ya da yer yer vida dişlileri bulundurur. Branemark'ın duvarları birbirine paralel olan, silindirik ilk tasarımı şimdilerde implantın apeksine doğru gidildikçe çapı azalan konik şekilde de üretilmektedir.[27] (Şekil 2.5.)



Şekil 2.5. Çeşitli şirketler tarafından üretilen farklı implant tipleri (1-ETK-İmplant Aesthetica, 2- MIS, implant C1, 3-TBR, implant Infinity, 4-Zimmer, implant Swiss plus, 5- Nobel Biocare, implant Active, 6- Straumann, implant Standard plus) [35]

2.3.2. Transosseöz İmplantlar

Transosseöz implantlar, ekstraoral yaklaşımla mandibula inferior sınırına yerleştirilen metal bir plağın pin veya vidalar aracılığı ile sabitlenmesiyle oluşur. Osteointegre olabilmesi için genellikle titanyum alaşımından üretilir.

- “Zimba” kemik-implant sistemi, majör komplikasyonlara neden olabilen subperiosteal implantlara alternatif olarak, implanta gelen kuvveti azaltmak amacıyla geliştirilmiştir. [36, 37]

- Trans-mandibular implant (TMI) sistemi, ileri atrofik olarak belirlenen mandibular kemiğe uygulanmak üzere geliştirilmiştir. Bu implant, diğerlerinden farklı olarak bir altın alaşımı olan Implator®'dan (%70 altın, %5 platin, %12,8 gümüş, %12,2 bakır) üretilmiştir.[38]

Bu teknik her ne kadar atrofik mandibula için tasarlansa da literatürde 12 mm'den az mandibular kemik yüksekliği olan hastalarda uygulandığında başarısızlık oranının arttığı bildirilmiştir.[39, 40] Yaygın görülen komplikasyonlar arasında transosseöz pinlerin yerleştiği mukozada enfeksiyon, gingival hiperplazi, alveolar kret rezorpsiyonu yer alırken nadiren de olsa transosseöz pinlerde mobilite, kırık, mandibular fraktür görülebilmektedir. Önemli dezavantajları ise diğer implant türlerine göre travmatik olması, hassas cerrahi tekniklere ihtiyaç duyulması, genel

anestezi gereksinimi ve implant retansiyonunu sağlayan pinler osteointegre olduğundan zor çıkarılmasıdır.[26]

2.3.3. Zigoma İmplantları

İlk kez 1980'lerde Brånemark ve arkadaşları, ileri derecede rezorpsiyon gözlenen posterior maksillanın rehabilitasyonu için zigomatik kemiği kullanmış ve uygulanmışlardır.[41, 42]

Maksiller alveolar kemiğin çekim, travma, maksiller sinüs pnömatisasyonu, enfeksiyon vb. nedenlerle rezorbe olduğu, ileri derecede atrofik hale geldiği durumlarda veya onkolojik hastalarda sert doku augmentasyonu, pterygoid implant, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu gibi tedaviler uygulanamadığında zigomatik implantlar bir seçenek olarak düşünülebilir. Greftsiz olması nedeniyle morbiditenin ve tedavi süresinin azalması öngörülmüştür. Titanyum alaşımından oluşan zigoma implantları 30-52.5 mm boyda üretilir ve kortikal yapıdaki zigomada geniş bir alanda ankraj sağlar. İmplantlar alveolar kretten zigomaya doğru maksiller sinüsü çaprazlayacak şekilde 45-60 derecelik açılarla, maksillada endikasyona göre iki veya dört adet olmak üzere yerleştirilebilir, anterior maksillaya yerleştirilen intraosseöz dental implantlar ile splintlenerek kullanılabilir.[43, 44] (Şekil 2.6.)

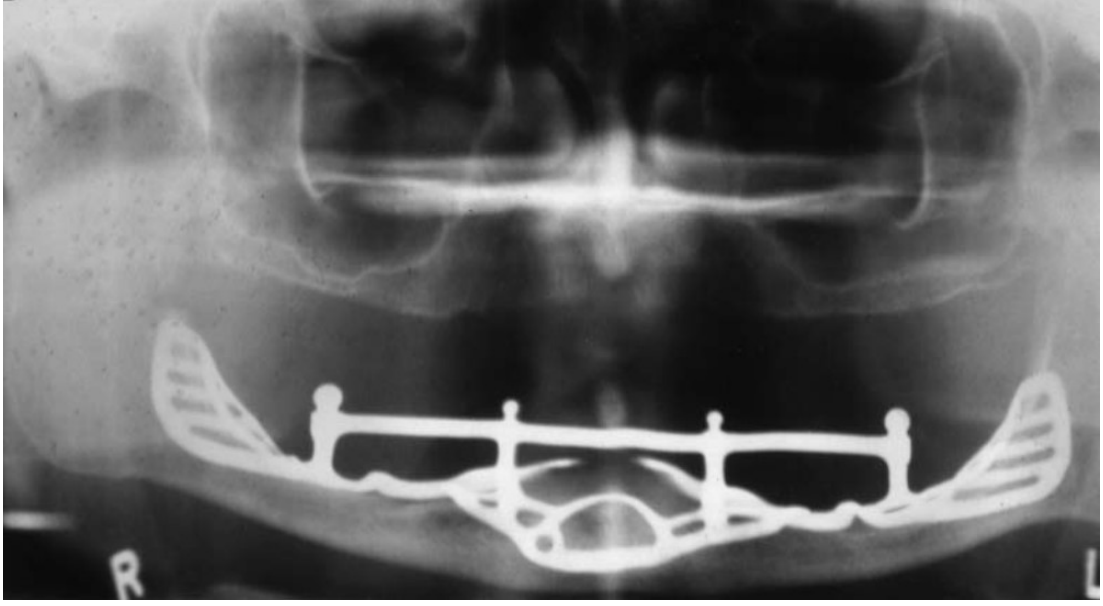


Şekil 2.6. Her iki tarafta birer zigomatik implant ve anterior bölgeye yerleştirilen iki konvansiyonel anterior implant ile desteklenen sabit bir protez ile ileri derecede atrofik bir maksilla rehabilitasyonunu gösteren panoramik radyografi[45]

2.3.4. Subperiosteal İmplantlar (SPI)

Subperiosteal implantlar özellikle alveolar rezorpsiyon sonucunda, onkolojik tedavi sonrasında veya travma nedeniyle çenelerde ileri kemik defekti/rezorpsiyonu olan hastalarda bir tedavi seçeneğidir.[46, 47] İlk mandibular subperiosteal implant diğer implant sistemlerinden de önce, 1942 yılında Gustav Dahl tarafından yerleştirilmiştir. İlerleyen yıllarda Gershkoff ve Goldberg, bu tekniği öğrenerek Amerika Birleşik Devletleri'ne getirmiş ve geliştirilmesine katkı sağlamıştır.[48]

Subperiosteal implantlar ilk ortaya çıktığında, maksiller ya da mandibular kemiğe tam uyumlu olacak şekilde Vitallium'dan (%60 kobalt, %20 krom, %5 molibden ve diğer maddeler) veya titanyum alaşımlardan kişiye özel olarak kafes biçiminde üretilmiş, total protezleri desteklemek amacıyla kullanılması düşünülmüştür. İmplantı sabitlemek için osteosentez vidaları kullanılmamış, mukoza ve periost altına yalnızca kemiğe uyumlanarak yerleştirilmiştir. Vitallium alaşımının elastisite modülü kemik ile uyumlu olmaması ve osteointegrasyon özelliği göstermemesi nedeniyle kemikte stabilize olamadığı belirtilmiştir. [49-52] (Şekil 2.7.) Kemik ölçüsünün alınması için ek bir cerrahi ve üretilen implantın yerleştirilmesi için ikinci cerrahi operasyon gerektirmiştir.[53] Ek cerrahi işlem gerektirmesi, implantların konumlandırılmasında ve uyumunda yaşanan problemler, stabilite problemleri, teknik üretimindeki zorluk, yumuşak dokuda açılmalara neden olması, enfeksiyon-komplikasyon riskinin artması sebebiyle zamanla uygulama sıklığı azalmıştır.[54]



Şekil 2.7. Subperiosteal implant yerleştirildikten sonra çekilmiş panoramik radyografi [49]

1970’li yıllardan itibaren yayınlanan, subperiosteal implant sağkalımlarını değerlendiren çalışmalarda 5 yıllık sağkalım oranları %95-100 arasında kabul edilebilir durumdayken, 10 yıl veya daha uzun dönemde %60-80 arasında belirtilmiştir. Subperiosteal implantların uzun vadede sağkalım oranının düşük olduğu ve implant kayıp oranının zamanla arttığı görülmüştür.[55-58]

1990’lı yıllarda Linkow, implant sağkalımını artırmak adına “tripodal mandibular subperiosteal implant” tasarımı geliştirmiştir. Bu yeni tasarım, periost altında rezidüel alveolar krete üç bölgeden temas eden döküm iskeletten oluşur. İleri düzeyde atrofik mandibulada uygulanması planlanan bu dizaynda amaç, mandibulanın rezorpsiyon sürecine dirençli olan simfizis ve eksternal oblik kenar bölgesinden destek olarak hareketli noktalardan kaçınmak ve stabiliteyi arttırmaktır.[59]

Gelişen teknoloji ile bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri (CAD-CAM) ve implant yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ile kişiye özel subperiosteal implant üretimi kolaylaşmış, ön cerrahiye gerek duyulmadan implant-kemik uyumu iyileştirilmiş, osteosentez vidaları ile implant stabilizasyonu iyileştirilmiş ve cerrahi işlem süresi azaltılmıştır.[60, 61]

Carnicero ve arkadaşları, şiddetli maksiller atrofiye sahip hastalarda yeni bir tasarım üzerinde çalışmıştır ve implant hacmini düşürmeyi ve gerekli olan iki sabitleme vidası kullanma ihtiyacını ortadan kaldırmayı hedeflemiştir. Literatürdeki bu ve benzeri çalışmalara göre subperiosteal implant eklemeli yapıda üretildiğinde tasarım alanında ve kemik kaybından dolayı oluşabilecek komplikasyonların giderilmesinde, cerrahi işlem yapılacak alanın küçülmesi, ağrı ve komplikasyon oranı azaltılması, osteosentez vidalarının yerleştirilmesi kolaylaşabilmesi ve üretim maliyetinin azalması gibi pek çok alternatif ve avantaj oluşturabilir.[60, 62]

Bilgisayarlı tomografi cihazı ve uygulamalarında oluşan ilerleme ile araştırmacılar pek çok teknik geliştirmiştir. Bunlardan biri olan stereolitografi tekniği, sıvı haldeki epoksi rezinin lazer veya projeksiyon ile polimerize edilmesi yöntemiyle üç boyutlu modelin oluşturulmasını içerir. Model elde edildikten sonra implant döküm iskeleti laboratuvarında üretilir. Bu teknikle subperiosteal implant modellerini tekrarlanabilir şekilde üretmek ve doğruluğunu arttırmak mümkün olmuştur.[63, 64]

Bir diğer teknik olan direkt metal lazer sinterleme (DMLS) ise toz şeklindeki metallerin sinterlenmesi (termal kaynaştırma) ile bilgisayar ortamında oluşturulan modellerin yapılmasını sağlayan eklemeli üretim şeklidir.[65-70] Günümüzde titanyum subperiosteal implantların yanı sıra intraosseöz implantların, üretilmesinde de kullanılmaktadır.[67-69, 71] (Şekil 2.8.) Cerea ve arkadaşları, kişiye özel DMLS tekniğiyle yapılan ve maksillaya uygulanan titanyum subperiosteal implantların minimum 2 senelik takibinde sağkalım ve komplikasyon oranlarını incelemiştir. 70 hastada implant sağkalım oranı %95,8 ve komplikasyon oranları düşük olduğunu bildirmiştir.[72]

Subperiosteal implant-kemik bağlantısını sağlamlaştırmak için yüzey özellikleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Hidroksi-apatit kaplama uygulamasıyla ilgili raporlara göre; implant-kemik bağlantısını iyileştirdiği, sabit ya da hareketli protez dayanağı olarak kullanılabilceği bildirilmiştir.[73-75] Modern subperiosteal implantların sağkalımı kısa sürede iyi oranda bulunsa da yumuşak doku ile ilgili komplikasyonlar halen dikkate değer orandadır ve uzun dönem takip edilerek değerlendirilmeye açıktır.[57]



Şekil 2.8. Bilgisayar destekli güncel yöntemlerle planlanan ve uygulanan subperiosteal implant ve protetik restorasyon ile tedavi edilen hastaya ait tedavi sonrası durumu gösteren panoramik radyografi[76]

2.4. Atrofik Mandibulada Kullanılabilecek Rehabilitasyon Yöntemleri

Diş kayıplarını, patolojik durumları takiben veya konjenital olarak kemik defektleri ile karşılaşılabilir. Her kemik defektinde hastaya ve defekt yapısına özgü tedavi planı oluşturulması gerekmektedir. Defekt onarımında temel amaç, yerleştirilecek implant bölgesinde sert ve yumuşak dokuların sağlıklı biçimde oluşturulabilmesidir. [78] Atrofik ve dişsiz mandibulada kullanılabilen rehabilitasyon yöntemleri rezidüel kemik miktarına göre seçilebilir. Atrofik mandibulada uygulanabilen onlay/inley greftleme teknikleri, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR), kret split tekniği, distraksiyon osteogenezi teknikleri gibi ogmentasyon prosedürü içeren işlemlerin ek cerrahi seans ve/veya donör saha gerektirebilmesi, uzun iyileşme periyodu ve kullanılan greft materyallerinin ekspozu, enfeksiyon, yara dehisensi gibi komplikasyonlar bazı vakalarda dezavantaj oluşturabilmektedir. Bu dezavantajları ve komplikasyon risklerini azaltabilmek amacıyla ya da ogmentasyon uygulanamayan durumlarda kullanılmak üzere ogmentasyon prosedürlerine alternatif olabilecek yöntemler geliştirilmiştir.

2.4.1. Atrofik Mandibulada Ogmentasyon Prosedürlerine Alternatif Yöntemler

Atrofik mandibulada ogmentasyon prosedürünün uygulanamadığı durumlarda, implant destekli rehabilitasyon düşünüldüğünde doğru cerrahi teknik seçimi, yeterli beceri ve uzmanlık, cerrahi bölgenin anatomik özellikleri, ağız tabanında ve çevrede bulunan (inferior alveolar sinir, buccinator, mylohyoid kas bağlantıları) vital yapıların korunması, kemik kalitesi ve densitesi, konak faktörlerinin incelenmesi oldukça önem taşır. Ogmentasyon uygulamalarının ardından standart uzunlukta, geleneksel intraosseöz implantların yerleştirilmesi, başarılı sonuçları olduğundan günümüzde sıklıkla uygulansa da önemli komplikasyon oranları gösterebilmektedir. Literatürde yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda %5.8 ila %27.3, blok kemik greftlemelerinde %2.5 ila %100, distraksiyon osteogenezinde ise %6.8 ila %57.1 aralığında komplikasyon oranı bildirilmiştir.[77-79]

Atrofik ve dişsiz mandibulada, ogmentasyon cerrahilerinde oluşabilecek morbidite, komplikasyon risklerinden ve implant yerleştirmek/yüklemek için gerekli olan uzun iyileşme sürelerinden kaçınmak için daha uygun maliyetli, basit, hızlı olabilecek alternatif tedavi seçenekleri geliştirilmiştir.

Kısa İmplantlar

Farklı şekillerde atrofiye uğramış çene kemiklerinin tedavisi için, implant tasarımı ve boyutu geliştirilmiş, alternatif çözümler üretilmeye başlanmıştır. Günümüze kadar farklı araştırmacılar tarafından kısa implant uzunlukları 10 mm, 8mm, 7 mm, 6 mm veya 4 mm olarak tanımlanmıştır. Fakat “kısa implant” kavramı halen belirsizliğini korumaktadır.[79-83] Kısa implant uygulamaları, ek ogmentasyon işlemine ihtiyaç duyulmaması nedeniyle oluşabilecek morbiditeden ve komplikasyondan kaçınmayı, daha ekonomik, kısa süreli cerrahi süreci vadeder. Kısa implantların başarı oranının yüksek olduğu, mandibula ve maksillada sabit protezler için endike olabileceği bildirilmiştir.[84] Dezavantaj oluşturan faktörler ise standart implantlara kıyasla implant-kemik temas alanı azaldığı için kron-implant oranında artış ve kuvvet iletim alanında azalma görülmesidir. Gelişen implant yüzey özellikleri

(implant sayısının ve çapının artırılması, yiv sayısı ve derinliğinde artış vb.), cerrahi teknikler ve yapılan oklüzal uyumlamalar ile dezavantajların azaltılması hedeflenmiştir. [85-87] Kısa implant kullanımının implant başarısızlığını, marjinal kemik kaybını ve biyolojik komplikasyonları azaltabileceği, vertikal ogmentasyon ardından uygulanan standart implantlara alternatif olabileceği ve hasta memnuniyetini artırabileceği gösterilmiştir.[80, 88]

Tek Parça Dar Çaplı İmplantlar

Son yıllarda, kısa implantlar gibi 3,5 mm'den daha dar çapa sahip implantlar, standart implantların kullanılmadığı bıçak sırtı şeklinde, kemik genişliğinin yetersiz olduğu alveolar kretlerde kullanılmaya başlanmıştır. Bu dar çaplı implantlar içerisinde yer alan tek parça mini dental implantların (çapı < 2,5 mm) abutment kısmı implant ile bütünleşmiş şekildedir, titanyum alaşım (Ti-6Al-4V, titanyum-zirkonyum) üretilmektedir ve genellikle overdenture protezler için tasarlanmıştır. Başlangıçta overdenture protezlerin altında geçici implant desteği olarak kullanılsa da osteointegrasyon özellikleri uygun bulunmuş, daimî implantasyon için kullanılabilir hale gelmiştir.[89-91] Standart boyutlu implantlara kıyasla daha düşük maliyetli olabilmektedir.[92] Yakın zamanda yapılan bir meta-analize göre dar çaplı mini implantların sağkalım oranı (%94,7 ± 5), standart çaplı implantlara göre önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur.[89] Yapılan başka bir çalışmada ise çapı 2,5 mm ve daha fazla olan dar çaplı implantlar ile standart çaplı implantlar arasında sağkalım oranında hiçbir fark görülmezken 2,5 mm'den küçük çaplı dar çaplı implantların sağkalım oranı standart çaptaki implantlara göre daha düşük bulunmuştur.[90]

All-on-four (All-on-4) Konsepti

2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından, atrofik çenelerde rezidüel kemiği en verimli şekilde kullanarak, fonksiyon ve estetiği en hızlı ve az maliyetle yapabilmek için "All-on-four" tanımlanmıştır. Daha uzun, açılı implantlar ile ankrajın artırılması hedeflenen konsept, toplamda dört implant ile hemen, erken veya geç dönemde yüklenebilen protetik restorasyondan oluşmaktadır. Atrofik ve dişsiz çenenin anterioruna iki implant vertikal olarak yerleştirilirken premolar bölgesinde mental

foramenin önündeysen iki adet implant distal yönde 30°- 45° açılı yerleştirilir. İmplantlar üzerinde düz ve açılı multiünit abutmentlar kullanılır. Protetik restorasyonda distal kantileverden yararlanılır. Mandibulada, özellikle total dişsiz çenede uygulanacaksa çekim soketlerinden kaçınılması ve tam iyileşmiş kemik bölgesine implant uygulanması önerilmiştir .[93] Mandibulada en az 5 mm kemik genişliği ve premolar bölgede en az 8 mm kemik yüksekliği; maksillada ise en az 5 mm kemik genişliği ve 10 mm kemik yüksekliği bulunması halinde uygulanabileceği belirtilmiştir. İmplant çaplarının anteriorda 3.75 mm – 4 mm, distale açılı olanların ise en az 4 mm çapında olması; tüm implantların 10 mm -18 mm arasında uzunluğa sahip olması önerilmektedir.[94-96]

Zaman içerisinde, açılı yerleşen implantlara gelen kuvvetlerin peri-implant kemik kaybına yol açabileceği düşünülmüş ve implant açısındaki değişimlerin oluşturabileceği etkiler araştırılmıştır.

Malo ve ark., 245 hastada mandibulaya all-on-4 tekniğinde uygulanan implantların başarısını 5 yılda %98,1 ve 10 yılda ise %94,8 oranında olduğunu bildirmiştir. Marjinal kemik rezorpsiyonu oranının düşük olduğu bildirilen çalışmada, immedat yüklenen implantların mandibular sabit tam protezlerin uzun dönemde uygulanabilir olduğu gösterilmiştir. Bir molar diş uzunluğunda distal kantilever uygulandığında ve implantlar arası mesafe uygun olduğunda başarılı sonuçlar verebilmektedir.[94] Babbush ve ark. ise retrospektif yapılan çalışmada 29 ay takip edilen all-on-four konseptli implantların başarısını mandibulada %100, maksillada %99,3 olarak bildirmiştir.[96] Apaza Alccayhuaman ve ark. yaptığı sistematik incelemede, 1,849 hastaya yerleştirilen 7,568 implant üzerinde açılı ve aksiyel yerleştirilmiş implantlar arasında marjinal kemik kaybı ve implant sağkalımı açısından anlamlı bir fark saptamamıştır.[97] Açılı ve aksiyel yerleştirilen implantların klinik başarısı arasında fark bulunmadığı gösterilmiştir.[98]

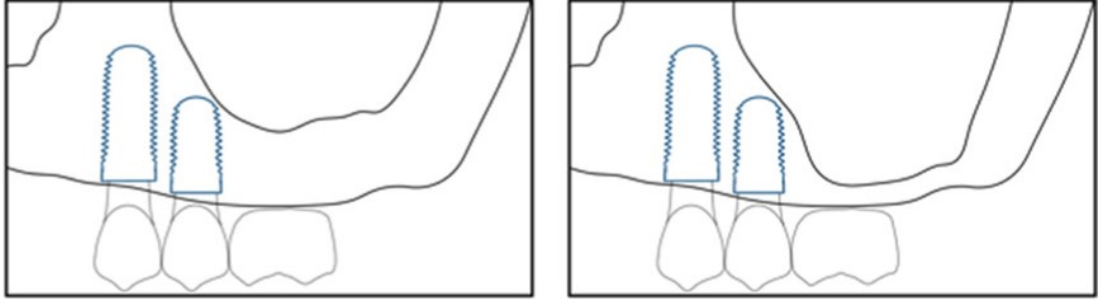
Distal Uzantılı Kantileverler

Dişsiz çenelerde restorasyon planlanırken, dental ark üzerinde en distal konumda yer alacak olan dişin konumunun belirlenmesi önem taşır. Karşıt çenenin

oklüzyonu ve restorasyon durumuna, gülme hattına, bukkal koridor boyutuna, hastanın yaşı, cinsiyetine göre protetik restorasyon planlaması değişebilmekte ve oklüzyon ikinci premolar, birinci molar veya ikinci molar diş hizasında bitirilebilmektedir. (Şekil 2.9.)Kayser ve arkadaşları, yaşlı popülasyonda oklüzyonu azalan veya bozulan hastalardaki çiğneme kapasitesini araştırdığı çalışmanın sonuçlarına göre; iki premolar ve bir molar dişle sahip kişilerde çiğneme kapasitelerinde önemli bir azalma görülmediği, her iki azı dişini de kaybeden ve sadece premolar dişlere sahip kişilerin maksimum çiğneme kapasitesinin yaklaşık %80'ine sahip olduğunu bildirmişlerdir. [99]

İmplant veya diş destekli sabit protezlerde implant yerleştirmekten ve/veya kemik ogmentasyon gereksiniminden kaçınmak amacıyla kantilever tasarımı tanıtılmıştır. Böylece tedavi maliyetinin ve süresinin azaltılması hedeflenmiştir.[100] Literatürde kantileverli implant destekli sabit protezlerin kısmi veya total dişsiz hastalarda güvenilir ve geçerli bir tedavi seçeneği olduğunu destekleyen çalışmalar mevcuttur.[100-102] Ayrıca kantilever içeren ve içermeyen implant destekli sabit protezlerin başarısızlık oranlarının ve biyolojik komplikasyon görülme sıklığının benzer olduğunu belirten çalışmalar yayınlanmıştır.[103, 104]

Kantilever tasarımı kullanılırken dikkat edilmesi gerekenler; dayanak (diş/implant) sayısı, uzunluğu ve genişliği, kemik yapısı ve yoğunluğu, oklüzal alan, kuvvet miktarı ve yönü, yaş, cinsiyet ve ark şeklidir. Kemik yapısı, sıkışma kuvvetlerine daha dayanıklı iken çekme kuvvetlerine daha az, kesme kuvvetlerine ise en az derecede direnç göstermektedir.[105] Bu nedenle implant ve protetik restorasyon tasarımları, gelen oklüzal kuvvetlerin kemiğe sıkışma gerilimi oluşturacak şekilde iletilmesini sağlamalıdır. Gelen kuvvetler implant ekseninden ne kadar uzaksa kemik-implant arayüzünde meydana gelen stresler o kadar artmaktadır. Kemik-implant arayüzünde kesme ve çekme kuvvetlerini en aza indirmek için implant konumu ve açısı, mümkün olduğunca vertikal aksa yakın yerleştirilmelidir. Kantilever tasarımlı protezler, implanta komşu kemik üzerinde daha fazla çekme kuvvetlerine neden olmaktadır. [27, 106]



Şekil 2.9. Atrofik posterior maksillada implant üstü distal uzanımlı kantilever tasarımı uygulanmış protetik restorasyon [100]

Protez tasarımında kantilever uzunluğu hakkında fikir birliği yoktur ancak kantilever uzunluğunun belirlenmesinde kuvvetin şiddeti ve antero-posterior mesafe (A-P mesafe) önem taşır. A-P mesafe, en anteriorda konumlanan implant merkezinden posterior implantın distaline kadar çizgi çizilerek ölçülmektedir. Bu mesafe ne kadar büyük ise kantileverden gelen kuvvetler o kadar iyi dengelenir. İdeal olarak distal kantilever uzunluğu, A-P mesafenin 2,5 katından fazla olmamalıdır. Aşırı distal kantileverden kaçınmak kuvvete bağlı olarak gelişen komplikasyon riskini azaltmaktadır. En uzun kantilevere sahip olabilen ark formu konik form iken en kısa kantilever uzunluğuna sahip olması gereken kare ark formudur. Mandibular kemik yapısı maksillaya göre daha yoğun olduğundan kuvvetleri karşılamada daha dayanıklıdır. Bu nedenle A-P mesafeyi arttırmak için maksillada mandibulaya kıyasla implantların daha distale konumlanması gerekebilir. Bruksizmi (parafonksiyon) olan hastalarda ise herhangi bir kantilever restorasyon tercih edilmemelidir.[27, 107]

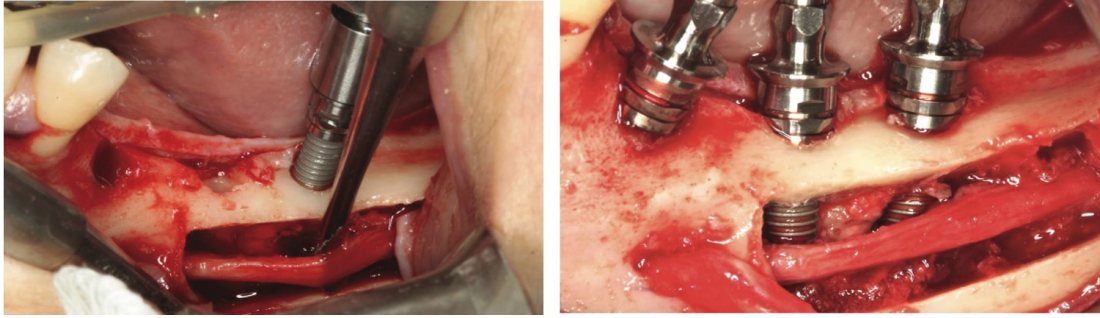
İnferior Alveolar Sinir (İAS) Repozisyonu Teknikleri

Atrofik ve dişsiz mandibula posterior bölgede implant planlanırken inferior alveolar sinirin korunması gerekmektedir. Posterior mandibuladaki alveolar kret; vertikal, horizontal veya hem vertikal hem horizontal yönde yetersiz olabilmekte ve bunun sonucunda inferior alveolar sinir ile kret tepesi arasındaki mesafe implant destekli restorasyonların uygulanabilmesi için yetersiz kalabilmektedir. Bu nedenle augmentasyon prosedürlerine, kısa implantlara alternatif olarak geliştirilen İAS repozisyon teknikleri, standart dental implant yerleştirilmesine olanak sağlayabilir.

Cerrahi teknik, mandibulada bukkal kortikotomi yapılarak inferior alveolar sinirin açığa çıkarılması ve yerinin değiştirilmesini kapsar. İAS repozisyon tekniklerinin endikasyonları; atrofik mandibula posterior bölgede implant yerleştirme sırasında sinir hasarını önlemek, Cawood & Howell Sınıf IV-V-VI vakalarda interark mesafenin az olduğu, Cawood & Howell Sınıf V-VI vakalarda interforaminal dişler mevcut ise, hızlı yapılmak istenen implant-protetik rehabilitasyon (Cawood & Howell Sınıf V-VI), mandibula inferior sınırının düzenleneceği ve total mandibular subapikal osteotomi vb. ortognatik cerrahi prosedürler, pre-protetik cerrahi, sinir hasarını onarmak, posterior mandibulada yapılan rezeksiyon cerrahileri / mandibulotomi sırasında siniri korumak olarak sıralanabilir. Repozisyon yapıldıktan sonra implant yerleştirmeye izin vermeyen durumlar, hastanın genel sağlık durumunun kötü olması, cerrahi sahaya erişimin kısıtlı olması, hastanın enfeksiyon ve kanamaya yatkın olması, mandibular bukkal kortikal kemiğin kalın olması ve ince nörovasküler yapı ve non-koopere hastalar ise İAS repozisyon tekniklerinin kontraendikasyonlarını oluşturur. [108]

İnferior Alveolar Sinir (İAS) Lateralizasyonu Tekniği

Alveolar kret tepesi ile İAS kanalı arasındaki mesafeyi artırmayı amaçlayan lateralizasyon tekniği, ilk kez 1977 yılında Alling tarafından, alveolar sinirin alveol kret üzerinde submukozal pozisyonda olduğu aşırı kemik atrofisi olan vakalarda uygulanmıştır ve İAS lateralizasyonu adını almıştır.[109] Bu teknikte, mental foramenden yumuşak dokuya giren nörovasküler yapı bütünlüğünün korunmasına dikkat edilerek mukoperiosteal flep kaldırılır. Mandibula bukkal bölgede kemik osteotomisi yapılarak kortikal kemik çıkarılır ve inferior alveolar kanalı çevreleyen süngerimsi kemik küret yardımıyla çıkarılabilir. İskemik travma riskini ve sinir hasarını azaltmak için damar loopu kullanılarak İAS laterale taşınır. İmplant uzunluğu belirlenirken, kanal seviyesini geçecek kadar uzun olması önerilir. İmplantlar yerleştirildikten sonra implant ile İAS arasına rezorbe olabilen membran veya greft vb biyomateryaller yerleştirilebilmektedir. Osteotomi ile elde edilen otojen kemik ise tek parça olarak yerine yerleştirilebilir veya küçültülerek allogreft ya da ksenogreft partikülleri ile karıştırılarak kullanılabilir.[108] (Şekil 2.9.)



Şekil 2.10. Posterior mandibulada inferior alveolar sinir lateralizasyonu yapılarak uygulanmış dental intraosseöz implantlar [108]

İnferior Alveolar Sinir (İAS) Transpozisyonu Tekniği

1987 yılında Jensen ve Nock, İAS lateralizasyonu tekniği modifiye ederek İAS transpozisyonu tekniğini geliştirmiştir.[110] İAS transpozisyonu tekniğinde, lateralizasyondan farklı olarak; mandibula bukkal bölgede inferior alveolar kanal hizasından kortikal kemik penceresi açıldıktan sonra mental foramen etrafında da bir kortikotomi yapılır. Mental foramenin anterior loopu gözetilerek, foramenin 5 mm anteriorunda pencere oluşturulabilir. İnsiziv sinir, mental foramenin daha posterioruna taşınması için transekte edilmekte ya da kesilmektedir. Transpozisyon tekniğinde sinir, lateralizasyon tekniğine göre daha az gerilir. Mandibula kırığı riski ise daha yüksektir. Cerrahi işlem tamamlandıktan sonra sinir yerine pasif olarak yerleştirilir. [111]

Repozisyon tekniklerinin avantajları; immedat protetik yüklemeye izin vermesi ve hasta konforunun artması, implant sağ kalım oranları standart implantasyon prosedürlerine benzer olması, ameliyat sırasında doğrudan görüşün artması ve implantların ideal konumda yerleşebilmesi, teknikle eş zamanlı implantasyon uygulandığında uzun bekleme sürelerinin ekarte edilebilmesi, tekrarlayan cerrahi işlem gerektirmemesidir. Greft kullanılan rekonstrüksiyon yöntemlerine kıyasla donör saha gerektirmez, hasta morbiditesi ve maliyet azalır, 6-8 aylık bekleme süresi azalır. Kısa implantlarda alınan unikortikal ankraja kıyasla mandibula kortikal ve bazal kemiğinden bikortikal ankraj sağlanabilir böylece implant primer stabilitesi artar. İmplant ile protezin kron/kök oranı ideale yakın şekilde sağlanabilir.[108]

İAS repozisyon prosedürlerinde en sık görülen komplikasyon; hipoestezi ve parestezi gibi bazı derecelerde nörosensöryal değişikliklerdir. İAS repozisyonu

prosedürü, teorik olarak sinirde kontrollü gerilim tipi yaralanmaya neden olan ve implant uygulama sırasında sinir dokuyu koruyan bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Sinir repozisyonunun potansiyel avantajları olmasına karşın, %0-77 arasında değişen uzun süreli parestezi insidansı bildirilmiştir.[112] Diğer komplikasyonlar ise enfeksiyon, intra-operatif kanama ve mandibulanın geçici olarak zayıflamasıyla intra-operatif veya post-operatif mandibula kırığı oluşabilmesidir. Bu nedenle bukkal korteksten minimum kemik kaldırılması önerilir, implantların bikortikal yerleştirilmesi kırık oluşumu açısından risk taşımaktadır. Ayrıca bruksizm implant sağ kalım oranını etkilediğinden, pre-operatif olarak tedavi edilmesi önerilmektedir. [111, 113]

Subperiosteal İmplantlar (SPI)

Subperiosteal implantlar, günümüzde farklı materyallerden üretilmektedir. En sık tercih edilen malzemeler arasında titanyum, polieter eter keton (PEEK) ve Karbon-fiberle Güçlendirilmiş Polieter eter keton (CFR-PEEK) yer almaktadır.

Titanyum Subperiosteal İmplantlar

Titanyum ve titanyum alaşımları, biyouyumlu ve korozyona dirençli bir materyal olarak implant uygulamalarında sık tercih edilmektedir.[114] Hava ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur ve malzemeye inert özelliğini verir, implant stabilitesi için gereken osteointegrasyon açısından oldukça önemlidir. Titanyum oksit tabakası kalktığı zaman korozyona uğrama eğilimi gösterir. Titanyum iyon ve partiküllerinin hücreler üzerinde sitotoksik ve pro-enflamatuar etki oluşturduğu ve mediatör salınımını uyardığı bildirilmiştir [115,116]. Titanyum implantlar kullanıldığında ince diş eti biyotipi olan alanlarda implant çevresi mukozadan gri yansıma oluşması estetik görünümü bozabilmektedir.[117] Yayınlanan bazı raporlarda, titanyumun tükürük, florür ile temas ettiğinde galvanik yan etki oluştuğu ve metallerin non-spesifik immünmodülasyonu ve otoimmüniteyi uyarabildiği ve bildirilmiştir.[118, 119] Bildirilen alerjik reaksiyon nadir olsa da metallere karşı yapılan hipersensitivite reaksiyon testinde titanyuma karşı reaksiyon oluştuğu bildirilmiştir.[120, 121]

Demir ve oksijen içeriğine göre 5 farklı tipi tanımlanmıştır. Tip-1, 2, 3 ve 4 titanyum saf iken Tip-5 titanyum (Ti-Al6-V4) vanadyum-alüminyum alaşımıdır. Dental implantların üretiminde genel olarak Tip-2, Tip-4 veya Tip-5 titanyum tercih edilmektedir.[122] Titanyum düşük Young modülü ile (100.000-150.000 MPa) paslanmaz çelik ve kobalt-krom-molibden alaşımlarına (200.000-550.000 MPa) göre stres korumasına ait endişeleri azaltmaktadır.[123]

Polieter eter keton (PEEK) Subperiosteal İmplantlar

Metal içermeyen alaşımsız restorasyonların kullanımı gün geçtikçe estetik ve kozmetik endişeler nedeniyle yaygınlaşmaktadır. Bu kapsamda titanyumun alternatifi olabilecek polieter eter keton (PEEK), 1978 yılında üretilmeye ve geliştirilmeye başlamıştır.[124, 125] Eter eter keton monomeri polimerizasyonu ile gerçekleşen bis-fenolat alkilasyon reaksiyonu sonucu oluşan aromatik termoplastik bir materyal olan PEEK, lineer polisiklik yarı kristalin yapıya sahiptir. 1980'li yıllardan itibaren PEEK'in canlı dokulara implantasyonu ve biyouyumlu hale getirilmesi ile ilgili çalışmalara başlanmıştır. Zamanla hücresel cevabı arttırmaya yönelik çeşitli yüzey modifikasyon yöntemleri uygulanmış, kimyasal dayanımı artırılmış, aşınmaya karşı dirençli hale getirilmiştir. 1990'lara gelindiğinde ise ortopedik cerrahi ve travma vakalarında yer almaya başlamıştır.[126] PEEK kimyasal olarak inerttir, erime sıcaklığı 334 °C, kristalleşme zirvesi 343 °C ve camsı geçiş sıcaklığı 145 °C'dir. Termal özellikleri sayesinde insan vücudunda stabil olmaktadır. Aynı zamanda gama ve elektron ışını radyasyonuna karşı yüksek direnç gösterir. [127-130] PEEK'in saf haldeki elastisite modülü 3,7- 4 GPa arasında değişmekte olup kortikal kemik (7-30 GPa), seramik ve titanyuma göre düşüktür ayrıca insan kemiğine (3-4 GPa) yakın olması bu materyali avantajlı kılmaktadır.[131] PEEK'in suda çözünürlüğünün az olması nedeniyle yabancı cisim reaksiyonu gösterme riski düşüktür ve alerjik bireylerde kullanıma uygun olabilmektedir. PEEK radyolüsent özelliğe sahip olduğundan X-ışını, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme yöntemleriyle uyumludur.[132] İnsan oral fibroblast hücrelerinin gösterdiği hücre metabolik aktivitesini, sitotoksitesini ve enflamasyon potansiyelini PEEK abutment ve implantlar üzerinde inceleyen bir in vitro çalışmada, PEEK'in polieter-keton-keton'a ve titanyum alaşımına (Ti-6Al-4V) göre daha iyi hücre

metabolik aktivitesi ve sitotoksikite gösterdiği sonucuna varılmıştır.[133] Çevre yapılarına karşı sitotoksik, karsinojenik, mutajenik ya da immünojenik etkisi olmadığı gösterilmiştir.[134] PEEK'in yüzey pürüzlülüğü düşük olduğundan (0.018 nm) yumuşak doku tahrişini önlediği bildirilmiştir.[135]

Avantajlarının yanı sıra kemik ile mekanik özelliklerinin benzerliği, PEEK'in dental ve kraniyal implantlar, osteosentez plakları, nazal, maksiller ve mandibular rekonstrüksiyon için kemiğe alternatif olarak ve abutment, protetik üst yapı materyali olarak kullanılabileceğini düşündürmüştür. Dental implant materyali olarak kullanıldığında titanyumla karşılaştırıldığında daha düşük stres kalkını oluşturabileceği bildirilmiştir. Bu nedenle marjinal kemik kaybını azaltabileceği ve implant osteointegrasyonunu uyarabileceği düşünülmektedir. [136]

Saf haldeki PEEK'in implantlara gelen yükler altında daha dayanıklı olması amacıyla elastisite modülünün artırılması için kimyasal monomerlerin eklenmesi ile modifiye edilebilmektedir.[137] Bu doğrultuda kalsiyum silikat, hidroksiapatit, magnezyum, beta-trikalsiyum-fosfat vb. içerikler eklenerek ya da alüminyum-oksit/PEEK, titanyum-oksit/PEEK nano-kompozitleri veya basınçlı döküm yöntemiyle stronsiyum içeren hidroksiapatit/PEEK malzemeler elde edilmiştir. Nanokompozitlerde elastik modülü ve çekme dayanımının arttığı bildirilmiştir.[138-142] PEEK dental implantların osteointegrasyon ve osteoindüksiyon kapasitelerini geliştirmek için yüzeyi titanyumla kaplama fikri ilk olarak Cook tarafından araştırılmıştır. Titanyum kaplı PEEK implantlar köpek femurlarına yerleştirilmiş ve kemik temas oranı, kemik büyümesi, enflamatuvar cevap ve başarısızlık açısından incelenmiştir. 40 adet titanyum kaplı ve kaplamasız PEEK implant içerisinde, titanyum kaplı implantlar daha iyi bir osteointegrasyon sergilemiştir.[143] PEEK'e %40'lık hidroksiapatit eklenmesi, PEEK'in gerilme dayanımını %44 -45 MPa azalttığı gösterilmiştir. Kortikal kemik ile kıyaslanabilir olsa da bu kompozitler kırılmaya karşı kemik kadar dayanıklı değildir. [144-146]

PEEK'in yüzeyini bozmadan, elektron ışını ile ince bir tabaka titanyumla kaplamanın, saf PEEK implantlardan çok yüksek kemik temas oranına sahip olduğu

gösterilmiştir.[147] Bu tür çalışmalar PEEK yüzey biyoaktivitesini geliştirmede umut vadeci olarak tanımlanmıştır.

Bunun yanında Karbon fiber destekli PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiber destekli PEEK (GFR-PEEK) gibi kompozitler de geliştirilmiştir. Karbon fiber ve cam fiber, PEEK matriksine daha iyi tutunma avantajına sahiptir.[148, 149]

Karbon-fiberle Güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK) Subperiosteal İmplantlar

PEEK dental implantlar mekanik strese karşı düşük direnç gösterdiğinden, oral kavitedeki koşullar altında klinik olarak strese daha dirençli olması için güçlendirilmiş PEEK materyaller öne çıkmaya başlamıştır.[138] Bunlardan biri de yaklaşık 230 GPa elastisite modülüne sahip karbon fiber kullanılarak güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK)'tir ve elastisite modülü 18 GPa olarak bildirilmiştir.[148, 150] %30 karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK'in, elastisite modülünün kortikal kemik ile benzer olduğu ve titanyuma bir alternatif olabileceği iddia edilmiştir.[151] Aynı zamanda osteoblast benzeri hücrelerin çoğalmasını desteklediği ve osteokalsin üretimi için uygun koşulları sağladığı bildirilmiştir.[129]

CFR-PEEK dental implantlar ile yapılan sonlu elemanlar analizinde, %30'luk CFR-PEEK implantın daha yüksek deformasyon göstermesinden dolayı kemik-implant arayüzünde daha yüksek stres oluşturduğu, titanyum implantın stres dağılımının daha homojen olduğu gösterilmiştir.[152] Schwitalla ve arkadaşları ise sonlu elemanlar analizi ile %60'luk CFR-PEEK implantın titanyuma benzer oranda stres dağılımına sebep olduğunu göstermiştir. [153]

Bir başka sonlu eleman analizinde ise CFR-PEEK dental implantların, titanyum ve zirkonyum implantlara kıyasla daha düzgün stres dağılımı gösterdiği belirlenmiş, CFR-PEEK implantların özellikle yük taşıma sistemleri için uygun olduğu gözlenmiştir.[154]

2.5. Maksillofasiyal Travma ve Mandibular Kemikte Kırık Paterni

Maksillofasiyal travma, tüm yaş gruplarında karşılaşılan ve her durumda farklı ve çeşitli sonuçları olan ciddi bir yaralanma türüdür. Travmanın etiyojisi yaş, meslek, sosyo-ekonomik ve kültürel durum, coğrafi bölge gibi etmenlere göre değişebilmektedir.[155, 156]

Maksillofasiyal bölgede en çok kırık oluşan kemiklerden biri de mandibuladır; bölgedeki diğer kemiklere kıyasla daha önde konumlanması, mandibulayı savunmasız hale getirerek baş-boyun bölgesine direkt veya indirekt olarak gelen travmalardan yüksek oranda etkilenmesine sebep olur.[157-160] Bu nedenle sıklıkla mandibular kırıklar meydana gelebilmektedir. Literatürde künt travma vakalarında mandibula en sık kırılan ilk [161-164] ya da ikinci [165, 166] yüz kemiği olarak raporlanmıştır. Maksillofasiyal yaralanmaya sahip hastaların yaklaşık %50'sinde en az bir adet mandibular kırık tespit edilmiştir.[167, 168] Mandibula kırıklarının yaklaşık %30'u yumuşak doku yaralanmaları ile, %45'i travmatik beyin yaralanması ile ve yaklaşık %9,7'si servikal omurga yaralanması ile ilişkili olabilmektedir.[169] Mandibula kırığı ile ilişkili inferior alveolar sinir yaralanması oranının literatüre göre %5-50 arasında değiştiği bildirilmiştir.[170]

Afroz ve arkadaşları mandibula kırıkları hakkında yayınladıkları derlemede, Amerika'da erkeklerde kadınlara göre 4 kat fazla mandibula kırığı görüldüğünü, kırıkların mandibulanın sağ ve sol tarafında eşit oranda olduğunu belirtmiştir.[171] Orta yüz kırıklarıyla ilişkili mandibular kırıkların etiyojisinde %81 motorlu taşıt kazalarının, izole mandibula kırıklarının etiyojisinde ise sıklıkla saldırıların rol oynadığı bildirilmiştir.[12, 172] Gelişmekte olan ülkelerde mandibula kırıklarının en sık nedeni trafik kazaları [173, 174], gelişmiş ülkelerde ise bireyler arası şiddet olarak belirtilmiştir.[175]

2001-2017 yılları arasında yapılan bir araştırmada mandibula kırıkları, tüm travmaların %2-2,5'ini oluşturmuştur. İzole mandibula kırığı oranı 2007'den 2017'ye gelindiğinde %82'den %63'e düşmüş fakat iki veya üç mandibula kırığı oranı yaklaşık 2 katına çıkmıştır. 2017'ye kadar, özellikle yaşlı kadın bireylerde saldırı ve motorlu

araç kazalarında %5 - %9 azalma gözlenirken düşme sonucu yaralanmada %5 artış gözlenmiştir.[176]

Mandibular yaralanma paternleri her vaka özelinde; travma şiddeti, yönü, etiyojisi, anatomik lokasyon gibi pek çok etmene göre farklılık göstermektedir.

- Açık (Bileşik) kırık: Kırık hattının periodontal ligament, mukoza veya cilt yoluyla dış ortam ile ilişkide olduğu bir kırık şeklindedir. Dış taşıyan durumdaki herhangi bir kırık segmenti açık kırık olarak tanımlanmalıdır.

- Kapalı (Basit) kırık: Dış ortamla iletişimi olmayan bir kırıktır.

- Parçalı kırık: Birden fazla ezilen, parçalanmış ya da dağılan kemik parçası içeren kırık şeklindedir.

- Yeşil ağaç kırığı (Deplase olmamış): Kırık hattının tamamlanmadığı ve/veya sadece bir korteksi içerdiği kırık şeklindedir.

- Patolojik kırık: Var olan bir hastalıktan dolayı kemik yapısının zayıflaması sonucunda oluşan kırık şeklindedir.

- Kompleks kırık: Komşu yumuşak doku yaralanmasıyla birlikte görülen basit veya bileşik kırık görülebilen kırık şeklindedir.

- Çoklu kırık: Aynı kemik içerisinde iki tane veya daha çok kırık hattı bulunan fakat kırık hatlarının birbirinden bağımsız olduğu kırık şeklindedir. Mandibular kırık görülen vakaların yaklaşık %50'sinde en az iki bölgeden kırık oluştuğu tespit edilmiştir.[177]

- Atrofik kırık: Atrofiye uğrayan mandibula mekanik olarak zayıflamakta ve mandibular gövdede genellikle öngörülebilir şekilde iki taraflı oluşan kırık şeklindedir. Yüksekliği 20 mm ya da daha az olan dişsiz bir mandibula “atrofik” olarak tanımlanır.[178]

- İndirekt kırık: Travmaya direkt maruz kalan bölgeden uzak bir alanda oluşan kırıklara denir.

- Teleskopik kırık: Kırık segmentlerin birbiri üzerine, "iç içe geçtiği" kırık şeklindedir.

1926 yılında Ivy ve Curtis, mandibula yaralanmalarında kırık paternini anatomik bölgelere göre simfizis, parasimfizis, gövde, angulus, ramus, kondil ve koronoid proses kırıkları olarak sınıflandırmış, mandibula kırıklarının görülme sıklığını; gövde (%29.5), angulus (%27,3), kondil (% 21.1), simfizis (% 19.5), ramus (% 2.4) ve koronoid proses (% 0.2) olarak rapor etmiştir. [179] 1964 yılında, Dingman ve Natvig mandibula kırıklarının tespiti için mandibulada yedi adet bölge (simfizis, korpus, alveoler kret, angulus, ramus, kondil, koronoid) tanımlamıştır.[180] Dünya genelinde en fazla kullanılan sınıflandırma, anatomik sınıflandırmadır.

Simfizis: Orta hattı merkezine alan, santral kesici dişleri kapsayan anatomik bölge.

Parasimfizis: Kanin dişleri kapsayan anatomik bölge.

Gövde: Kanin dişlerin distalinden masseter kasın anterior kenarına (ikinci azı dişin distaline kadar) uzanan anatomik bölge.

Angulus: Masseter kasın anterior kenarından (ikinci azı dişin distalinden) masseter kasın posterioruna kadar uzanan anatomik bölge. Azı dişleri varlığında angulus kırıkları meydana gelmektedir.

Ramus: Masseter kasın posterior kenarından sigmoid çentiğe uzanan olan anatomik bölge. "Subkondiler kırık" tipik olarak ramus bölgesinde görülür.

Kondil bölgesi:

- İntrakapsüler: Kondil başındaki kırıktır, kapsül temporomandibular eklem kapsülü tarafından sınırlanmıştır.

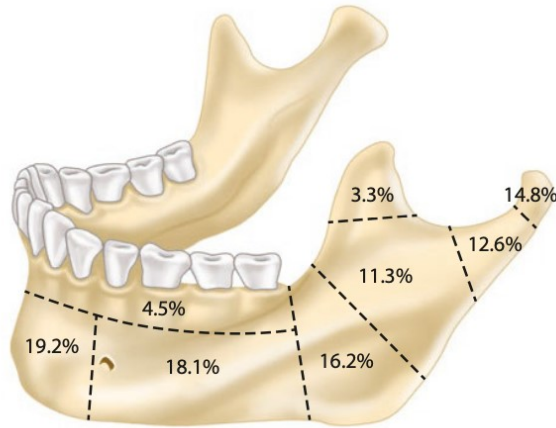
- Ekstrakapsüler/Kondil boynu: Sigmoid çentikten başlayarak kapsülün bağlantı noktasına uzanan kırıktır. Bu kırıklar "disloke" ve "deplase" kırık olarak iki

alt gruba ayrılmıştır. Dislokasyon durumunda, kondil başı glenoid fossadan dışarı çıkmış durumdadır. Deplase olan durumda ise kondil başı glenoid fossadan dışarı çıkmamıştır, kondil boynu ramus hizasında değildir. Kondil boynu herhangi bir yönde hareket etmiş olabilir, sıklıkla lateral pterygoid kas çekişi ile anteromedial yönde hareketi gözlenir. Kırık hattının sigmoid çentiğe olan uzaklığına göre ise “yüksek-seviyeli kırık (high-fracture)” veya “düşük-seviyeli kırık (low-fracture)” alt tiplerine ayrılabilir.

Koronoid: Koronoid proses sigmoid çentiğin anteriorunda konumlanmıştır.

Dentoalveolar: Kırık hattı alveolar kemik ile sınırlı olup mandibular bazal kemiği içermez.[181]

Mandibula kırıklarının anatomik bölgelere göre dağılım sırası; subkondil ve kondil bölgesi (%27,14), simfizis (%19,2), gövde (%18,1), angulus (%16,2), ramus (%11,3), dentoalveolar bölge (%4,5) ve koronoid proses (%3,3) olarak bildirilmiştir.[12] (Şekil 2.11.)



Şekil 2.11. Mandibula kırıklarının anatomik bölgelere göre dağılımı[12].

Angulus mandibulada yerleşen gömülü üçüncü molar dişlerin, kırık ihtimalini artırdığı fikrini destekleyen, 1210 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada üçüncü molar dişleri mevcut olanlarda angulus kırığı görülme olasılığı, üçüncü molar dişleri

olmayanlara kıyasla 2,1 kat daha fazla bulunmuştur. Ayrıca üçüncü molar diş pozisyonunun da angulus kırığı riskini etkilediği belirlenmiştir.[182]

Türkiye’de mandibula kırıkları üzerinde yapılan retrospektif bir çalışmada, parasimfizis/simfizis bölgesinin mandibulada en çok travmatik kuvvetlere maruz kalan bölge olduğu rapor edilmiştir. Trafik kazaları travmanın en sık etkenini oluştururken, düşmeler ikinci sırada yer almıştır. [183] Anatomik özellikleri nedeniyle daha zayıf olan kondil, gövde ve angulus mandibulada, kırık daha fazla görülmektedir. Mandibula gövdesine gelen travmalar, sıklıkla ipsilateralde mental forameni içeren kırıklar oluşurken; kontralateralde angulus veya subkondiler bölgede kırığa neden olur. Mandibulaya anterior yönde gelen travma kuvvetleri sonrası hem ipsilateral hem de kontralateral alandaki angulus ve kondil kırıklarına yol açabilmektedir. Ramus bölgesine yapışan çiğneme kaslarının travma kuvvetinin birazını absorbe etmesi, ramusu travmalara karşı daha dayanıklı hale getirmektedir. [183] Maksillofasiyal travma geçiren 1146 hastada, en çok kırılan kemiğin mandibula (%71,2), en yaygın kırık bölgesinin ise parasimfizis (%47,2) olduğu tespit edilmiştir.[158]

Mandibular travma geçmişine sahip 1454 hastada yapılmış retrospektif bir çalışmada ise, mandibular travmanın en çok genç erkek bireylerde görüldüğü, hastalarda en çok kondil kırığı (%29,98), ardından korpus kırığı (%24,28) meydana geldiği bildirilmiştir.[166] Morris ve meslektaşları, 2015 yılında yaptığı retrospektif çalışmada 17 yıl süresince gelişen 4143 adet mandibula kırığını, kırık oluşan bölgelere yönelik olarak incelemiştir. Buna göre en çok kırık oluşan bölgeler; sırasıyla angulus (%27), simfizis (%21,3), kondil bölgesi (%18,4), mandibular gövde (%16,8), spesifik olmayan birden fazla bölgede oluşan kırıklar (%7,1), ramus (%5,4), alveolar bölge (%2,9) ve koronoid proses (%1) olarak bildirilmiştir. Tipik olarak düşük hızda oluşan künt travmalara maruz kalındığı ve tek bölgede mandibula kırığı gelişme oranının %49,6 olduğu belirtilmiştir.[177]

Ülkemizde yapılan bir çalışmada; incelenen 133 mandibula kırığının başlıca sebebinin düşmeler (%40,2) olduğu, en çok kırığın kondil bölgesinde (%34,6), ardından gövde (%19,2) ve parasimfiziste (%18,4) gözlemlendiği bildirilmiştir.[184]

2.5.1. Mandibulanın Biyomekaniği

Mandibula fonksiyonel kuvvetler içerisinde sıkışma (basma, compressive) ve çekme (tensile) streslere maruz kalmaktadır. Mandibulanın biyomekanik işleyişine dair ilk teoriler 1960'lı yıllarda yapılan deneysel çalışmalar sonucunda ortaya atılmıştır. Buna göre, sıkışma ve çekme kuvvetleri olduğu belirlenmiş, kırık oluşan bölgelerin (mandibula kondil bölgesi dışında) çekme stresi oluşan bölgeler olduğu gözlemlenmiştir. Maksillofasiyal travmalarda kondil bölgelerinde oluşan yaralanmalarda ramus, gelen kuvvete paralel yönde kuvvet üretmektedir. Buna örnek verilecek olursa mandibula simfizis bölgesine kuvvet uygulandığında bukkal yönde basma stresi, lingual kemik yüzeyinde çekme stresi oluşur ve

Çekme stresi olan lingual bölgede kırık oluşarak bukkal yöne doğru ilerler. Kontralateral tarafta bulunan kondil, glenoid fossaya doğru hareket eder ve oluşan sıkışma stresi sonucunda kırılır.[185-190]

Kas ataşmanlarının gücü ve bulunduğu bölgeler, mandibula kırıklarının oluşum yönünde, paterninde ve deplasmana uğrama düzeyinde önemli bir yer tutar. Mandibulada kırık çizgisinin yönüne göre iki tipte kırık isimlendirilmiştir: iyi kırık (favorable) ve kötü kırık (unfavorable). İyi kırıkta (favorable) kırık hattının seyri ve kas kuvvetlerinin çekişi ile kırık hattı uygun pozisyonda kamaya devam eder ve desteklenir. Kötü kırıkta (unfavorable), kırık hattının seyri ve kas kuvvetleri segmentlerin yer değiştirmesine neden olmaktadır.[12]

2.5.2. Geriatrik Popülasyon ve Atrofik Mandibula Kırıkları

Dünyada 65 yaş ve üzeri bireyler “yaşlı” olarak tanımlanmaktadır. Yaşlı nüfus oranının gelişmiş ülkelerde 2023 yılında %20 olduğu belirtilirken, bu oranın 2050'de %28'e yükselmesi, az gelişmiş ülkelerde ise %3,7'den %6,1' yükselmesi beklenmektedir.[1] Yaşlı birey nüfusundaki ve yaşam süresindeki artış neticesinde yaşlı popülasyonda da maksillofasiyal travmalarla sıkça karşılaşmaktadır. Maksillofasiyal travmalar en çok saldırı, trafik kazası ve spor faaliyetleriyle ilişkili olan genç erkek bireylerde görülmektedir. Fakat geriatrik popülasyonda fasiyal kemik

kırıklarının etiyojisi farklılık göstermekte, travmalar genellikle saldırı, yer seviyesinden düşme ve trafik kazalarından kaynaklanmaktadır.[191] İlerleyen yaşla birlikte görme ve duyu kaybı, yardımcı cihaz, baston vb. kullanımı, kas-kemik dokularında zayıflama, motor reflekslerde ve denge kurma becerilerinde azalma gibi sebeplerle düşmelere bağlı travmayla karşılaşma ihtimalinin artmaktadır.[192, 193] Geriatrik hastalar ile ilişkili maksillofasiyal travmalar üzerine yapılan çalışmalarda, düşmelerin en sık etken olduğu ve mandibula kırıklarının maksillofasiyal bölgede en sık karşılaşılan kırıklardan biri olduğu rapor edilmiştir.[194-198]

Chrcanovic ve arkadaşları 3345 maksillofasiyal travma hastasını inceledikleri çalışmada 60 yaşından büyük olan 122 hastadaki 165 fasiyal kırık saptamıştır. Kırıklar %48,4 oranında 60-69 yaş arasındaki bireylerde görülmüştür. Travmanın başlıca nedenleri düşme, ardından trafik kazaları olmuştur. Bu araştırmada en sık kırılan kemik mandibula (%29,7), ikinci sırada zigomatik kemik (%27,2) olarak rapor edilmiştir.[199] Brucoli ve arkadaşları ise geriatrik hastalarda orbita-zigomatik-maksiller kompleks kırıklarından sonra en sık mandibula kırığı (414 kırık) tespit etmiş, mandibular kırıkların 208'inde %50'lik oranla en sık kondiler bölge kırığı, daha sonra gövde ve angulus kırıkları tespit edilmiştir.[194]

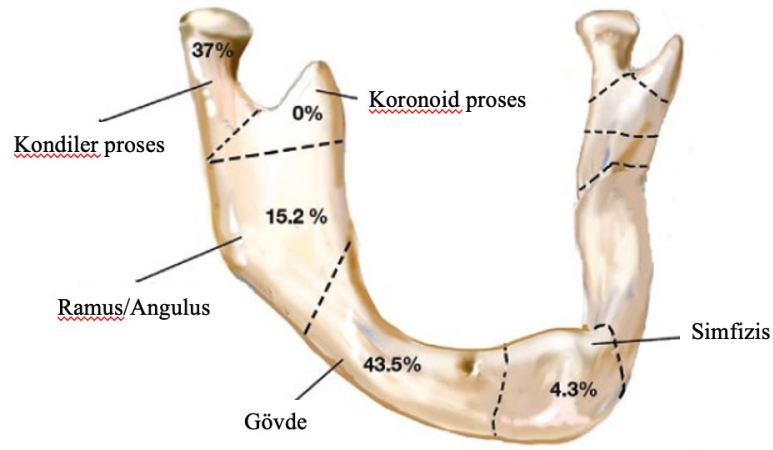
İlerleyen yaş ile saptanan diğer değişiklikler içerisinde; kemik osteogenezinde ve perfüzyonunda azalma, mandibular kemik atrofisi ve kortikal kemik yoğunluğunda artış yer almaktadır. Mandibulanın inferior alveolar arter ile beslenmesi azalır, mandibular kemiğin vaskülarizasyon kaynakları yerini periosta ve kas ataçmanlarına bırakır.[200] Tüm bu değişimler neticesinde yaşlı kişilerde atrofik dişsiz mandibula kırıkları oluşma riskinin yükseldiği bildirilmiştir.[193, 201] Ayrıca kemik yapısında meydana gelen bu değişimler ve azalan yüzey alanı, kırık onarımı prosedürlerinde kemik iyileşme ve desteklenme potansiyelini azaltmaktadır.[202] Bu etmenler malunion, nonunion, tekrarlayan kırık, başarısızlık, iyileşme süresinin uzaması, postoperatif enfeksiyon, osteomyelit veya ek cerrahi prosedür ihtiyacı riskinin artırabilmektedir.

Mandibular atrofi belirlenirken değerlendirilen parametreler alveolar kemiğin varlığı veya yokluğu ve bazal kemik yüksekliğidir. Bazal kemik yüksekliği 15 mm

veya daha az ise atrofik olarak tanımlanır.[24, 203] 10 mm'den az olduğunda ise “ciddi atrofik” olarak tanımlanır ve kırık riskinin en yüksek olduğu durumdur.[178] Luhr ve arkadaşları 1996'da atrofik mandibula kırıklarını doğru tedavi edebilmek amacıyla, mandibular atrofi sınıflaması oluşturmuştur. Buna göre, kırık bölgesindeki yükseklikler Sınıf I'de 16-20 mm, Sınıf II'de 11-15 mm ve Sınıf III'te (ciddi atrofik) 10 mm veya daha azdır. Bu çalışmada görülen malunion komplikasyonlarının, ciddi atrofik kemik kırıklarında görüldüğü ve mandibula yüksekliği ile kırık iyileşmesi sırasında görülen komplikasyon insidansı arasında ilişki olduğu tespit edilmiştir.[178]

Yakın zamanda yapılan bir deneysel çalışmada; dişsiz, yetişkin erkek kadavralarından alınan 13 sağlam mandibular kemiğe; 5 farklı bölgeden (orta hat, anterior gövde, orta gövde, posterior gövde ve ramus) yaklaşık 3000 Newton kuvvet uygulanmış ve simfisis bölgesine uygulanan travma kuvvetinin bilateral kondil kırıklarına neden olabileceği sonucuna ulaşılmıştır.[204] Atrofik ve dişsiz mandibulada görülen kırıklar, tüm fasiyal kırıkların %1'ini oluşturmaktadır.[205] Bazı merkezlerde ise dişsiz mandibula kırıklarının oranı tüm mandibula kırıkları içinde %3 olarak bildirilmiştir [206]. Atrofik mandibulada en yaygın görülen kırık sebepleri dental implant ve düşmeler, en sık kırık görülen bölgeler de mandibula gövdesi ve angulus rapor edilmiştir.[207, 208]

Dişsiz ve atrofik mandibulada anatomik bölgelere göre en çok kırık sırasıyla gövde (%43,5), kondil bölgesi (%37), ramus ve angulus bölgeleri (%15,2) ve simfiziste (%4,3) görülmektedir.[209] (Şekil 2.12.)



Şekil 2.12. Dişsiz ve atrofik mandibulada anatomik bölgelerde kırık görülme oranları [209].

Yaşlı nüfusun giderek artması ve uzayan yaşam süresi artan dental implantasyon, rehabilitasyon ihtiyacını, atrofik ve dişsiz çenelerde implant destekli sabit ya da overdenture protez uygulamalarını arttırmaktadır. Dental implantlarla ilişkili mandibula kırıklarının ise ilk kez Albrektsson araştırmıştır ve %0,2 oranında rastlandığını bildirmiştir.[210] İmplantların dişsiz ve özellikle atrofik çenelerde uygulandığında, çene kırığı riskini artırabileceği düşünülmüştür.[211] Raghoobar ve arkadaşları bu düşünceye yönelik yaptıkları çalışmada, atrofik mandibulada implantların yerleştirilmesine bağlı kırık oluşma riskini %0,2 olarak bildirmişlerdir.[212] Ciddi atrofik mandibulada implant uygulamaları sonrası yetersiz oral hijyen, implant çevresinde oluşabilen kemik rezorpsiyonu gibi faktörlerin de etkisiyle travmatik kuvvetler dışında fonksiyonel kuvvetlerin de kırıklara sebebiyet verebileceği bildirilmiştir.[213] İmplant tedavisi ile bağlantılı olarak kırılmış olan 157 dişsiz mandibulada yapılan çalışmada, tüm kırıkların simfizis bölgesinde 10 mm'den daha az kemik yüksekliği olan mandibulalarda gerçekleştiği rapor edilmiştir. Tedavi edilen hastaların %52'si sorunsuz iyileşirken %48'inde osteomyelit, nonunion, plak kırılması, vida gevşemesi ve enfeksiyon komplikasyonları olduğu bildirilmiştir. [214]

2.6. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri, cisme uygulanan kuvvet sonucunda, cismin iç yapısında oluşan gerilimleri, etkileri ve değişimleri belirlemek için uygulanan yöntemlerdir. Kuvvet analizi yapılabilmesi için gerekli olan belli başlı terimler ve kavramlar bulunmaktadır.

2.6.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

Kuvvet

Cisimlerin hareketini, hareket yönünü ve şeklini değiştiren etkiye “kuvvet” adı verilir. Kuvvetin özelliklerini büyüklük, yön, doğrultu ve süre gibi vektörel özellikler belirler, ölçülebilirdir. “F” ile gösterilmektedir ve Uluslararası Birimler Sistemi tarafından belirlenmiş kuvvet birimi Newton (N)’dur.[151]

Kuvvet değeri, cismin kütlesi ve ivmesinin çarpımı ile hesaplanmaktadır:

Kuvvet formülü: $Kuvvet (F) = kütle (m) \times ivme (a)$

Stres (Gerilim)

Kuvvet etkisinde olan cisim, bu etkiye karşılık olarak bir tepki ortaya koyar. Bu tepki gelen kuvvete büyüklük olarak eşit ve ters yönde bir gerilme kuvveti (stres) oluşturur.

Gerilme (Stres) değeri, kuvvetin (N) alan birimine bölünmesiyle elde edilir ve birimi Paskal’dır. ($P=N/m^2$) ($MPa=N/mm^2$).

Gerilme (Stres) formülü: $Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A)$

Diş hekimliği ile ilgili çalışmalarda model ve cisimlerin boyutuna uygun olarak kullanılan stres birimi Megapaskal (MPa)’dır.[215, 216]

Kuvvetlerin yönüne göre sıkışma, çekme ve makaslama olmak üzere üç tip stres vardır. Bir maddeyi sıkıştıran veya kısaltan ve aynı doğrultu üzerinde iki farklı kuvvetin yarattığı gerilim tipine “sıkışma gerilmesi (compressive stress)” denir. Aynı doğrultuda, zıt yönde gelen kuvvet sonucu cisimlerde esneme veya gerilme oluşturan gerilime “çekme gerilimi (tension stress)” denir. Farklı düzlemden gelen ve birbirine paralel zıt yöndeki iki kuvvetin cismi kaymaya zorladığı gerilim tipine “makaslama gerilimi (shear stress)” denir.[217] Kuvvet etkisiyle cisimde deformasyon veya yer değiştirme gözlenir. Kemik ve implant arasında yıkım yaratan en yıkıcı kuvvet makaslama kuvvetidir.[218, 219]

Gerinim (Strain)

Gerinim, cisim üzerine kuvvet etkidiğinde birim uzunlukta oluşan boyutsal değişimdir ve yüzde (%) ile ifade edilir.

$$\text{Gerinim} = \text{Boyut değişimi} / \text{Orijinal boyut}$$

Strese maruziyet ortadan kalktığında cismin orijinal boyutuna dönmesi elastik gerinim, geri dönüşümsüz şekilde deforme oluyorsa plastik gerinim olarak iki şekilde görülebilir.[215, 220]

Elastisite Modülü (Young's Modülü)

Thomas Young'ın tanımladığı, cisimlerin uzamaya karşı olan direncini ifade eden esneklik katsayısıdır ve daima malzemenin deforme olmaya başladığı eğilme noktasının altında yer alır. Cisimlerin sertliği ile esneklik katsayısı doğru orantılıdır. Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülmektedir, birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Her cismin kendine ait esneklik katsayısı bulunmaktadır ve stresin gerinime oranı ile hesaplanmaktadır.[215, 221]

Esneklik katsayısı = stres (gerilim) / gerinim (strain)

Lineer elastik malzemelerin genelinde, uygulanan stres kaldırıldıktan sonra da devam eden deformasyon kalmaktadır ve bu duruma malzemenin plastisitesi adı verilir. Uygulanan kaldırılmadığında malzeme tamamen deforme olur veya önceki şekline geri dönemez.[222]

Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Bir düzlemdeki stres ve bu stresin diğer düzlemlerde oluşturduğu deformasyon arasındaki ilişkidir. Bir başka tanımı ile bir materyalde gerçekleşen enine deformasyonun boyuna deformasyona oranıdır. Poisson oranı 'v' sembolü ile edilmektedir ve 0-0,5 değerleri arasında değişmektedir. Cisimler çekme kuvvetlerine maruz kaldığında kuvvet doğrultusunda uzama eğilimindeyken, kuvvete dik yönde maruz kaldığında kısalma eğilimindedir. Sıkışma kuvvetiyle karşılaştığında cisimlerin boyunda kısalma, eninde kalınlaşma oluşmaktadır.[223]

Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından 1678 yılında tanımlanan, stres ile şekil değişimleri arasındaki ilişkidir. Hooke kanununa göre cisimde oluşan uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı, kesit alanıyla ve elastisite modülü ile ters orantılı olarak değişir.[224]

Homojen Cisim

Cismin elastik özelliklerinin her noktada aynı olduğu metal, alaşım ve seramik gibi cisimlerdir.[225]

İzotropik ve Anizotropik Cisimler ve Lineer Elastisite

Üç, asal eksen üzerinde (x-y-z) uygulanan kuvvetlerden bağımsız, her bölgede birbirinden farklı elastik özellik gösteren materyallere anizotropik materyal, birbirine

benzer elastik özellik gösteren materyallere izotropik materyal adı verilmektedir. İzotropik materyallerde elastisite modülü çekme, makaslama ve sıkışma streslerinde aynı değere sahiptir fakat anizotropik materyaller farklı kuvvetler karşısında farklı elastisite modülüne sahiptir.[226]

Lineer elastisite ise etki eden kuvvetler altında cismin geriniminin orantısız değişimini anlatan terimdir.[227]

Asal Stres (Principal Stres)

Sadece dik streslerden oluşan ve makaslama kuvvetlerini içermeyen streslere “asal stres” denir. Kemik dokusu gibi kırılabilir yapıdaki maddeleri içeren araştırmalarda asal stres değerleri kullanılmaktadır. Maksimum Asal Stres değeri (P_{max}) en yüksek çekme stresini gösteren pozitif bir değerdir. Minimum Asal Stres değeri (P_{min}) en yüksek sıkışma stresini gösteren negatif bir değerdir.[215] Ulaşılan sonuçlarda büyük mutlak değere sahip stres, etkili olan stresi işaret etmektedir.[228] Buna örnek olarak, stres değeri ölçülen herhangi bir düğüm noktasındaki P_{max} değeri 60 Mpa, P_{min} değeri -30 Mpa ise çekme stresinin daha etkili olduğu ve dikkate alınması gerektiği anlaşılmaktadır.

Kortikal kemik üzerinde ölçülen P_{max} değeri 100-130 Mpa'yı, P_{min} değeri 170-190 Mpa'yı geçtiğinde ve süngerimsi üzerinde ölçülen P_{min} ve P_{max} değerleri 5 Mpa'yı geçtiğinde aşırı yükleme olduğu söylenebilir.[229] İnorganik maddelerde çekme stresleri çatlak oluşumu ve ilerlemesine neden olmakta, sıkışma stresleri ise kemikte atrofiye neden olmaktadır.[230]

Von Mises Stres

Esneyebilir malzemelerin biçim değiştirme enerjisi olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değeri, kırılabilir maddelerde kırılma dayanımını analiz etmek amacıyla hesaplanmaktadır, renk skalası üzerinde gösterilmektedir.[215] Kemik, dental implant gibi materyallerin incelenmesinde önemli bir yere sahiptir.[231]

Tensile Stres (Çekme Dayanımı)

Malzemenin kırılana veya kopana kadar dayanabildiği en yüksek çekme gerilimine verilen isimdir. Kuvvet, malzemenin çekme dayanımından büyük olduğu anda malzemede kopma oluşur.[232]

2.6.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği alanında ağız içerisinde ve baş-boyun bölgesinde oluşan kuvvetlerin tam olarak anlaşılabilmesi, fizyolojiye uygun olabilmesi, uygulanacak restorasyonların ideal koşullarda oluşturulması açısından biyolojik malzemelerin özellikleri ve dayanımlarının araştırılması oldukça önemlidir. İnsan biyolojik dokularının davranış modellerinin stres analiz yöntemleriyle belirlenmesi zor ve maliyetli olurken bazı durumlarda etik sınırların dışında yer alabilmesi nedeniyle, canlı dokuları aslına ve ideale en yakın şekilde taklit ederek istenen koşullar altında analiz edilebilmesi için stres analizi yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.[233, 234]

Bu amaçla uygulanan yöntemler;

- Foto-elastik kuvvet analiz yöntemi,
- Gerilim ölçer kuvvet analizi,
- Kırılgan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi
- Holografik interferometri (lazer ışınları) ile kuvvet analizi
- Termografik kuvvet analizi
- Radyo telemetri ile kuvvet analizi
- Sonlu elemanlar analiz yöntemi olarak listelenebilir. [235]

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi

Mühendislik alanında var olan yapısal analiz ve elastisite problemlerinin çözümü 1940'lı yıllarda A. Hrennikoff ve R. Courant tarafından tanımlanan ‘‘Sonlu Eleman Analizi (SEA)’’ yöntemi ile giderilmeye başlanmıştır.[236]

Sonlu eleman analizi, bir model ya da maddenin davranışlarını, materyal üzerinde stres oluşturarak bilgisayar yardımıyla analiz etmeyi ve anlamayı amaçlayan, bir, iki veya üç boyutta yapılabilen sayısal bir analiz yöntemidir.[237] Küçük ve basit elemanlara ayrılan alanlar kolaylıkla incelenebilir ve çözüm bu küçük parçalar içerisinde sağlanabilir.[238]

Şimdilerde nükleer teknoloji ve biyomekanik dahil olmak üzere pek çok alanda akışkanlar mekaniği, ısı transferi, yapısal analiz, kütle transferi vb. analizinde kullanılabilir hale gelmiştir.[239] Sonlu eleman analizi yöntemi, diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin kuvvetlere karşı gösterdiği tepkileri, malzeme sınırlarını ve özelliklerini bilmek, hekimlere doğru teşhis ve tedavi konusunda rehberlik etmektedir ve dental materyaller gibi karmaşık geometriye sahip malzemelerin kolaylıkla analizinin yapılmasına imkan tanımaktadır.[240, 241] Sonlu eleman analizi, 1960'lı yılların sonunda Ledney ve Huang'ın dişlerin çevresindeki dokularda oluşan stresleri araştırmak için kullanılmıştır. Dental implantoloji alanında ise ilk defa 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır.[242] Analiz edilecek üç boyutlu modeller oluşturulurken en sık kullanılan yöntemleri; MR ve CT görüntülerini bilgisayara aktardıktan sonra modellerin oluşturulması veya koordinat belirleme cihazları ile nokta ve yüzey verileri alınıp buna uygun model oluşturulmasıdır. Model oluşturulurken bilgisayar programları ile görüntüler arasında uyumsuzluk veya yetersiz veri eldesidir, bunu önlemek için model üzerinde gerekli düzenlemeler yapılmalıdır.

Sonlu eleman analizi yönteminin avantajları;

1. Karmaşık geometrisi olan, bağlantı noktası fazla olan (delikli yapıda veya köklere sahip) cisimlerin güvenli ve kolayca analiz edilebilmesi

2. İçerisinde farklı yapıda malzemeler ve/veya geometrik özellikler olan cisimlerin kolayca analiz edilebilmesi

3. Cismin küçük bir yapı içinde çözümlenerek, basite indirgenerek yapı bütününe ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden değerlerin formüle edilebilmesi

4. Kısa sürede sonuçların alınabilmesi

5. Sınır koşullarının kolaylıkla uygulanabilmesi

6. Problemlerin sebep-sonuç ilişkilerini etkili biçimde hesaplamak için kullanılabilmesi ve analitik ve deneysel yöntemlerden çok daha hassas sonuçlar verebilmesi olarak sıralanabilir.[238, 243-245]

Sonlu eleman analizi yönteminin dezavantajları;

1. Mesleki tecrübe ve kabiliyet gerektirir.

2. Doğru sonuç alınabilmesi için modeller gerçeğe çok yakın olmalıdır.

3. Donanımlı bilgisayar ve yazılım (sürekli olarak güncel tutulmalıdır) gereksinimi vardır ve yüksek maliyetli bir yöntemdir.

4. Analiz sonuçlarını yorumlamak kolay değildir.

5. Yazılımın kullanımı ve verilerin bilgisayara aktarılması tamamen araştırmacı sorumluluğundadır.[244]

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları

- Hazırlık Aşaması (Pre-processing)

Bilgisayar ortamında, yapının geometrik ve boyutsal özellikleri, daha basit ve “eleman” adı verilen yapılara ayrılarak bir ağ (mesh) oluşturulur. Bir elemanda oluşan fiziksel değişimlerin komşu elemanlara iletilmesini sağlayan düğüm noktası (node) adı verilen noktalar, elemanları birbirine bağlar. Eleman sayısı arttıkça sonuçların güvenilirliği artar. Düğüm noktaları oluştuğunda sınır koşulları (boundary conditions)

yani kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını, cismin nereden sabitlendiğini ifade eden kısım oluşturulmuş olur.[238, 244]

- Çözümleme Aşaması (Analiz)

Bu aşamada model elemanlarının yükleme koşulları ve mekanik özellikleri belirlenmelidir.

Mekanik özellikler içerisinde elastisite modülü, Poisson oranı; yükleme koşulları içerisinde uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti, açısı yer alır. Elemanlar oluşturulan ana modelin tüm özelliklerini barındırdığı için elemanlarda oluşan tüm tepki ve değerler ana modeli yansıtmakta ve taklit etmektedir.[238, 243, 244]

- Sonuç Aşaması (Post-processing)

Her bir eleman çözümlendiğinde ana model çözümlenmektedir ve elde edilen veriler incelenirken ana yapının mekanik özellikleri önemsenmelidir. Sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla elde edilir. Kemik, greft materyalleri, porselen) gibi materyaller değerlendirilirken asal stres (principal stress), metal ve implant gibi materyaller ise von Mises stres değerleri baz alınmaktadır. Asal stres değerleri arasındaki en yüksek değer (maximum principal stress) modelde oluşan çekme tipi gerilim, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) modelde oluşan sıkışma tipi gerilimi anlatır.[238]

Diş hekimliğinde implantoloji ve oral cerrahi dahil olmak üzere pek çok alanda uygulanan sonlu elemanlar analizi ile, klinik olarak ya da etik şartlara göre araştırılması ve tekrarlanması zor veya imkânsız olan senaryolar uygulanabilir hale gelmiştir. Gelişen teknoloji ve yazılım programları ile biyolojik dokuları içeren araştırmalarda uygulanan sonlu eleman analizi yönteminin sonuçlarının doğrulanabilmesi için daima klinik araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir. THD-2024-21158 proje kodu ile Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies (Tinus Technologies, Ankara, Türkiye) iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

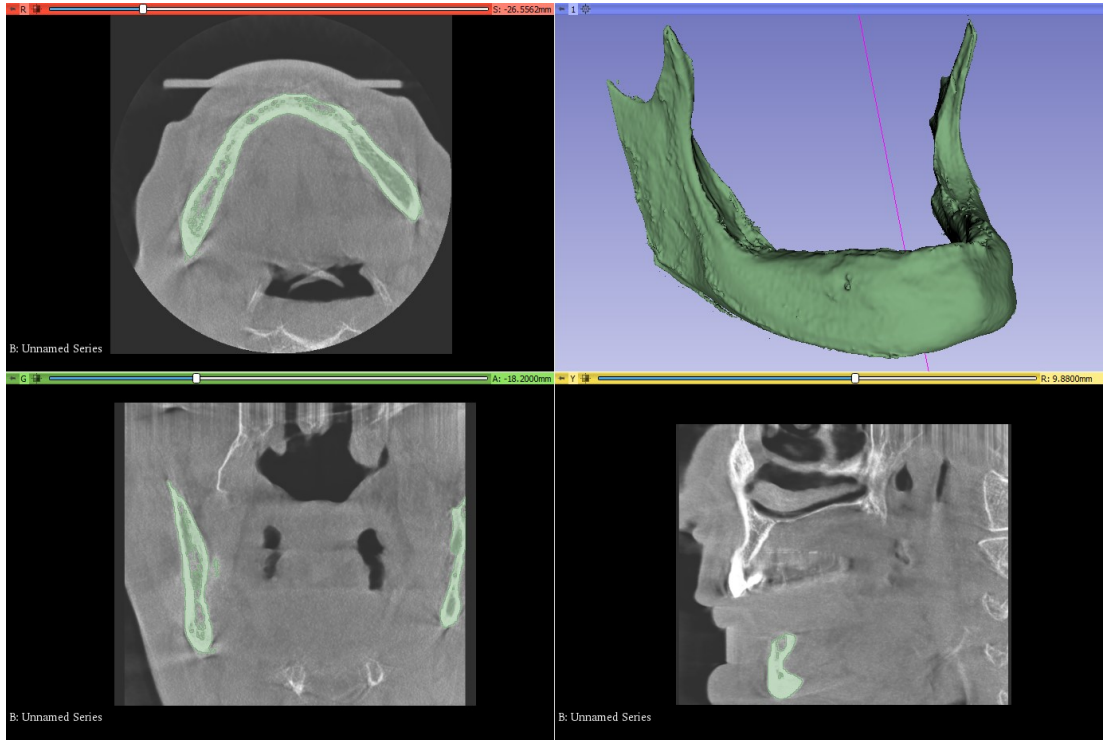
Çalışmamız kapsamında; atrofik ve dişsiz mandibula modelleri için tek, iki ve üç parçalı uygulanan ve polieter eter keton (PEEK) ya da titanyumdan oluşan subperiosteal implant, all-on-four tekniğiyle uygulanan dört adet intraosseöz implant ve mandibulada sinir lateralizasyonu yapılarak yerleştirilmiş altı adet intraosseöz implant kullanılarak rehabilite edilen protetik restorasyonlar tasarlanmıştır. Protetik restorasyon üzerine frontal düzleme dik olarak uygulanan 2000 N'luk travma kuvvetinin etkilerini belirlemek amacıyla sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2,40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verilerinden mandibula kemik modelinin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tomografi verilerinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemik Modellerinin Oluşturulması

Çalışmamızda kullanılan mandibular kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin bir bireyin tomografik verileri kullanılmıştır. Tomografi verisi 0,1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır. (Şekil 3.1.)



Şekil 3.1. Tomografi verisinden mandibula kemik modelinin elde edilmesi.

Mandibular kemiğe dışa doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında mukoza modeli oluşturulmuştur. (Şekil 3.2.)



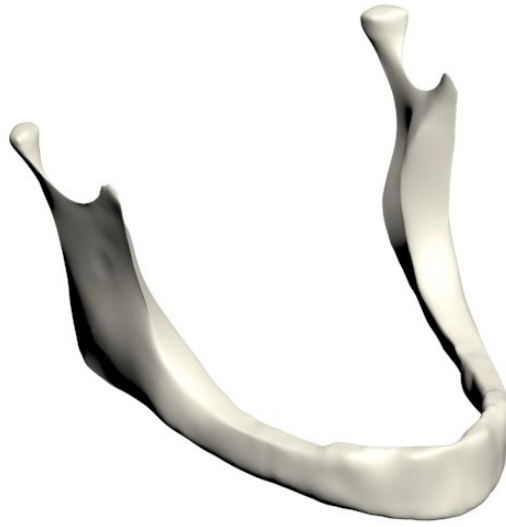
Şekil 3.2. Mukoza modeli.

Mandibular kemiğe içe doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik modeli oluşturulmuştur.[246] (Şekil 3.3.)



Şekil 3.3. Kortikal kemik modeli.

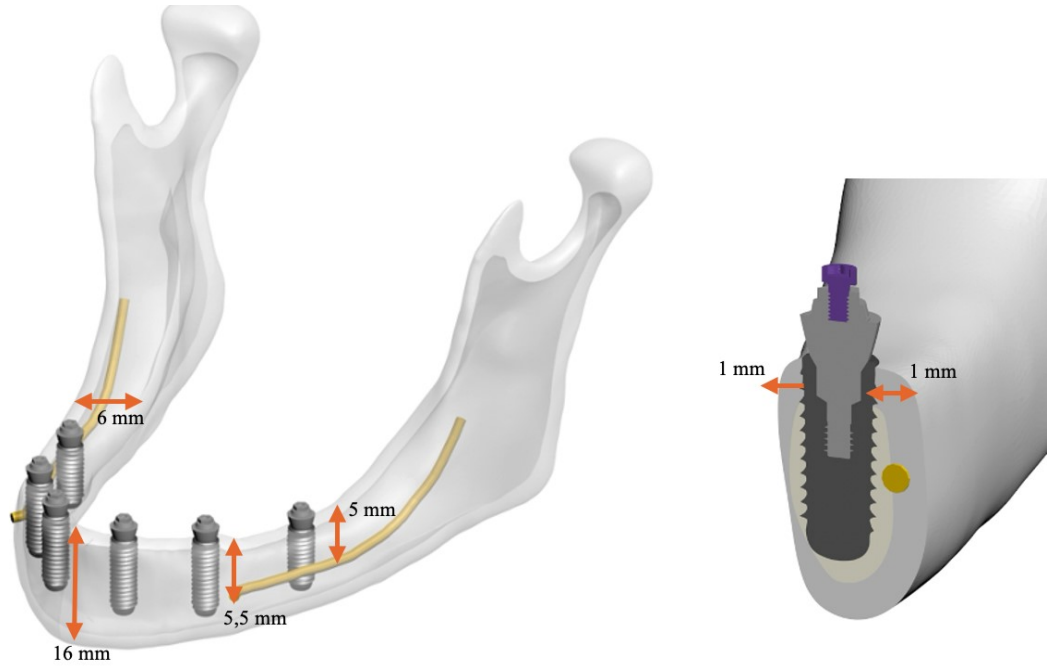
Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir. (Şekil 3.4.)



Şekil 3.4. Trabeküler kemik modeli.

Çalışmamızda mandibula kemik modellerinde kullanılan D1/D2 kemik densitesi değerleri, SEA çalışmalarında malzemelerin mekanik özelliklerini belirten elastik modülü (E) ve poisson oranı (ρ) değerleri girilerek yapılır. Kortikal kemik yoğunluğu ($\rho = 1,3 \text{ g/cm}^3$), $E = 13,700 \text{ MPa}$ ve trabeküler kemik yoğunluğu Poisson oranı ($\rho = 1,1 \text{ g/cm}^3$) $E = 1,370 \text{ MPa}$ kabul edilmiştir.[247]

Çalışmamızda mandibula kemik modellerinde; mental foramen ile alveolar kret arasında kemik yüksekliği 5,5 mm, mental foramenlerin posteriorunda kalan bölgede mandibular sinir ile alveolar kret tepesi arasındaki kemik yüksekliği 5 mm olarak belirlenmiştir. Mandibular kemik genişliği 6 mm, bazal kemik ile alveolar kret tepesi arasındaki kemik yüksekliği anterior mandibulada 16 mm olarak belirlenmiştir. İmplantların boyun bölgesinde bukkal yüzeyde kemik kalınlığı ortalama 1 mm, lingual yüzeyde kemik kalınlığı ortalama 1 mm olarak belirlenmiştir. (Şekil 3.5.)



Şekil 3.5. Çalışmamızda belirlenen anterior mandibulada bazal kemik ile alveolar kret tepesi arasındaki, mental foramen ile alveolar kret arasındaki, mental foramenlerin posteriorunda kalan bölgede mandibular sinir ile alveolar kret tepesi arasındaki, mandibula anterior bölgedeki kemik yüksekliği, implantların boyun bölgesinde bukkal yüzeyde kemik kalınlığı ve lingual yüzeyde kemik kalınlığı değerleri.

Hazırlanan tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3.2. İmplant, Abutment, Vida, Altyapı ve Protetik Restorasyon Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılacak implantlar (Şekil 3.6.) abutmentler (Şekil 3.7.), subperiosteal yapı, subperiosteal sistemde kullanılacak olan vidalar, oklüzal vidalar, bazal vidalar (Şekil 3.8.), alt yapı (Şekil 3.9.) ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.,

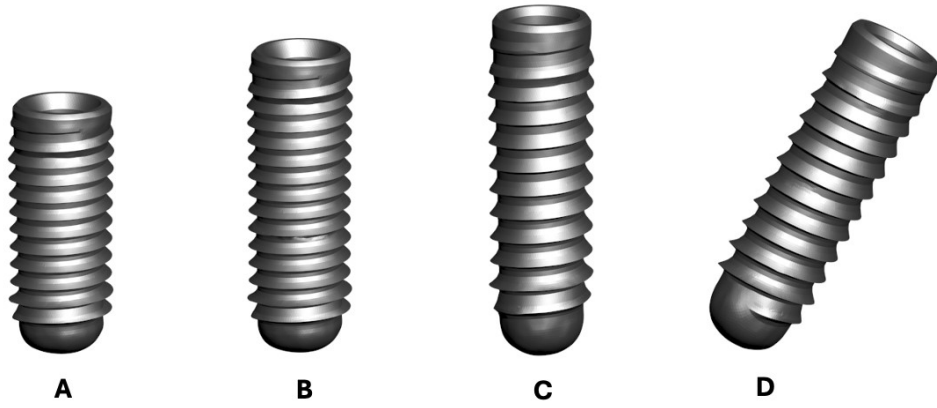
Aksiyal ve açılı olarak yerleştirilen intraosseöz implantlar (Straumann®□, Institute Straumann AG, Basel, Switzerland) ait 4.0 mm x 10 mm, 4.0 mm x 12 mm, 4.0 mm x 14 mm boyutlarındaki dental implantlar baz alınarak modellenmiştir.

Subperiosteal implant modellerinin kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir (Tinus Technologies, Ankara, Türkiye).

Subperiosteal implant tasarımlarında kullanılan osteosentez vidalarının yerleşim noktası olarak mandibulayı anatomik olarak dayanıklı kılan, kortikal kemik desteği ve devamlılığına sahip alanlar (simfizis bölgesi, mandibular gövde ve eksternal oblik kenar) seçilmiştir. Bir subperiosteal implant modelinde, bukkal alanda 6 adet, lingual alanda 6 adet ve eksternal oblik kenar üzerinde 2 adet yer alacak şekilde toplamda 14 adet osteosentez vidası yerleştirilmiştir. Osteosentez vidaları vital yapılardan (inferior alveolar kanal, mental foramenden 5-8 mm) uzak kalacak şekilde ve abutment çıkış noktalarına en yakın bölgede, aynı bölgedeki bukkal ve lingual osteosentez vidaları farklı hizalarda birbirine paralel olarak yerleştirilmiştir. Subperiosteal implant bağlantı noktalarının sınırı lingual tarafta mylohyoid kenar üzerinde yer alacak şekilde tasarlanmıştır. Subperiosteal implantların slot alanları ve üzerinde yer alacak abutmentler 2, 4 ve 6 numaralı diş bölgeleri baz alınarak belirlenmiştir.[248]

Modellere uygun 6 dişli üst yapı, Wheeler atlas verilerine göre modellenmiştir. (Şekil 3.10.)

Tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



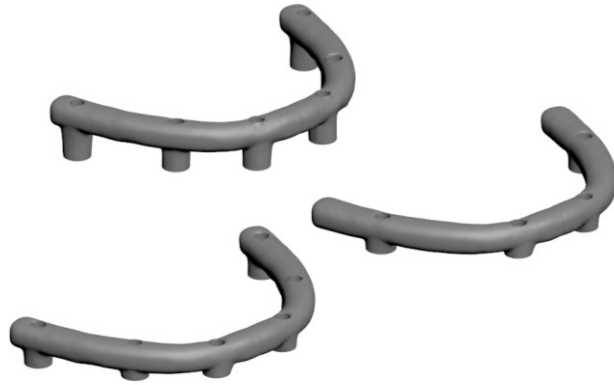
Şekil 3.6. A: 4.0 mm x 10 mm aksiyel implant görseli, B: 4.0 mm x 12 mm aksiyel implant görseli, C: 4.0 mm x 14 mm aksiyel implant görseli, D: 4.0 mm x 14 mm açılı implant görseli.



Şekil 3.7. Abutment modelleri.



Şekil 3.8. Sırasıyla, çalışmamızda kullanılan açılı implant abutment vidası, subperiosteal implant osteosentez vidası ve implant abutment vidası modelleri.



Şekil 3.9. Protetik altyapı bar modelleri.



Şekil 3.10. Protetik restorasyon modeli

3.3. Malzeme Tanımları

Analizlerde, elastisite modülü ve Poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.1).

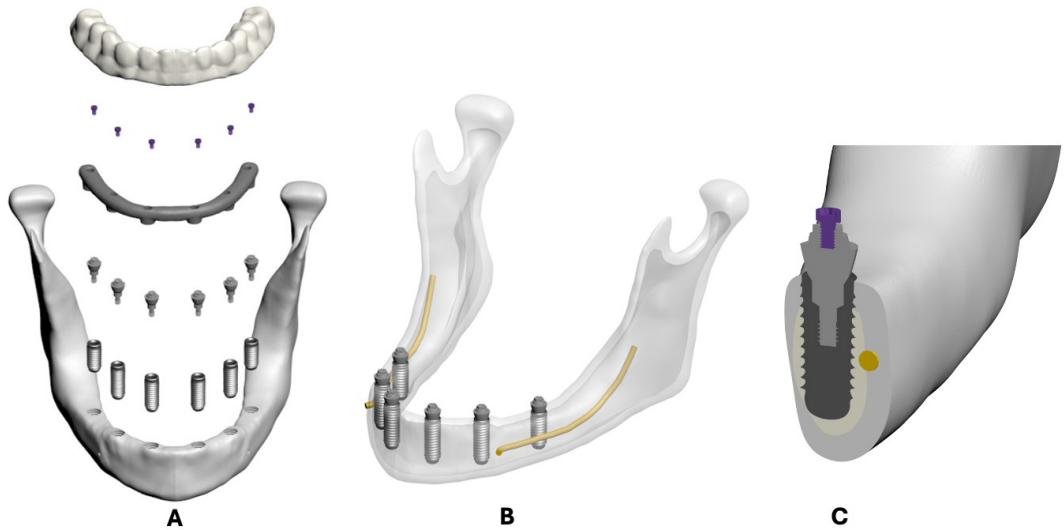
Tablo 3.1. Malzeme özellikleri [153, 249, 250].

Malzeme	Elastisite Modülü [MPa]	Poisson Oranı [ν]
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik	1370	0.3
Mukoza	680	0.45
Titanyum	110000	0.35
PEEK	3800	0.37
Krom Kobalt (alt yapı)	218000	0.33
PMMA	3000	0.35

3.4. Çalışma Senaryolarındaki Modeller

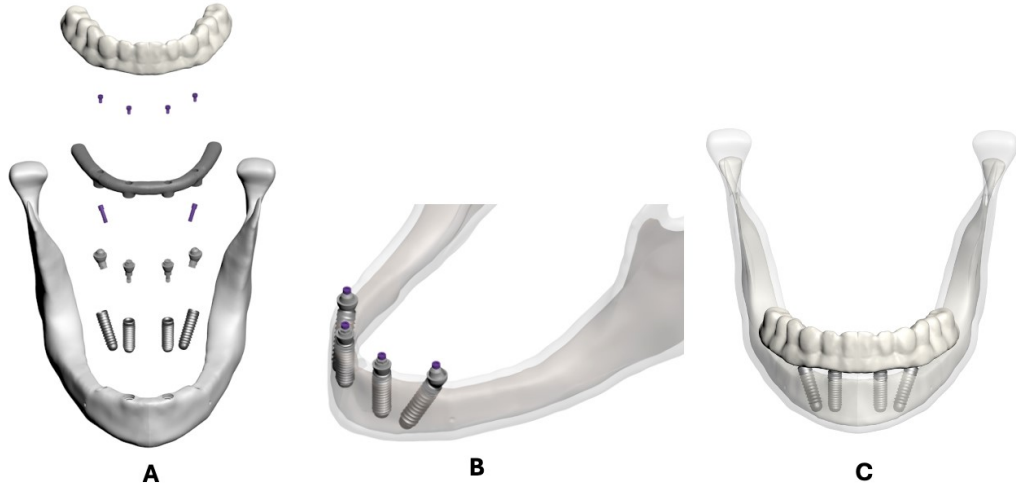
Çalışmamızda, ileri derecede atrofik bir dişsiz mandibula modeli üzerine 8 farklı tedavi yöntemi senaryosu tasarlanmış ve uygulanmıştır.

Model 1: Mandibulaya inferior alveolar sinir lateralizasyonu yapılarak; 2 ve 4 numaralı diş bölgelerine 4 adet 4,1x12 mm ve sağ ve sol posterior bölgede 6 numaralı diş bölgelerine 2 adet 4,1x10 mm olarak toplamda 6 adet intraosseöz titanyum implant yerleştirilmiştir. İnférieur alveolar sinir ile alveolar kret arasındaki kemik yüksekliği 4 mm olarak belirlenmiştir. (Şekil 3.11.)



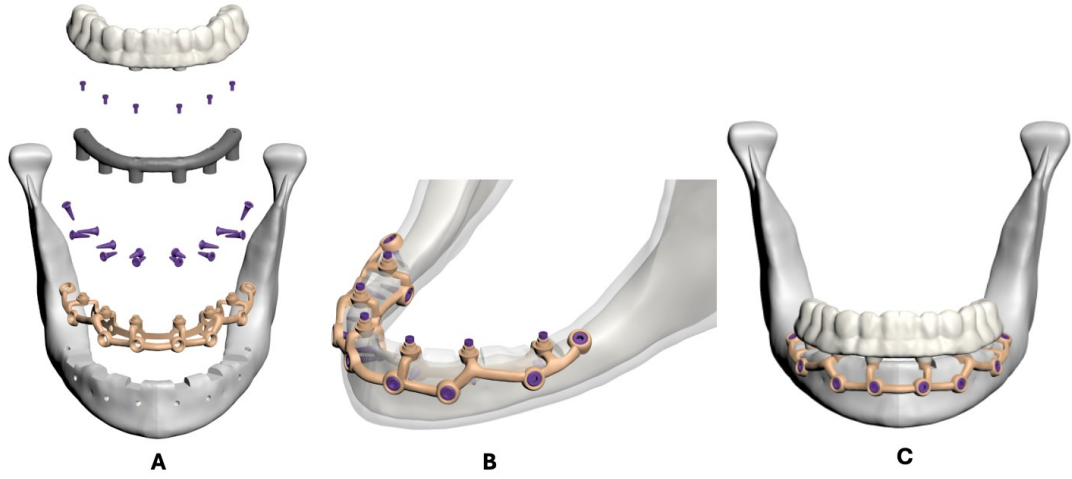
Şekil 3.11. Model 1, **A:** Model 1'i oluşturan mandibula, intraosseöz implant, abutment, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** 6 adet intraosseöz implant, abutmentlar ve inferior alveolar sinir (İAS) lateralizasyonu ve implant yerleşimi sonrası İAS'nin seyri **C:** İAS lateralizasyonu sonrası implantın kemik içerisindeki konumu ve sinir ile ilişkisi

Model 2: All-on-four tekniği ile mandibulada 2 numaralı diş bölgelerine 2 adet 4,1x12 mm, 4 numaralı diş bölgelerine 2 adet 30° distale açılı olan 4,1x14 mm olmak üzere toplam 4 adet intraosseöz titanyum implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.12.)



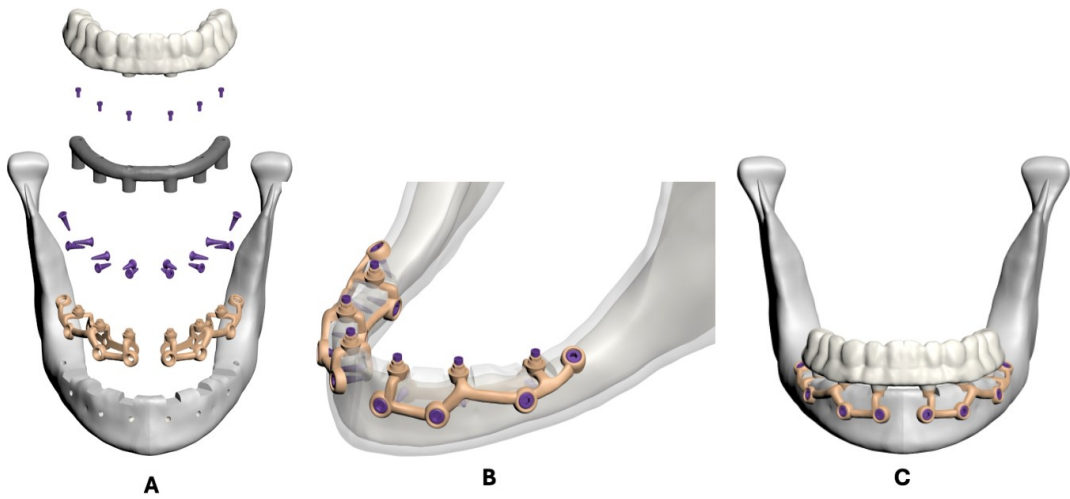
Şekil 3.12. Model 2, **A:** Model 2'yi oluşturan mandibula, intraosseöz implant, abutment, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** 4 adet intraosseöz implant ve abutmentler **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli.

Model 3: Mandibulaya tek parçadan oluşan PEEK subperiosteal implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.13.)



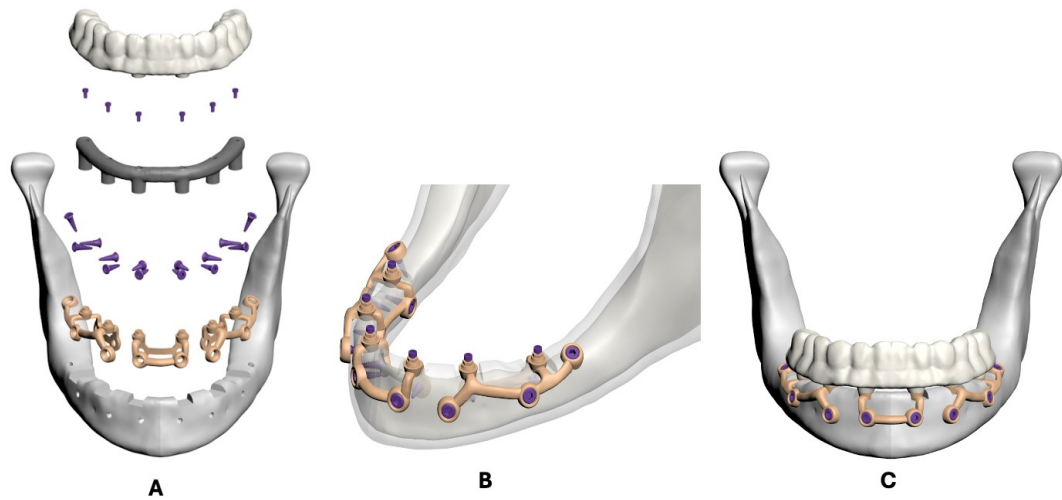
Şekil 3.13. Model 3, **A:** Model 3'ü oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Tek parça PEEK subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli.

Model 4: Mandibulaya sağ ve sol olmak üzere iki ayrı parçadan oluşan PEEK subperiosteal implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.14.)



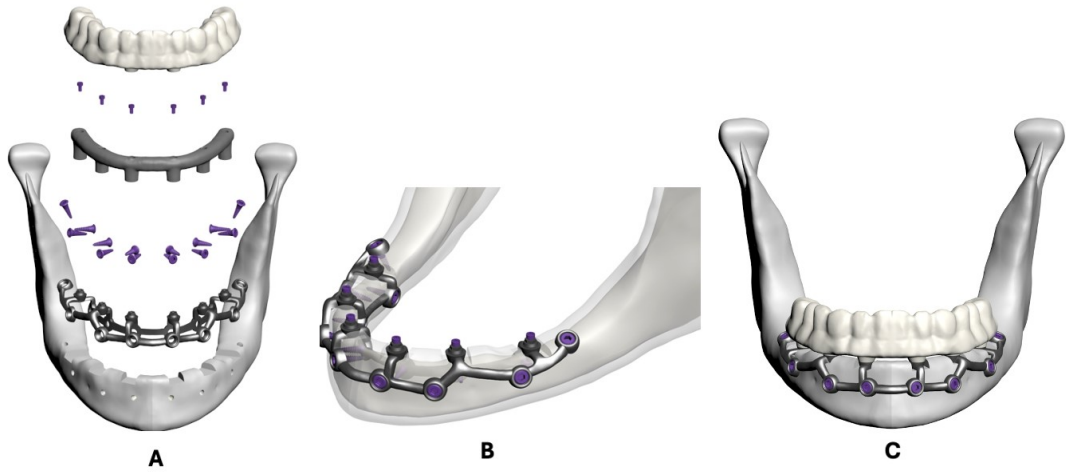
Şekil 3.14. Model 4, **A:** Model 4'ü oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** İki parçadan oluşan PEEK subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli.

Model 5: Mandibulaya anterior parça, sağ ve sol posterior parça olmak üzere üç parçalı PEEK subperiosteal implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.15.)



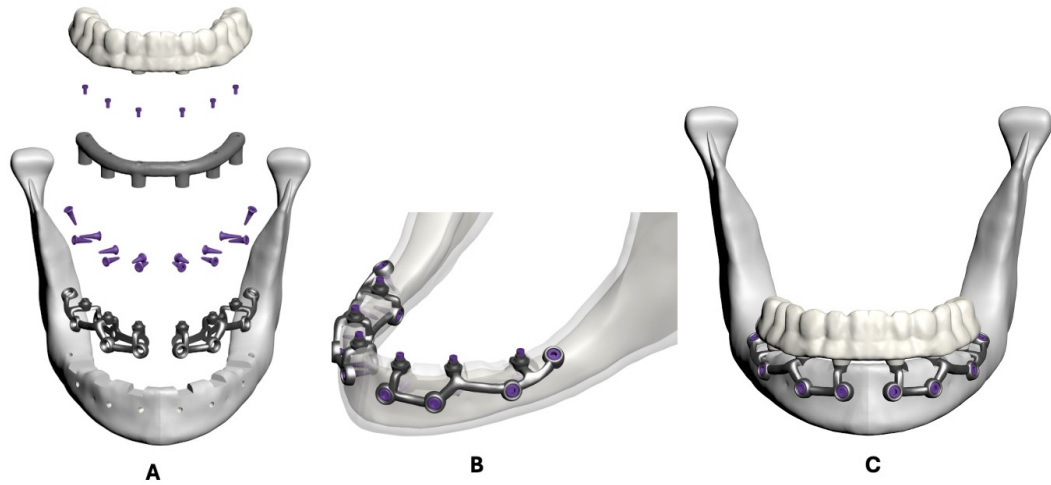
Şekil 3.15. Model 5, **A:** Model 5'i oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Üç parçadan oluşan PEEK subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli.

Model 6: Mandibulaya tek parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.16).



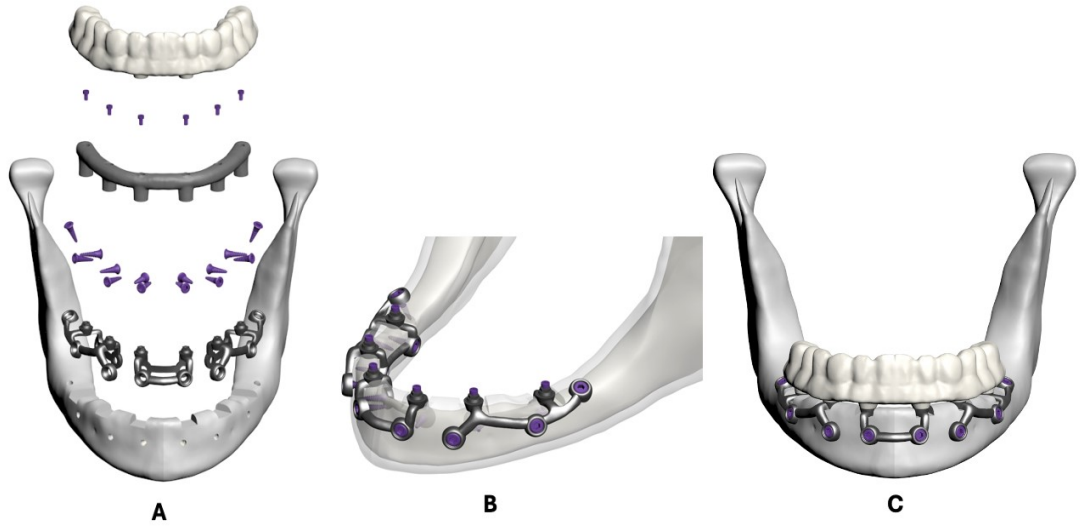
Şekil 3.16. Model 6, **A:** Model 6'yı oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Tek parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli

Model 7: Mandibulaya sağ ve sol olmak üzere iki ayrı parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.17.)



Şekil 3.17. Model 7, **A:** Model 7'yi oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** İki parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli

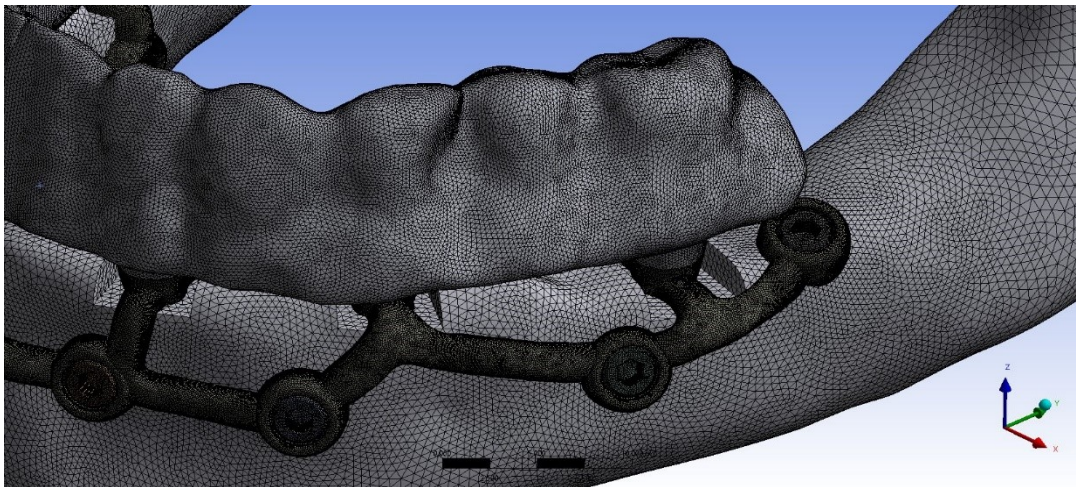
Model 8: Mandibulaya anterior parça, sağ ve sol posterior parça olmak üzere üç parçalı titanyum subperiosteal implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.18.)



Şekil 3.18. Model 8, **A:** Model 8'i oluşturan mandibula, subperiosteal implant, osteosentez vidaları, metal altyapı, vida ve protetik restorasyon modelleri **B:** Üç parçadan oluşan titanyum subperiosteal implant ve vidalar **C:** Tüm parçaların birleşmiş olduğu final modeli.

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır. (Şekil 3.19.)



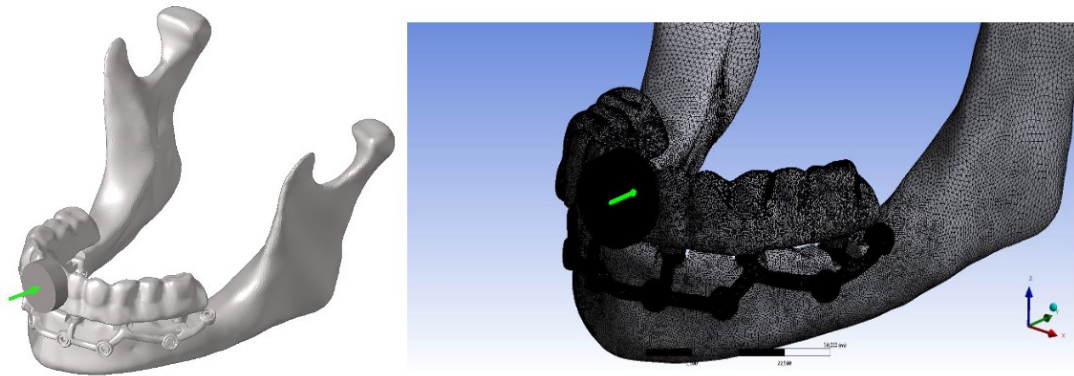
Şekil 3.19. Matematiksel model.

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

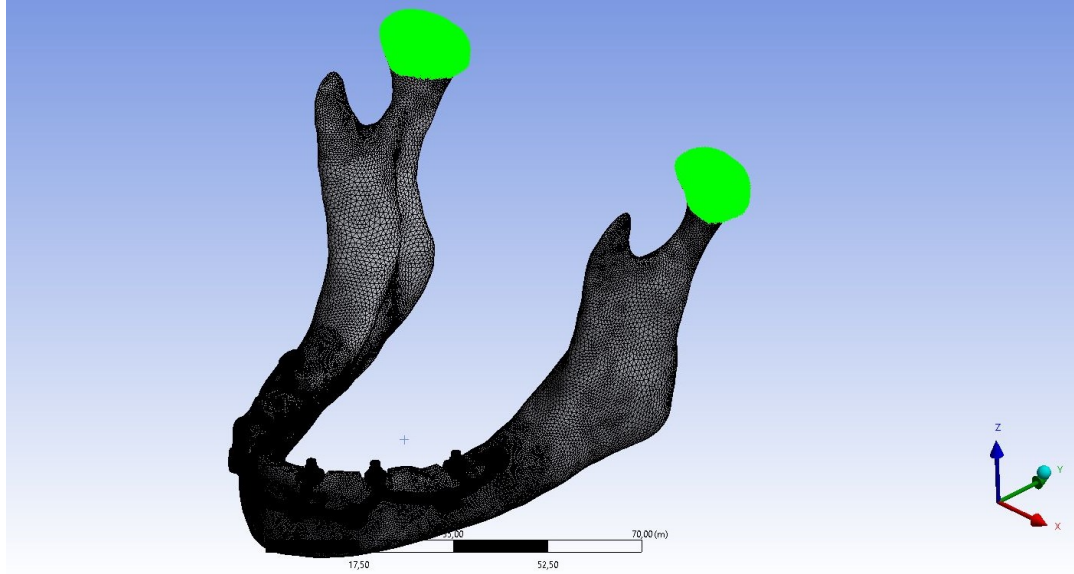
Her model için travma kuvvetlerini simüle eden yükleme senaryosu oluşturulmuş ve simfizis bölgesinden labialden linguale doğru mandibula protetik restorasyon üzerine dik bir şekilde 2000 N büyüklüğünde uygulanmıştır.[251-253] (Şekil 3.20.)

Modeller kortikal kemiğin her iki tarafındaki kondil bölgesinde bulunan düğüm noktalarından tüm eksenlerdeki hareketi engellenecek şekilde sabitlenmiştir. (Şekil 3.21.) Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

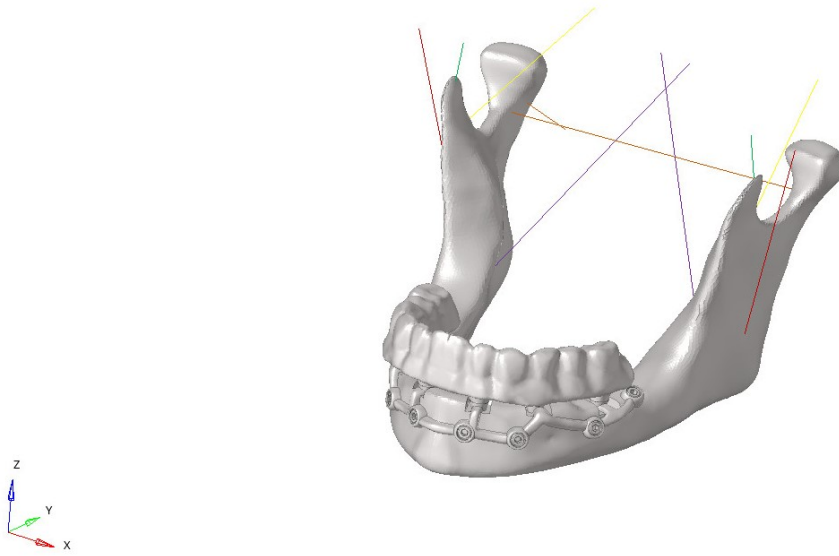
Mandibula her üç ekseninde de hareket edebilen bir yapı olduğu için bu hareketi biyomekanik açıdan daha doğru simüle edebilmek için çalışmada bazı kas grupları yay eleman olarak modellenmiştir. Bu kaslar masseter kası, lateral pyterogoid kası, medial pyterogoid kası, anterior temporal kas ve posterior temporal kas olarak belirlenmiş olup yay sertlik değerleri sırasıyla; 16.35 N/mm, 12 N/mm, 15 N/mm, 14 N/mm ve 13 N/mm olarak literatürden alınmıştır.[254] (Şekil 3.22.) Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında toplam sekiz lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.20. 2000 N travma kuvvetinin yönü ve konumu.



Şekil 3.21. Sınır noktaları.



Şekil 3.22. Mandibulada kas grupları olarak simüle edilen yay elemanları.

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan beş analiz modeli için belirlenen düğüm sayısı ve eleman sayısı tabloda paylaşılmıştır. (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı.

Modeller	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1	1263808	5184021
Model 2	1211572	4988566
Model 3-6	634360	2533365
Model 4-7	535053	2113613
Model 5-8	626331	2503575

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm analizlerde temas eden komponentler arasında BONDED tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

3.9. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçlarının Alınması ve İstatistiksel Değerlendirme

Sonlu elemanlar analizi yöntemi sonuçlarında yer alan değerler ve bilgiler, değişkensiz matematiksel hesaplamalar sonucu edildiğinden istatistiksel analiz gerçekleştirilememektedir. [255] Belirlenen önemli düğüm noktalarında oluşan stres değerlerinin büyüklükleri, dağılımları incelenerek sonuçlar hakkında yorum yapılabilmektedir. Kırılgan yapıya sahip olan malzemelerin değerlendirilmesi için asal stres (principal stres) değerleri önem kazanmakta, çekilebilir yapıya sahip malzemelerin değerlendirilmesi von Mises stres değerleri kullanılmaktadır. Düğüm noktalarında belirlenen asal stres (principal stres) değerlerinden pozitif olan değer (Pmax) çekme stresi değerlerini, negatif olan değer (Pmin) ise basma stresi değerlerini anlatmaktadır. Pmax değeri malzemenin çekme dayanımına eşit veya daha fazla ise ve Pmin mutlak değeri malzemenin basma dayanımına eşit veya daha fazla ise malzeme kırılma meydana gelmektedir.

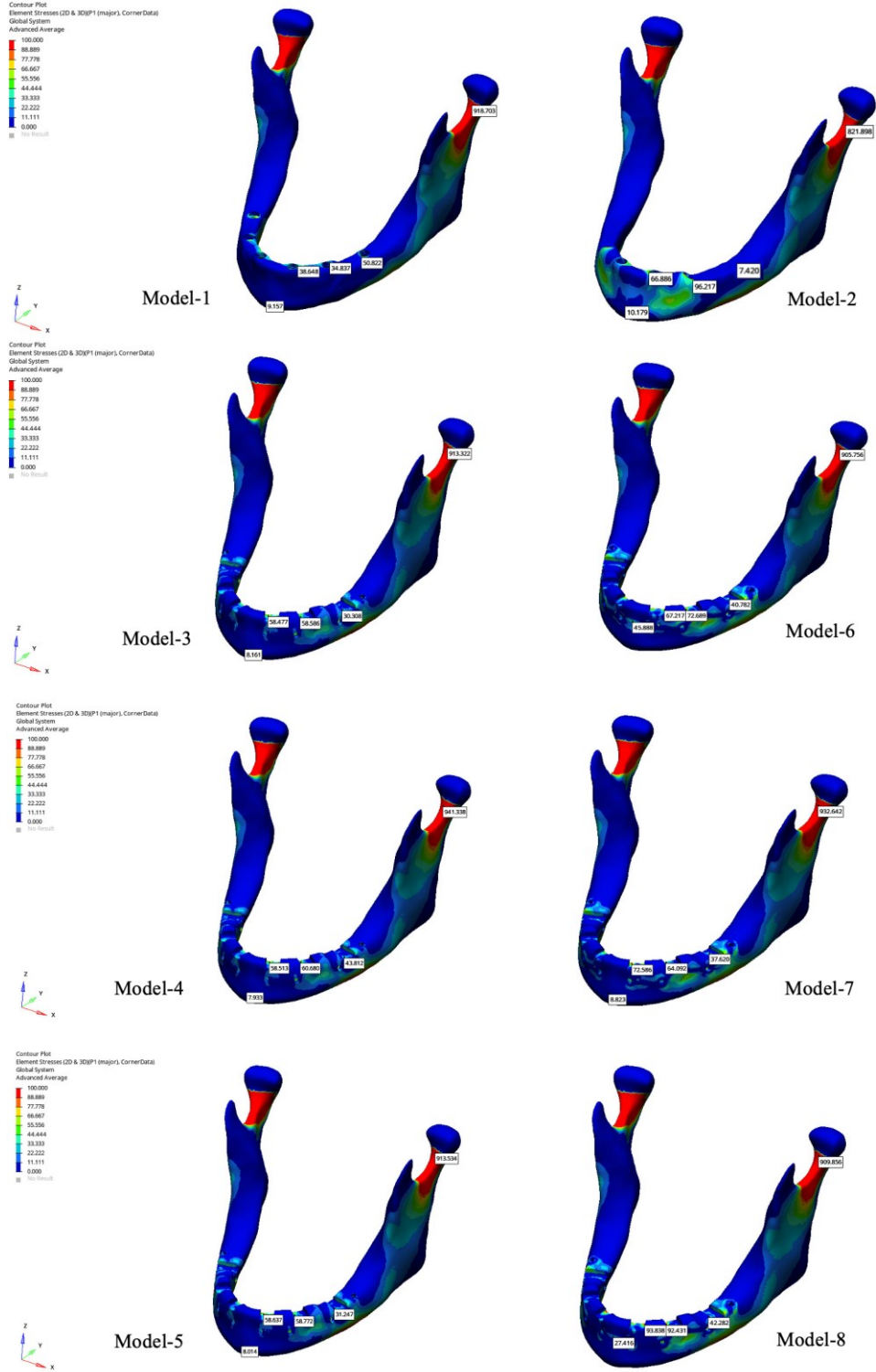
Çalışmamızda tüm model ve senaryolarda, travma anında simfizis ve kondil bölgesinde, implantların etrafındaki süngerimsi kemikte, abutmentlar ve subperiosteal implantların sabitleme vidaları çevresinde Pmax ve Pmin stres değerleri, intraosseöz implantların boyun ve apeks bölgesindeki von Mises stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılacaktır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada; tek, iki ve üç parçalı olarak tasarlanan polietilen eter keton (PEEK) ve titanyum materyalinden oluşan subperiosteal implant uygulanmış, all-on-four tekniğiyle dört adet intraosseöz implant uygulanmış ve inferior alveolar sinir lateralizasyonu yapılarak yerleştirilmiş altı adet intraosseöz implantla rehabilite edilmiş 8 farklı atrofik ve dişsiz mandibula modeli elde edilmiştir. Protetik restorasyon üzerine frontal düzleme dik olarak 2000 N travma kuvveti uygulanmıştır. Travma anında simfizis ve kondil bölgesinde, implantların etrafındaki süngerimsi kemikte, abutmentler ve subperiosteal implantların sabitleme vidaları çevresinde Pmax ve Pmin stres değerleri, intraosseöz implantların boyun ve apeks bölgesindeki von Mises stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmıştır ve elde edilen veriler incelenerek değerlendirilmiştir.

4.1. İntraosseöz İmplantlar ve Subperiosteal İmplant Tasarımları ile Kemik Arasında Oluşan Pmax (Maksimum Asal Stres) Değerleri

Protetik restorasyon üzerine frontal düzleme dik olarak uygulanan 2000 N'luk travma kuvvetinin etkisi sonucunda, sırasıyla kemik üzerindeki simfiziste, 2 numaralı, 4 numaralı ve 6 numaralı implant bölgeleri ve kondil boynunda tespit edilen çekme streslerini ifade eden maksimum asal stres değerleri elde edilmiştir. (Şekil 4.1.) (Tablo 4.1.)



Şekil 4.1. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmax (maksimum asal stres) değerleri.

Tüm senaryolarda kemik üzerinde oluşan en yüksek Pmax değerleri kondil boynunda görülmüştür. Kondil boynunda en fazla Pmax değeri Model-4'te (941,338 MPa), en az Pmax değeri Model-2'de (821,898 MPa) oluşmuştur.

Model-6 ve Model-2 dışındaki diğer modellerin tümünde en düşük Pmax değeri, simfizis bölgesinde ölçülmüştür ve simfiziste en fazla stres birikimi oluşturan tasarım Model-6 (45,888 MPa) ve ardından Model-8 (27,416 MPa) olmuştur. Simfizis bölgesinde en az Pmax stres değeri Model-4'te (7,933 MPa) oluşmuştur.

2 numaralı bölgede en yüksek Pmax değeri Model-8'de (93,838 MPa), en düşük olarak Model-1'dedir (38,648 Mpa).

4 numaralı bölgede en fazla Pmax stres Model-2'de (96,217 MPa), en düşük ise Model-1'de (34,837 MPa) oluşmuştur. 6 numaralı bölgede en fazla Pmax stres Model-1'de (50,822 MPa) oluşurken, en az Pmax değeri Model-2'de (7,420 MPa) oluşmuştur.

Mandibular kemik üzerinde oluşan toplam Pmax stres değerlerine bakıldığında, en fazla değer Model-8'de (1165,823 MPa), en düşük değer ise Model-2'dedir (1002,600 MPa).

İntraosseöz implantların kullanıldığı modeller arasında; Model-1'de Model-2'ye göre mandibular kemikte oluşan toplam Pmax stres ve kondil boynunda oluşan Pmax stres değeri daha fazla bulunmuştur.

PEEK SPI modelleri arasında; Model-4, Model-3 ve Model-5'e göre kondil boynunda en yüksek (941,338 MPa) Pmax ve simfiziste en düşük Pmax stres (7,933 MPa) oluşturan modeldir. Model-3 ile Model-5 ise bu bölgelerde birbirine yakın değerler vermiştir.

Titanyum SPI modelleri arasında; simfiziste en yüksek Pmax stres Model-6 (45,888 MPa), ardından Model-8 (27,416 MPa) ve en düşük Pmax stres ise Model-7

(8,823 MPa) olurken, kondil boynundaki en yüksek Pmax stres Model-7’de (932,642 MPa) oluşmuş, en düşük ise Model-6’da (905,756 MPa) görülmüştür.

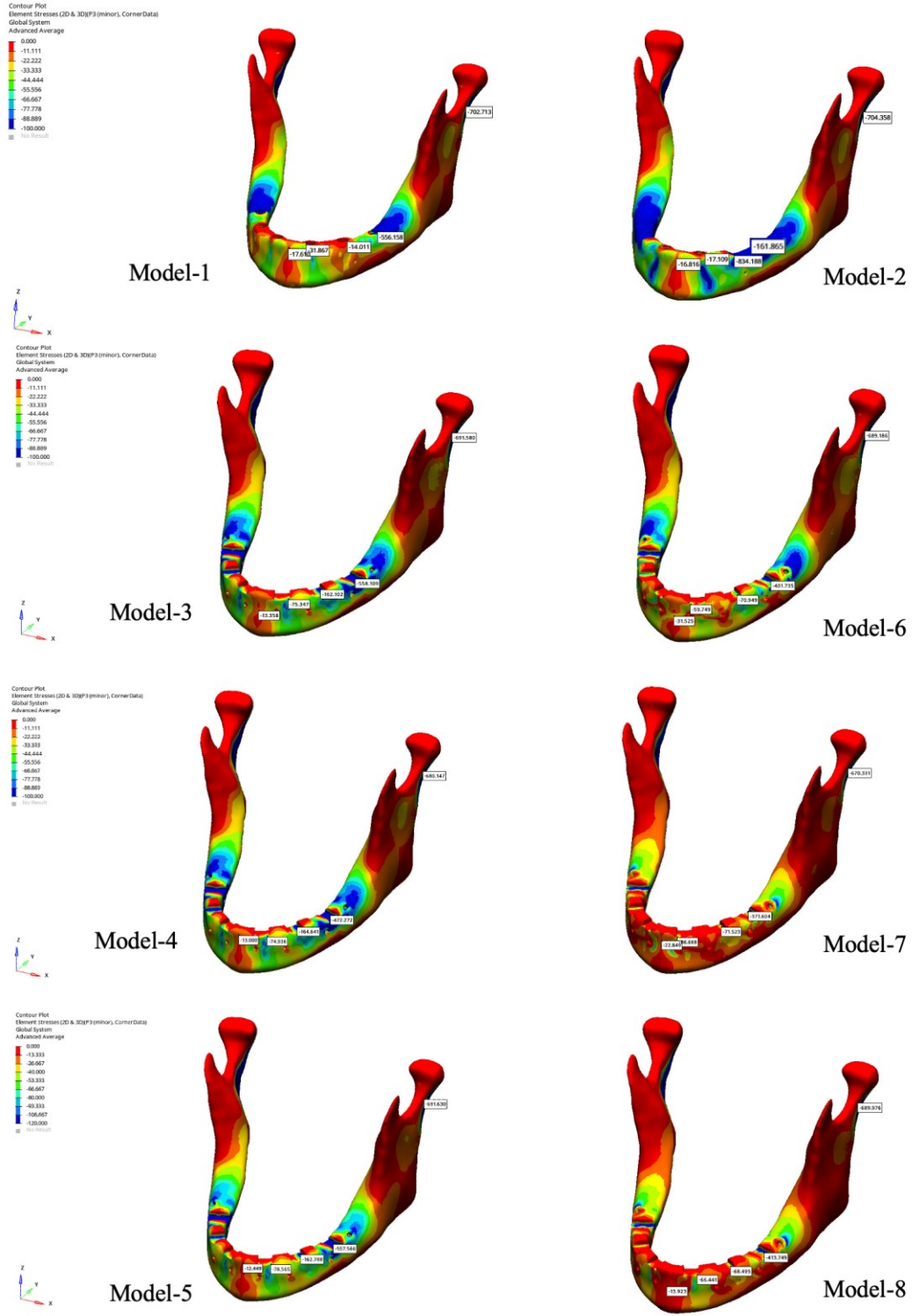
Simfizis bölgesinde tespit edilen Pmax stres, tek parçalı titanyum SPI içeren Model-6’da (45,888 MPa), tek parçalı PEEK SPI içeren Model-3’tekine göre (8,161 MPa) daha yüksektir. İki parçalı PEEK ve titanyum SPI modellerini temsil eden Model-4 ve Model-7 arasında oluşan çekme stresleri birbirine yakın değerde oluşmuştur. Üç parçalı titanyum SPI modeli (Model-8), 2, 4 ve 6 numaralı bölgelerde ve simfiziste üç parçalı PEEK SPI’den (Model-5) daha yüksek çekme stresi oluştururken kondil boynunda nispeten daha az stres oluşturmuştur. Titanyum SPI modellerinde (Model 6-7-8) mandibulada oluşan toplam Pmax stres değerleri, PEEK SPI modellerine (Model 3-4-5) kıyasla daha fazladır.

Tablo 4.1. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmax (maksimum asal stres) değerlerini gösteren tablo.

Kemik Pmax (MPa)								
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
Simfizis	9,157	10,179	8,161	7,933	8,014	45,888	8,823	27,416
2	38,648	66,886	58,477	58,513	58,637	67,217	72,586	93,838
4	34,837	96,217	58,586	60,680	58,772	72,689	64,092	92,431
6	50,822	7,420	30,308	43,812	31,247	40,782	37,620	42,282
Kondil boynu	918,703	821,898	913,322	941,338	913,534	905,756	932,642	909,856
Toplam	1052,167	1002,600	1068,854	1112,276	1070,204	1132,332	1115,763	1165,823

4.2. İntraosseöz İmplantlar ve Subperiosteal İmplant Tasarımları ile Kemik Arasında Oluşan Pmin (Minimum Asal Stres) Değerleri

Protetik restorasyon üzerine frontal düzleme dik olarak uygulanan 2000 N’luk travma kuvvetinin etkisi sonucunda, sırasıyla kemik üzerindeki simfiziste, 2 numaralı, 4 numaralı ve 6 numaralı implant bölgeleri ve kondil boynunda tespit edilen sıkışma streslerini ifade eden minimum asal stres değerleri elde edilmiştir. (Şekil 4.2)



Şekil 4.2. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmin (minimum asal stres) değerleri.

Kondil boynunda en yüksek Pmin değeri Model-2’de (-704,358 MPa) ve en düşük Model-7’dedir (-670,331 MPa). Mandibulada toplam Pmin (-1734,336 MPa) değeri en yüksek olan Model-2 iken en düşük olan Model-7’dir (-1222,995 MPa).

Simfizis bölgesinde oluşan en yüksek Pmin değeri Model-6’da (-31.525 MPa) ve ikinci sırada Model-7’de (-22.849 MPa) oluşmuştur. Simfizis bölgesinde oluşan en düşük Pmin değeri ise Model-5’te (-12,449 MPa) saptanmıştır.

2 numaralı alanda en yüksek Pmin değerine sahip olan Model-7 (-86,688 MPa), en düşük ise Model-2’dir (-17,109 MPa).

Model-2, 4 numaralı alanda (-834,188 MPa) Pmin değeri ile tüm modellere kıyasla en yüksek değere sahiptir. Model-1 ise 4 numaralı bölgede ölçülen -14,011 MPa ile tüm modeller arasında en düşük Pmin değerine sahiptir.

6 numaralı bölgede en yüksek Pmin stres değeri Model-3’te iken (-558,109 MPa); en düşük Model-2’dedir (-161,865 MPa).

PEEK SPI modellerine bakıldığında, tüm alanlarda Pmin değerleri Model-3, Model-4 ve Model-5 arasında benzerlik göstermektedir.

Titanyum materyali içeren SPI modelleri (Model-6, Model-7 ve Model-8) arasında simfizis bölgesinde en düşük Pmin değeri Model-8’de (-13,923 MPa) iken en yüksek Model-6’dadır (31,525 MPa). Yine 2 numaralı alanda en yüksek Pmin değeri Model-7’de (-86,688 MPa) kaydedilmiştir.

Model-3’te oluşan Pmin değeri simfizis bölgesinde -13,358 MPa ile Model-6’da -31,525 MPa değerinden daha düşüktür. Model-3’te 4 numaralı dış bölgesindeki kemikte Pmin değeri -162,102 MPa ile Model-6’dan (-70,949 MPa) daha yüksektir.

Model-4’te simfizis bölgesinde oluşan Pmin değeri (-13,000 MPa), Model-7’den (-22,849 MPa) daha düşüktür. Model-4’te 4 numaralı bölgede Pmin değeri -164,641 MPa iken Model-7’de -71,523 MPa’dan daha yüksektir.

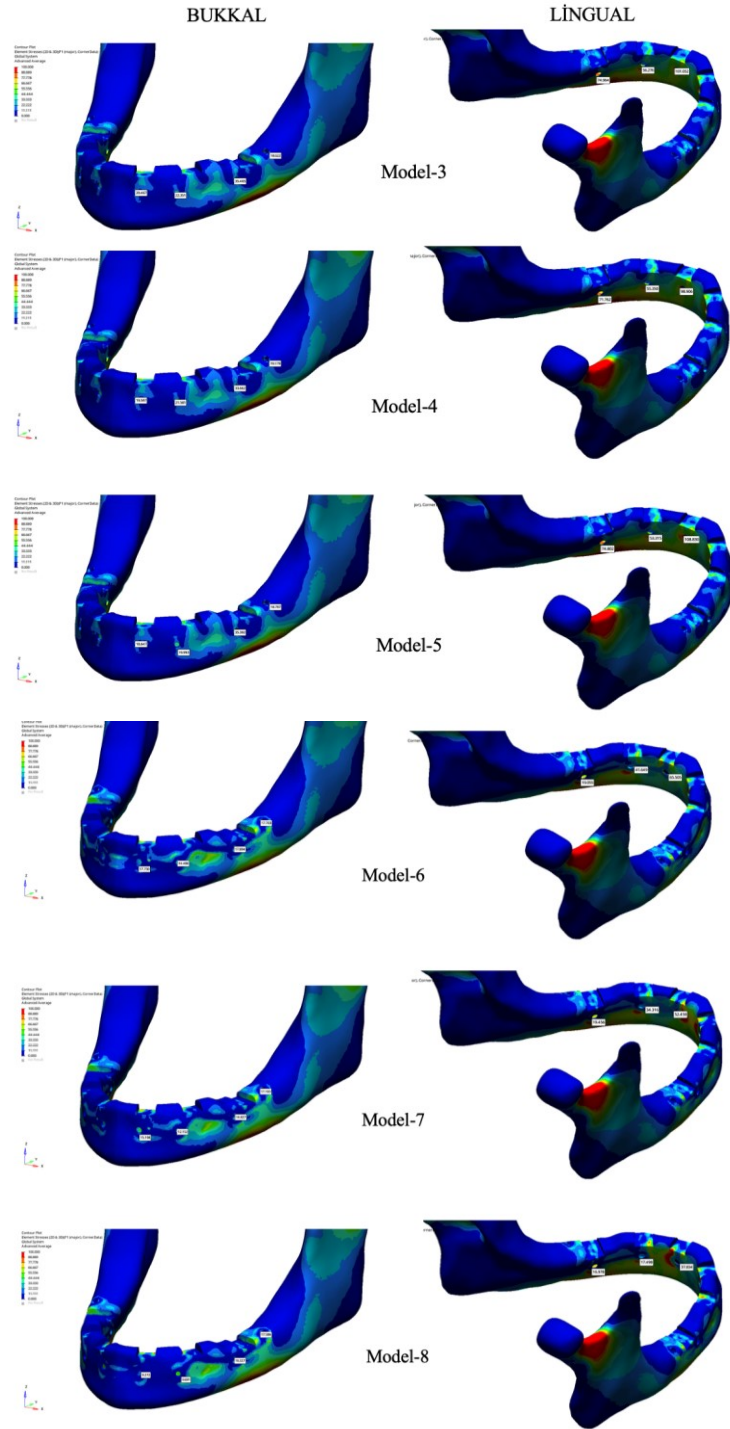
Model-5'te ve Model-8'de oluşan Pmin değeri simfizis bölgesinde benzerlik göstermiştir. Model-5'te, 4 numaralı bölgede Pmin stres değeri -162,788 MPa iken Model-8'den (-68,495 MPa) daha yüksektir. (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Tüm modellerde intraosseöz implantlar ve subperiosteal implant tasarımları ile kemik arasında oluşan Pmin (minimum asal stres) değerlerini gösteren tablo.

Kemik Pmin (MPa)								
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
Simfizis	-17,610	-16,816	-13,358	-13,000	<u>-12,449</u>	-31,525	-22,849	-13,923
2	-31,867	-17,109	-75,347	-74,936	-78,565	-59,749	-86,688	-66,441
4	-14,011	<u>-834,188</u>	-162,102	-164,641	-162,788	-70,949	-71,523	-68,495
6	-556,158	-161,865	-558,109	-472,272	-557,566	-401,735	-371,604	-413,749
Kondil boynu	-702,713	-704,358	-691,580	-680,147	-691,630	-689,186	-670,331	-689,976
Toplam	-1322,359	<u>-1734,336</u>	-1500,496	-1404,996	-1502,998	-1253,144	<u>-1222,995</u>	-1252,584

4.3. Subperiosteal İmplantların Osteosentez Vidaları Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Pmax (Maksimum Asal Stres) Değerleri

Çalışma modellerimizde subperiosteal implantların osteosentez vidaları çevresindeki kemik üzerinde oluşan maksimum asal stres değerleri hesaplanmıştır. (Şekil 4.3.)



Şekil 4.3. Çalışma modellerimizde subperiosteal implantların osteosentez vidaları çevresindeki kemik üzerindeki maksimum asal stres değerleri.

Subperiosteal implant modellerinin bukkal osteosentez vidaları çevresinde, 2, 4 ve 6 numaralı bölgelerde en yüksek Pmax değeri Model-3'te; en düşük ise 2 ve 4 numaralı bölgelerde Model-8'de, 6 numaralı bölgede Model-7'de ölçülmüştür.

Bukkal alandaki kemikte, en yüksek Pmax değeri Model-3'teki 6 numaralı alanda bulunan osteosentez vidası çevresinde oluşmuştur. Lingual alandaki kemikte en yüksek Pmax değeri Model-5'te (-108,830 MPa) 2 numaralı kemik bölgesinde oluşmuştur. Eksternal oblik kenarda yerleşen vida çevresinde ise en yüksek Pmax değeri Model-4'te (19,179 MPa) iken, en düşük Model-7'dedir (17,103 MPa).

PEEK SPI modelleri arasında, Pmax değeri bukkal alandaki osteosentez vidaları arasında anteriordan posteriora gidildikçe artmıştır. Bukkal osteosentez vidaları çevresindeki kemikte Pmax değeri birbirine çok yakın olarak sırasıyla en fazla Model-3'te (-35.405 MPa) ve Model-5'te (-35.392 MPa) tespit edilmiştir.

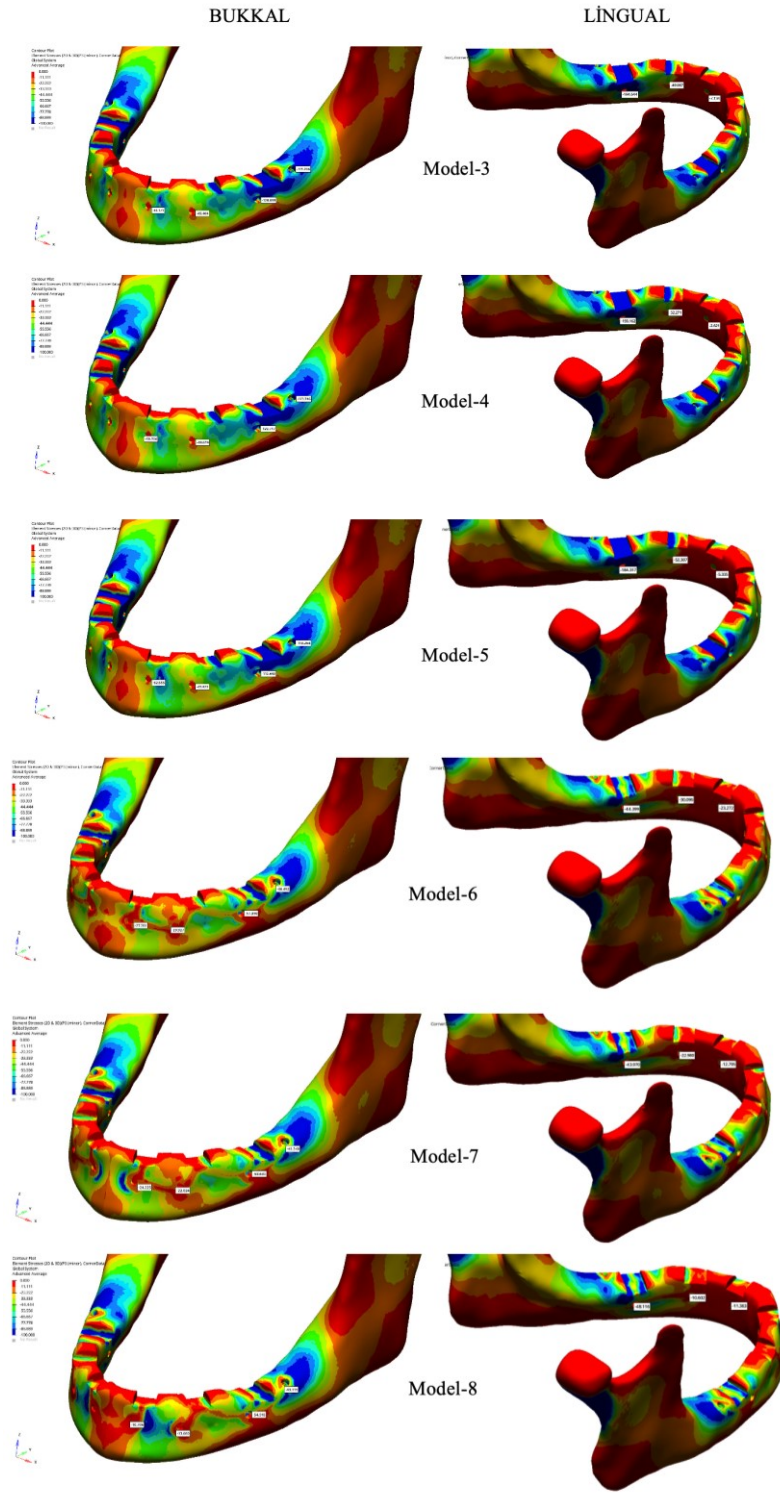
2 numaralı lingual alanda ölçülen Pmax değerlerine bakıldığında en büyük fark üç parçalı SPI modelleri arasında görülmüştür ve Model-5'te 108,830 MPa iken Model-8'de 37,834 MPa olarak ölçülmüştür. PEEK SPI modellerinin tümü, titanyum SPI modellerine göre osteosentez vidaları etrafındaki kemikte daha fazla Pmax stres oluşturmuştur. Osteosentez vidalarının konumlarına göre kıyaslandığında, 2 numaralı lingual kemik alanında ölçülen Pmax değeri ortak şekilde tüm modellerde en yüksek değere sahiptir. (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları çevresindeki kemik üzerinde oluşan maksimum asal stres değerlerini gösteren tablo.

Osteosentez Vidaları Çevresindeki Kemikte Oluşan Pmax Değeri (MPa)						
	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
2 no bukkal	20,467	19,597	18,647	17,730	15,198	9,272
4 no bukkal	22,351	21,581	19,993	14,486	12,152	9,691
6 no bukkal	35,405	33,662	35,392	17,894	14,827	16,327
Eksternal oblik kenarda yerleşen vida çevresi	18,622	19,179	18,787	17,703	17,103	17,586
2 no lingual	101,052	98,906	108,830	65,505	52,459	37,834
4 no lingual	56,276	55,350	53,315	41,649	34,316	17,498
6 no lingual	74,964	71,762	74,802	19,055	19,456	16,978

4.4. Subperiosteal İmplantların Osteosentez Vidaları Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Pmin (Minimum Asal Stres) Değerleri

Subperiosteal implantların osteosentez vidaları etrafındaki kemik üzerinde Pmin değerleri hesaplanmıştır. (Şekil 4.4.)



Şekil 4.4. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları etrafındaki kemik üzerinde oluşan minimum asal stres değerleri.

Bukkal alandaki kemikte, en yüksek Pmin değeri Model-4'teki 6 numaralı alanda bulunan osteosentez vidası çevresinde (-122,717 MPa) oluşmuştur. Lingual

alandaki kemikte en yüksek Pmin değeri Model-6'da (-193,162 MPa) 6 numaralı kemik bölgesinde oluşmuştur. Eksternal oblik kenarda yerleşen vida çevresinde en yüksek Pmin değeri Model-4'te (-113,746 MPa) iken, en düşük Model-7'dedir (-41,340 MPa).

PEEK SPI modelleri arasında, Pmin değeri lingual alandaki osteosentez vidaları arasında anteriordan posteriora gidildikçe artmıştır. Bukkal osteosentez vidaları çevresindeki kemikte tüm alanlarda en düşük Pmin değerlerini veren Model-8 olmuştur.

PEEK SPI modelleri kendi arasında daha yakın Pmin değerleri sergilerken, titanyum SPI modellerinde; genellikle en yüksek Pmin değerleri Model-6'da, en düşük ise Model-8'de sergilenmiştir.

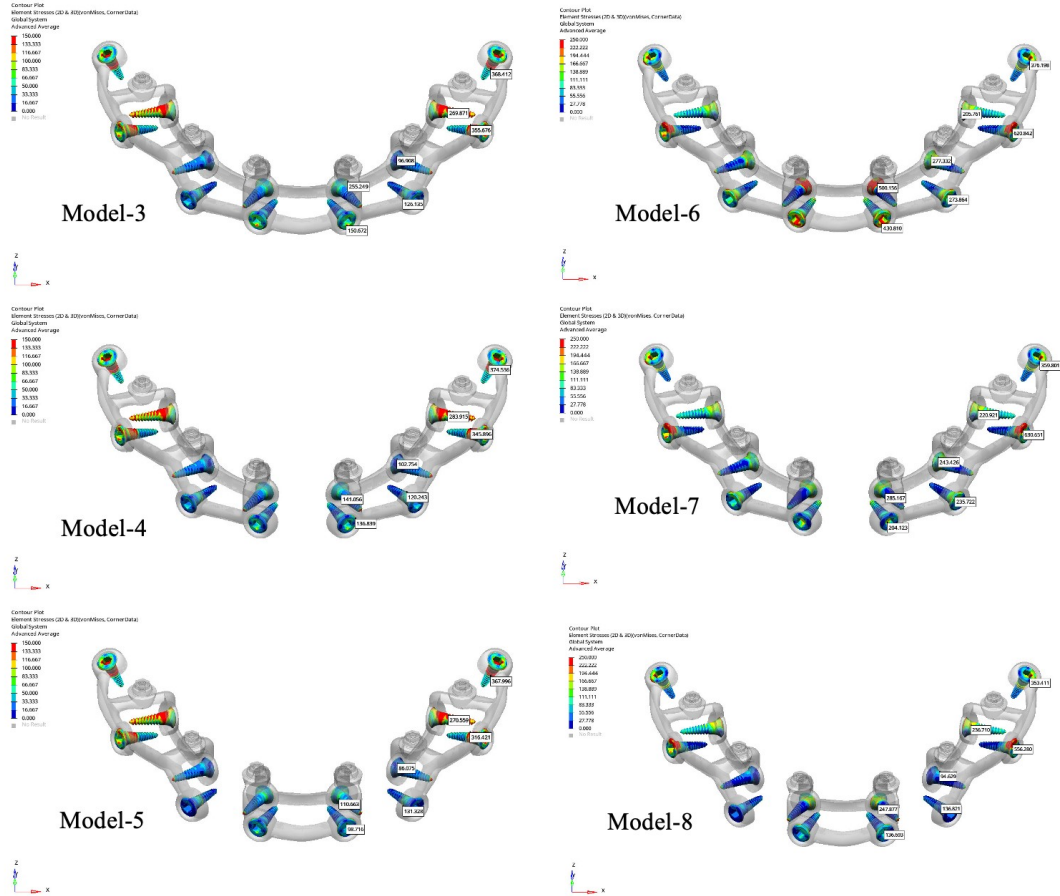
PEEK SPI modelleri, 2 numaralı lingual bölge dışındaki tüm alanlarda titanyum SPI modellerine göre daha yüksek Pmin değerleri ortaya koymuştur. 2 numaralı bölgede lingual osteosentez vidası çevresindeki kemikte en düşük Pmin değeri Model-4'te (-2,621 MPa) ve en yüksek Pmin değeri Model-6'da (-23,272 MPa) oluşmuştur. Bu değerler dışında 2, 4, 6 numaralı bölgelerde ve eksternal oblik kenarda yerleşimli vida üzerinde en yüksek Pmin stres değerleri PEEK SPI'lerde oluşurken en düşük değerler titanyum SPI'lerde görülmüştür. (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları etrafındaki kemik üzerinde minimum asal stres değerlerini gösteren tablo.

Osteosentez Vidaları Çevresindeki Kemikte Oluşan Pmin Değeri (MPa)						
	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
2 no bukkal	-61,71	-59,706	-62,555	-27,391	-24,225	-10,706
4 no bukkal	-49,404	-48,639	-43,822	-29,927	-22,024	-13,600
6 no bukkal	-120,699	-122,717	-119,449	-57,380	-58,630	-54,916
Eksternal oblik kenarda yerleşen vida çevresi	-113,206	-113,746	-113,264	-46,482	-41,340	-43,113
2 no lingual	-7,134	-2,621	-5,335	-23,272	-12,795	-11,363
4 no lingual	-49,967	-52,271	-52,307	-30,096	-22,980	-10,602
6 no lingual	-184,644	-193,162	-184,317	-44,399	-43,970	-48,116

4.5. Subperiosteal İmplantların Osteosentez Vidaları Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

Subperiosteal implantların osteosentez vidaları üzerindeki von Mises stres değerleri hesaplanmıştır. (Şekil 4.5.)



6 numaralı bölgedeki bukkal ve lingual vidalar haricinde, 7 farklı yerde bulunan vidaların 5'inde de en yüksek von Mises değerleri gösteren model, Model-6 olmuştur.

Eksternal oblik kenarda yerleşen vidadaki stres değeri en yüksek olan Model-6 iken, en düşük stres değerine sahip olan Model-8 olmuştur. (Tablo 4.5.)

Tablo 4.5. Subperiosteal implantların osteosentez vidaları üzerindeki von Mises stres değerlerini gösteren tablo.

Subperiosteal İmplant Osteosentez Vidalarında von Mises Stres Değerleri						
	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
2 no bukkal	150,672	136,839	98,716	430,810	204,123	136,693
4 no bukkal	126,135	120,243	131,328	273,864	235,722	136,821
6 no bukkal	355,676	345,896	316,421	620,842	630,651	556,280
Eksternal oblik kenarda yerleşen vida	368,417	374,536	367,996	376,198	359,801	353,411
2 no lingual	255,249	141,056	110,663	500,156	285,167	247,877
4 no lingual	96,908	102,754	86,075	277,332	243,426	94,629
6 no lingual	269,871	283,195	270,559	205,761	220,921	236,710

4.6. İntraosseöz İmplant Abutmentleri ve Subperiosteal İmplantlar (Abutmentlar) Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

Subperiosteal implantlar üzerinde ölçülen en yüksek von Mises değerleri abutmentlar üzerinde oluşmuştur bu nedenle bu stresler intraosseöz implant abutmentleri ile karşılaştırılmıştır. (Şekil 4.6.)

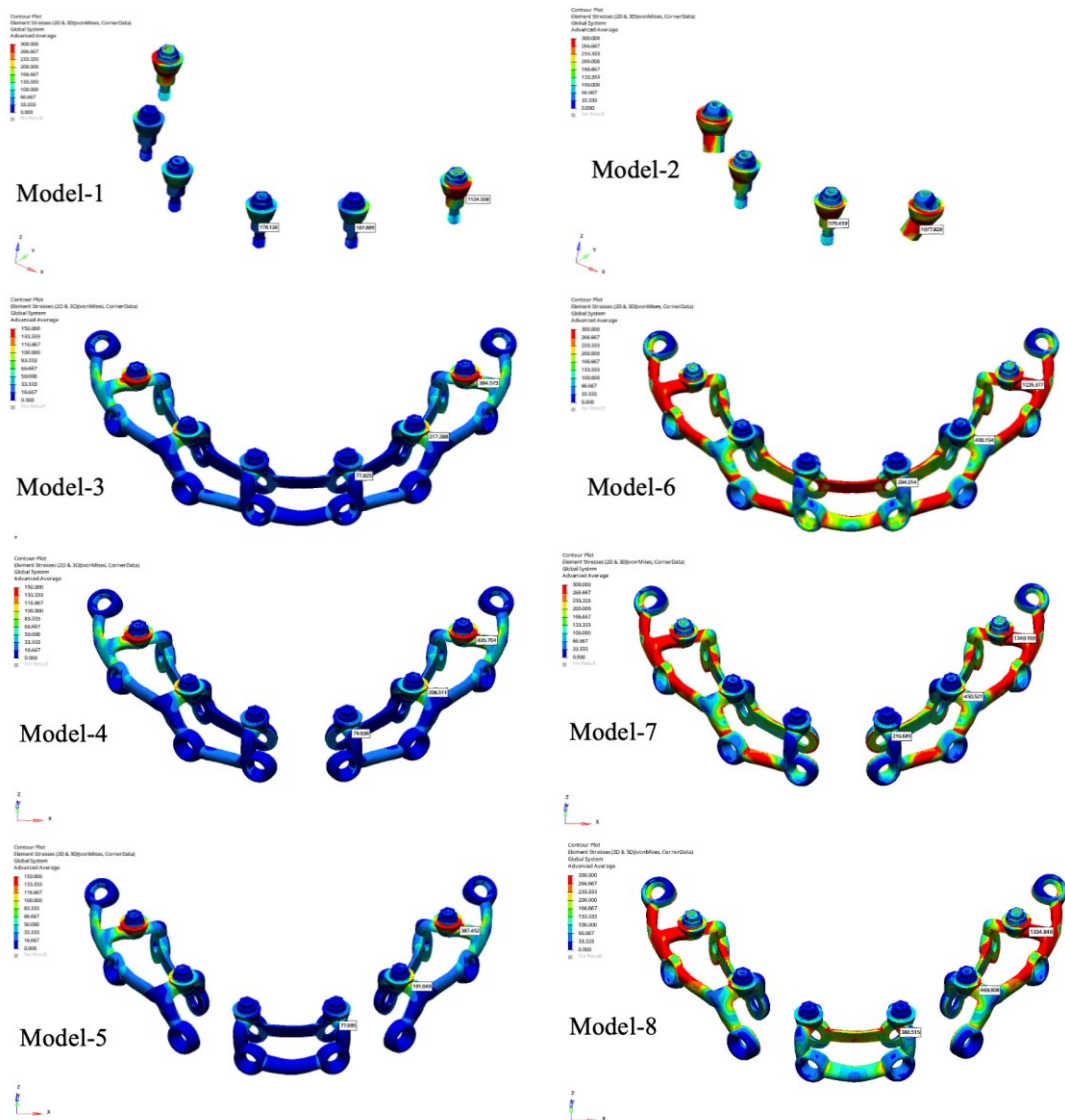
Tüm modellerde en fazla von Mises stres değeri, en posteriorda yer alan abutment üzerinde oluşmuştur.

2 numaralı abutment üzerinde en yüksek von Mises değeri 570,419 MPa ile Model-2'de ve en düşük 77,695 MPa ile Model-5'te oluşmuştur.

4 numaralı abutment üzerinde en fazla stres Model-2'de 1077,828 MPa, en düşük ise Model-1'de 187,889 MPa olarak ölçülmüştür.

6 numaralı abutment üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri ise sırasıyla Model-7’de 1340,103 MPa, ardından Model-8’de 1334,848 MPa olmuş; en düşük ise Model-3’te 384,573 MPa değerindedir.

Abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri PEEK SPI modellerinin tümünde, titanyum SPI modellerine göre daha düşüktür. 2 ve 4 numaralı abutmentlardaki en yüksek stres birikimine sahip olan, tüm modeller arasında Model-2 olmuştur. (Tablo 4.6.)



Şekil 4.6. İntraosseöz implant abutmentları ve subperiosteal implantlar (abutmentlar) üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.

Tablo 4.6. İntraosseöz implant abutmentları ve subperiosteal implantlar (abutmentlar) üzerinde oluşan von Mises stres değerlerini gösteren tablo.

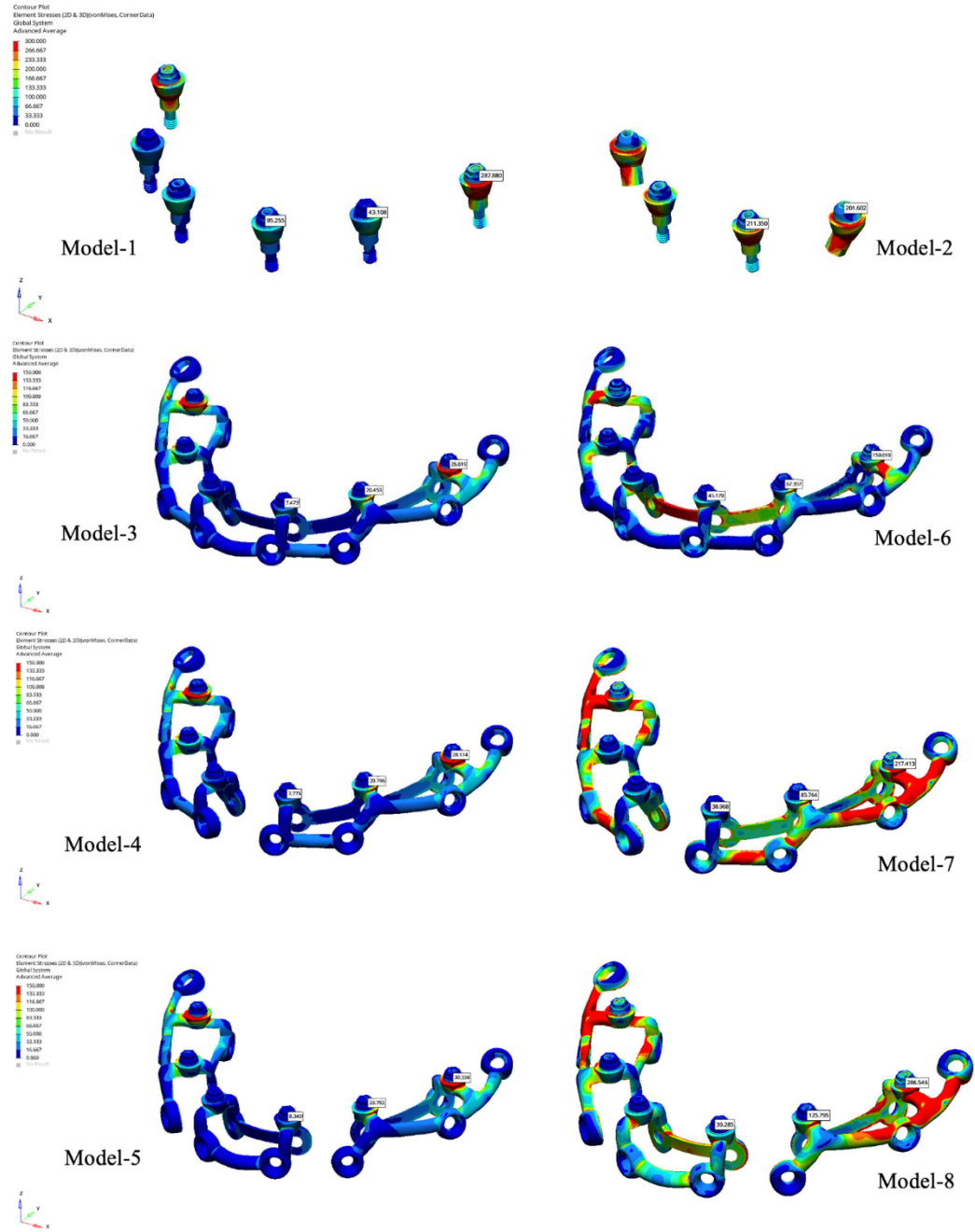
Abutmentlar Üzerindeki von Mises Stres Değerleri (MPa)								
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
2	178,126	570,419	77,825	79,938	77,695	294,014	210,689	380,515
4	187,889	1077,828	217,288	208,511	191,049	400,154	450,521	469,908
6	1124,558	-	384,573	405,704	387,452	1226,377	1340,103	1334,848

4.7. Abutment Vidaları Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

Abutment vidalarında oluşan von Mises stres değerleri senaryolar içerisinde en az PEEK SPİ modellerinde (Model-3, Model-4 ve Model-5) hesaplanmıştır. En fazla von Mises stres değeri Model-1’de 6 numaralı abutment vidasında 287,880 MPa olarak hesaplanmıştır. 2 ve 4 numaralı abutmentlarda ise Model-2 senaryolar içindeki en yüksek değerleri vermiştir. PEEK veya titanyum grupları içinde 3 parçalı tasarıma sahip SPİ modelleri olan Model-5 ve Model-8, vidalar üzerinde toplamda en fazla stres oluşturan modellerdir. Diğer modellere kıyasla Model-2’de abutment vidalarında oluşan stres dağılımı neredeyse eşit değerdedir. (Tablo 4.7.) (Şekil 4.7.)

Tablo 4.7. Abutment vidalarında oluşan von Mises stres değerlerini gösteren tablo.

Abutment Vidaları Üzerindeki von Mises Stres Değerleri (MPa)								
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
2	95,255	211,350	7,473	7,775	8,340	45,179	38,968	39,285
4	43,108	201,602	20,453	20,796	20,792	67,357	85,764	125,795
6	287,880	-	26,819	28,114	30,338	150,018	217,413	286,546



Şekil 4.7. Abutment vidalarında oluşan von Mises stres değerleri.

4.8. Metal Altyapı Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

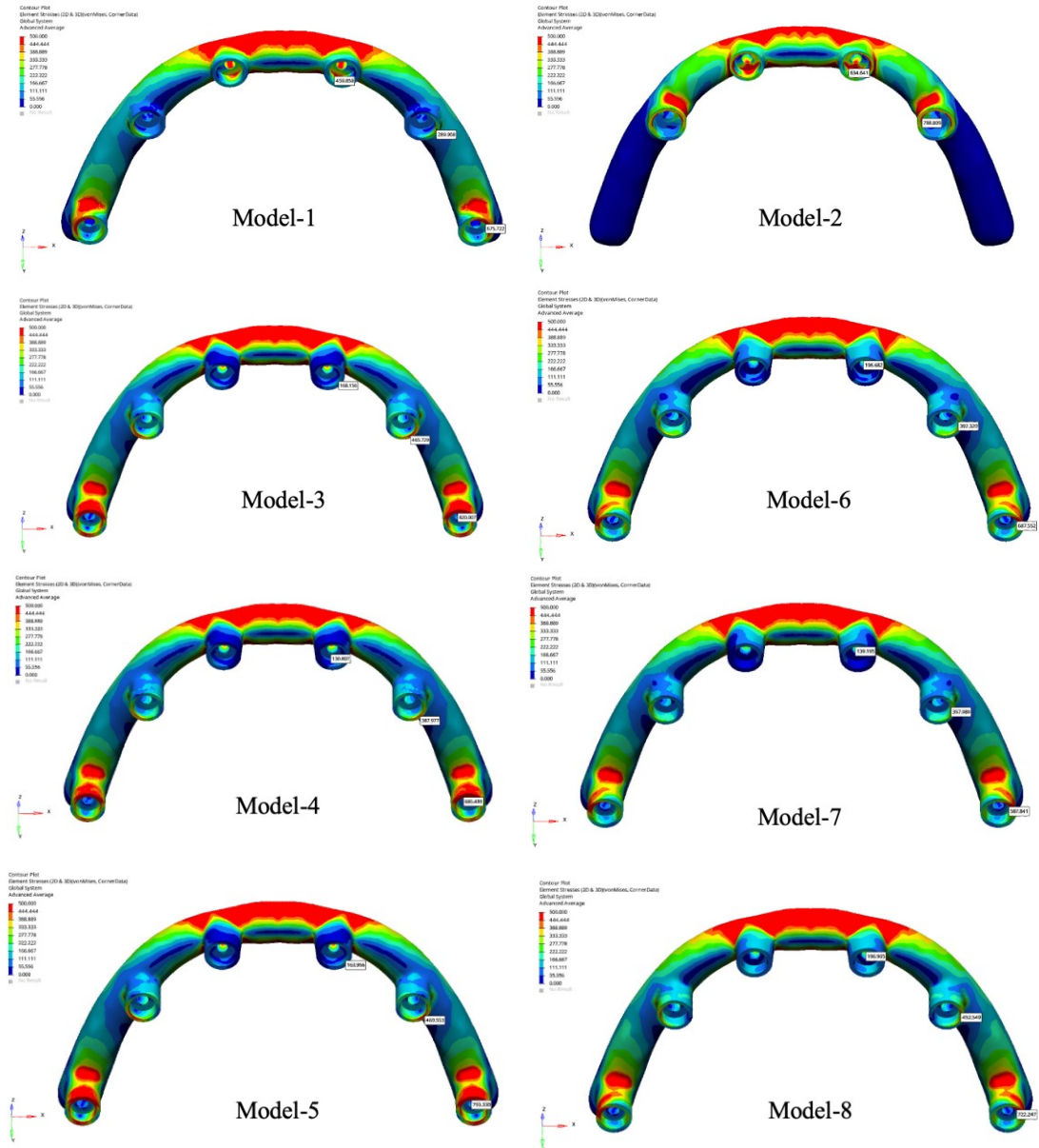
Tüm modellerde metal altyapıda stres dağılımı anteriordan posteriora doğru artmıştır. Metal altyapı üzerinde, 2 numaralı bölgede diğer modellere kıyasla daha fazla von Mises stresi oluşturan modeller, intraosseöz implantların kullanıldığı Model-2 ve ardından Model-1 olmuştur. Model-2, metal altyapıda 2 numaralı bölgede 634,641 MPa ve 4 numaralı bölgede 788,809 MPa ile en çok stres oluşturan modeldir.

En düşük von Mises stres değerleri; 2 numaralı bölgede 130,807 MPa ile Model-4'te, 4 numaralı alanda 289,908 MPa ile Model-1'de, 6 numaralı alanda 587,841 MPa ile Model 7'dedir.

PEEK ve titanyum grupları kendi içerisinde ele alındığında metal altyapıda ortak olarak en az von Mises stres değeri oluşturan modeller iki parçalı tasarıma sahip Model-4 ve Model-7 olmuştur. (Tablo 4.8.) (Şekil 4.8.)

Tablo 4.8. Tüm modellerde metal altyapı üzerinde oluşan von Mises stres değerlerini gösteren tablo.

Metal Altyapı Üzerindeki von Mises Stres Değerleri (MPa)								
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
2	459,858	634,641	168,156	130,807	163,956	196,682	139,195	196,905
4	289,908	788,809	465,729	387,977	469,553	392,320	357,089	452,549
6	675,722	-	820,007	695,481	793,330	687,552	587,841	722,247



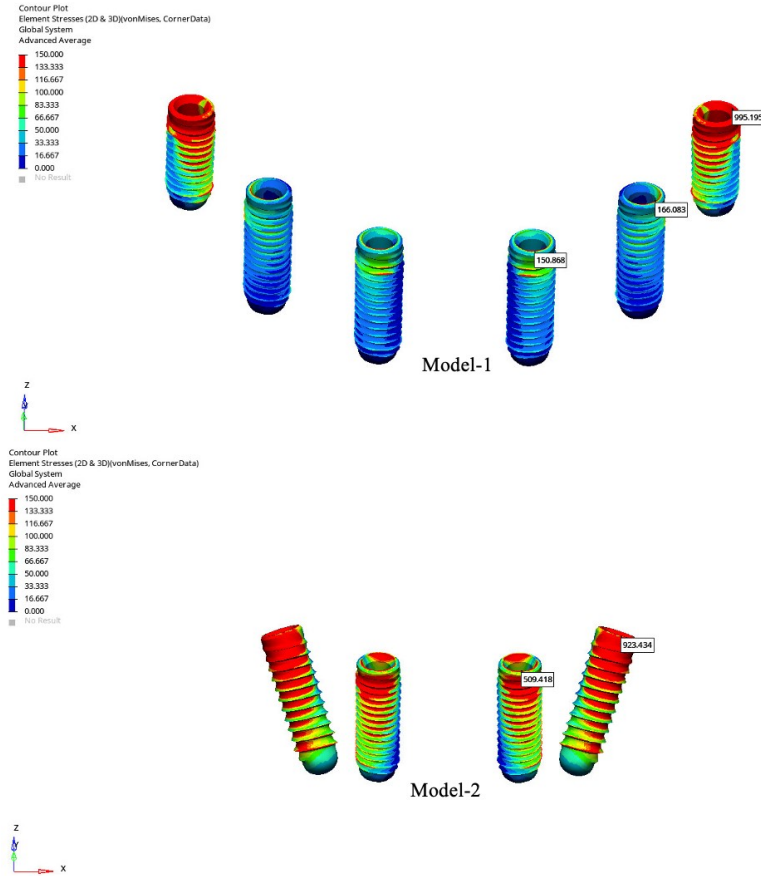
Şekil 4.8. Tüm modellerde metal altyapı üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.

4.9. İntraosseöz İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

İntraosseöz implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri incelenmiştir. (Şekil 4.9.)

Model-2’de 2 numaralı implantın boyun bölgesinde oluşan von Mises stres değeri 509,418 MPa ile Model-1’deki 2 numaralı implantın boyun bölgesinde oluşan değer (150,868 MPa) 3 katından fazla bir değere sahiptir. Model-2’de 4 numaralı

implantın boyun bölgesinde oluşan von Mises stres değeri 923,434 MPa ile Model-1'deki 4 numaralı implantın boyun bölgesindeki değerin (166,083 MPa) 5 katından fazladır. Tüm implantlar arasında, en yüksek von Mises stres değeri Model-1'deki 6 numaralı implant boynunda oluşmuştur. Von Mises stres değerleri dağılımı, Model-2'de Model-1'e göre daha dengelidir. (Tablo 4.9.)



Şekil 4.9. İntraosseöz implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.

Tablo 4.9. İntraosseöz implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri

İntraosseöz İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri		
	Model 1	Model 2
2	150,868	509,418
4	166,083	923,434
6	995,195	-

5. TARTIŞMA

İnsanın yaşam süresi ve kalitesi; teknoloji, tıp ve mühendislik başta olmak üzere pek çok alanda süregelen gelişmeler sonucunda artış göstermektedir. “Yaşlı birey” tanımı 65 yaş ve üzeri kişiler olarak yapılmaktadır. Gelişmiş ülkelerde 2023 yılında yaşlı nüfus oranı %20 olarak bildirilirken, bu oranın 2050 yılında %28’e çıkması beklenmektedir. [1] Türkiye’de ise yaşlı nüfus oranı (65 yaş ve üzeri) 2019 yılında %8,8 olarak bildirilmiştir ve 2050 yılında %17,6’ya ulaşması tahmin edilmektedir.[256] Dünya genelinde görülen ve artmakta olan yaşlı nüfus ile, hastalıklarla geçirilen süre de artacaktır.

Yaş almaya bağlı olarak gelişebilen malnütrisyon, ağız bakımı ve el becerisinde azalma, sistemik hastalıklar, kemik metabolizmasının bozulması, travma veya kanser, tümör, kist gibi patolojik durumlar sonucunda periodontal hastalıklar, diş kayıpları, kemik defektleri oluşmakta ve dişsiz geçirilen sürenin artmasıyla birlikte çene kemiklerinin atrofik duruma gelmesine sebep olmaktadır.[2] Kaybedilen diş sayısı fazla olduğunda çiğneme fonksiyonu, beslenme, konuşma ve estetik önemli ölçüde etkilenir, yaşam kalitesi azalır. Son dönemde yapılan çalışmalarla, toplumda dişsizlik oranının azalmakta olduğu ve diş kaybının yaşamın ileri dönemlerinde olduğu gösterilmiştir. [257, 258] Türkiye'nin kuzeydoğusunda total dişsizliğin prevalansını inceleyen retrospektif bir çalışmada, total dişsizliğin 64 yaş üzeri hastalarda %24,85 oranında olduğu belirlenmiştir.[259] Ülkemizde yapılan, 65 yaş ve üzeri bireylerin ağız sağlığını değerlendiren bir çalışmada Nalçacı ve ark., hastaların %11,6 oranında total dişsiz olduğunu, diş kaybının kadınlarda erkeklere kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu, yaş arttıkça diş kaybının anlamlı olarak arttığını ortaya koymuştur.[260] Bu sonuçlar, özellikle yaşlı bireylerin sağlığının dişsizlikten olumsuz etkilendiğini ortaya koymaktadır. Diş kayıpları sonucu oluşan ilerleyici, geri dönüşümsüz ve kronik bir hal alan alveol kemik rezorpsiyon süreci ve çiğneme fonksiyonunda meydana gelen bozulma önemli bir sağlık sorunu haline gelmektedir.[261]

Dişsiz ve atrofik çenelere sahip bireylerin çiğneme fonksiyonunun geri kazandırılması ve dental estetiğin sağlanması için günümüzde en fazla tercih edilen

rehabilitasyon yöntemi dental implant uygulamaları olmuştur. Atrofik ve dişsiz mandibulada rezidüel kemik miktarının yetersiz olduğu durumlarda tedavi alternatifi olarak ekstra kısa (<6 mm) implant uygulamaları, all-on-4 konsepti, inferior alveolar sinir (İAS) repozisyonu teknikleri, subperiosteal implantlar geliştirilmiştir. Bu tür prosedürlerin daha sık uygulandığı bireylerde, özellikle yaşlı nüfusta; komorbiditelerin artması, nörolojik bozukluklar, kardiyovasküler hastalıklar sonucu bilişsel ve işlevsel bozukluklar meydana gelmesi sebebiyle denge kaybının artması ve reflekslerin azalması bireylerin düşmelere ve travmaya maruziyetinin artmasına neden olmaktadır. Yine insan ömrünün uzaması ile yaşlı bireylerin yaşam tarzı değişimleri ve aktivite potansiyelinde gerçekleşen artış ile maksillofasiyal travma maruziyetinin artacağı öngörülmektedir.

Maksillofasiyal travma ve yaralanmalarla ilgili yapılan çalışmalarda en sık karşımıza çıkan faktörler saldırı[157], motorlu araç kazaları ve düşmelerdir. Mandibulanın; travma sonrası yüz bölgesinde en sık kırılan kemiklerden biri olduğu [157, 176]; mandibulanın en sık kırık görülen bölgelerinin ise simfizis[171], angulus, gövde [262] ve kondil bölgesi [154, 157, 263] olduğu çeşitli çalışmalarca bildirilmiştir.

Yaşlı bireylerde görülen maksillofasiyal ve dentoalveolar travma ile ilgili olan literatürde bulunan yayınları değerlendiren bir çalışmada; primer etiolojinin kaza sonucu düşmeler olduğu, en çok etkilenen bölgelerin ise sırayla yüzün orta üçlük kısmı ve mandibula olduğu belirtilmiştir.[195] 65 yaş ve üzeri insanların yaklaşık %30'unun, yaşamlarının bir döneminde düşme yaşadığı bildirilmiştir.[264] Düşmelerin 65 yaş ve üzeri hastalarda daha yaygın olduğunu tespit edilmiştir.[171, 261] [187]Kondiler bölge kırıkları ise daha çok düşmelere bağlı olarak meydana gelmiştir. [171, 176]

Brucoli ve ark. 2013-2017 yılları arasında maksillofasiyal kırığa sahip 70 yaş ve üzeri hastaları incelemiş; en sık yaralanma nedeninin düşme (%79), en sık gözlemlenen yaralanmanın ise zigomatik kırıklar olduğunu tespit etmiştir. İlk sırada maksillo-zigomatiko-orbital kırıklar ve ikinci sırada mandibular kırıklar bildirilmiş ve mandibula kırıklarının %50'sini kondiler kırıkların oluşturduğu rapor edilmiştir.[194]

Mugino ve arkadaşları, mandibular kırığa sahip 335 hasta üzerinde yaptığı araştırmada ortalama yaşı 69,5 olan hastaların %3'ünün dişsiz olduğunu bildirmiştir. [265]

Kraniyofasiyal yaralanmaya sahip 11.084 hasta üzerinde yapılan bir araştırmada, 1.047 hastanın 60 yaş üzerinde olduğu tespit edilmiş; tüm kırıkların %8,2'si mandibula kırığı olmasına karşın hastaların %17,8'inde en az 1 adet mandibula kırığı saptanmıştır ve bu hastaların %52,7'si dişsiz olduğu bildirilmiştir. [196]

Avrupa'da 2008-2017 yılları arasında, ortalama yaşı 75 olan ve atrofik, dişsiz mandibula kırığına sahip hastalar üzerinde yapılan bir araştırmada 285 adet mandibula kırığı tespit edilmiştir. Mandibular kırıkların %76,8'ini gövde ve kondil bölgesi kırıkları oluşturmuştur, mandibular kırıkların %56'sı ise tek bir mandibula kırığından oluşmaktadır.[261]

Mandibular kondil kırıklarının değerlendirildiği 4 yıllık bir araştırma neticesinde; 175 adet kondil kırığının %58,8'i unilateral ve %41,1'i bilateral olarak raporlanmıştır. Bilateral kırıkların %67'si orta hat simfizis kırıklarıyla ilişkili bulunurken, unilateral kırıkların %43,8'i parasimfizis kırıklarıyla ilişkili bulunmuştur. Bu veriler ile mandibula orta hattından (simfizis) gelen travma kuvvetinin her iki kondile de eşit aktarılacak her ikisinde de kırık oluşturabileceği belirtilmiştir.[266]

Goots ve arkadaşları, bozulmamış yetişkin erkek kadavralardan alınan on üç dişsiz mandibulaya beş noktadan (ramus, arka gövde, orta gövde, ön gövde ve orta hat) ortalama olarak yaklaşık 3000 N'luk künt travma kuvveti uygulamıştır. Bu deneylerde; her travma kuvvetinin uygulandığı alanda veya bitişiğinde kırık oluşturduğu, orta hatta ve ramusa alınan darbelerin gövdeye alınan darbelerden daha fazla kırık yarattığı ve tüm orta hat darbelerinin simfizis ve kondil bölgeleri dahil olmak üzere çoklu kırıklar meydana getirdiği sonucuna varılmıştır.[204] Literatürde yer alan araştırmalar incelendiğinde, kuvvetin geldiği primer sahada kuvvet absorpsiyonu arttıkça iletilen kuvvetin de azalacağı anlaşılmaktadır. Buradan yola çıkarak çalışmamızda, fasiyal travma varlığında mandibulaya ve kondil bölgesine iletilen stres dağılımı araştırılmıştır.

Fasiyal travmaların sonuçlarını ve etyolojisini canlılar üzerinde araştırmak pratik olarak ve etik anlamda uygulanabilir değildir. Aynı zamanda fasiyal doku ve organ yapılarının mekanik ve fiziksel özelliklerinin kompleks olması, güvenilir bir test için orijinale uygun bir modelleme oluşturulmasını zorlaştırmaktadır ve maliyetini artırmaktadır. Sonlu eleman analizi bu anlamda, travma ile ilişkili yaralanmalar üzerinde çalışırken kırık oluşum riski olan bölgeleri, stres dağılımını belirlemeye yarayabilmekte ve böylece hastaların değerlendirilmesi, tanı ve tedavi süreci hakkında gerekli olan bilgileri edinmede yardımcı olabilmektedir. Sonlu eleman analizi, diş hekimliği ve cerrahi alanında biyomekanik davranışların incelenmesi ve malzeme özelliklerinin, tedavi seçeneklerinin geliştirilmesi açısından güçlü bir yöntemdir ve gelecekte de uygulanmaya devam edeceği öngörülmektedir.[267, 268] Ayrıca SEA, incelenecek yapının 2 veya 3 boyutlu olarak analiz edilmesini mümkün kılar. Meijer ve arkadaşları; SEA yönteminde 3 boyutlu modellerin 2 boyutlu modellere kıyasla stresin yoğun olduğu bölgeleri daha doğru yansıttığını ve sonuçların gerçeğe daha yakın verildiğini göstermiştir.[269] Ek olarak diş hekimliği alanında, baş-boyun anatomisinin, organlarının ve kullanılan malzemelerin karmaşık yapısı ve şekli nedeniyle daha uygun ve doğru sonuçlar alınabilmesi için üç boyutlu analizler önerilmektedir.[238] Çalışmamızda avantajları ve araştırmamıza uygunluğu sebebiyle, sonlu eleman analizi yöntemi tercih edilmiştir ve tam dişsiz erişkin bir bireyin tomografik verileri referans alınarak mandibula modeli oluşturulmuştur.

SEA'ndeki yapılar düğüm noktaları ve bunlarla birbirine bağlanan geometrik elemanlardan oluşmaktadır. Düğüm ve eleman sayısı arttıkça sonuçların gerçeğe yakınlığı artmaktadır.[270] Literatürde 28909-30778 düğüm sayısı, 19109-20500 eleman sayısı ve 1020-1437 düğüm sayısı ile 5803-10281 eleman sayısı kullanılan SEA çalışması örnekleri bulunmaktadır.[271, 272] Çalışmamızda düğüm sayısı 535053-1263808 arasında, eleman sayısı ise 2113613-5184021 arasında değişiklik göstermektedir ve bu sayıların literatürde yer alan çalışmalara kıyaslandığında oldukça yüksektir ve gerçeğe yakın sonuçların elde edildiğini düşündürmektedir.

Osteointegre olan implantlar ile kemik temasının %100 olması mümkün değildir.[273] Fakat dental implantlarla ilgili yapılan SEA çalışmalarında, implant-kemik bağlantısı %100 osteointegre olmuş şekilde kabul edilmektedir.[274, 275]

Literatürde yer alan benzer çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda da implant-kemik bağlantısı %100 osteointegre kabul edilmiştir.

Literatürde yer alan ve mandibulanın travma kuvveti etkisinde oluşturduğu stres dağılımını araştıran çalışmalar içerisinde travma kuvveti olarak 2000 N, 1000 N veya 3000-7000 N arasında değişen değerler kullanılmıştır. [253, 276-281] Fasiyal travma koşulları altında mandibulanın biyomekanik yanıtını incelediğimiz çalışmamızda ise travma kuvvetinin şiddeti önceki benzer çalışmalar baz alınarak 2000 N olarak belirlenmiştir. Yapılmış sonlu eleman analizi çalışmalarında, travma kuvvetinin uygulandığı alan mandibular kemik üzerindeki simfisis bölgesi olmuştur. [253, 276-281] Çalışmamızda ise kuvvetin geldiği alan implantlar üzerine konumlandırılan protetik restorasyon olarak belirlenmiştir ve kuvvet yönü frontal düzleme dik olarak labialden linguale doğrudur. Protetik restorasyon malzemesi olarak genellikle akrilik tercih edilmektedir ve bu malzemenin direnci metal, porselen gibi materyallere göre düşüktür. Ancak anlık oluşan travma kuvveti protezin kırılmasına yol açsa dahi; kuvvetin protetik elemanlara, implantlara ve oradan da kemiğe iletilip ileilmeyeceği ve ileildiğinde stres dağılımının ne şekilde olacağı incelenmek istenmiş ve çalışma amaçlarımızdan birini oluşturmuştur. Bir diğer amacımız ise; protetik restorasyon üzerinden iletilen kuvvet sonrası stres dağılımını inceleyerek implant tasarımları, türleri ve protetik elemanlar üzerinde biriken stres değerlerini ayrı ayrı değerlendirmek ve sonuçta dişsiz ve atrofik mandibulaya sahip hastalarda kırıkların önlenmesinde en uygun tedavi seçeneğine ulaşmaktır. Bu farklılık, çalışmamızın özgün yönünü oluşturmaktadır.

Mandibulanın anterior bölgeden 6666,7 N'luk bir darbe alması durumunda biyomekanik davranışlarını inceleyen bir SEA çalışmasında, tam dişli mandibula modeli, eksik dişlerin olduğu mandibula modelleri ve tam dişsizliğe sahip mandibula modeli karşılaştırılmıştır. Tam dişsizlik durumunda yani çeneyi oklüzal yönden durdurucu işlev gören bir mekanizma olmadığında mandibula ve kondiler prosesin tüm stresi üstlendiği ve kırık riskinin arttığı rapor edilmiştir.[276]

Çalışmamızda farklı tedavi seçenekleri barındıran tüm senaryolarda (all-on-4 konsepti, inferior alveolar sinir lateralizasyonu ile uygulanmış 6 intraosseöz implant

ve tek, iki, üç parçalı ve PEEK / titanyum subperiosteal implant sistemleri) protetik restorasyon üzerine uygulanan travma kuvveti sonucunda oluşan en yüksek çekme stresi değerleri kondil boynunda ölçülmüştür. Bu sonuç, literatürde yer alan, özellikle dişsiz çenelerde mandibular kemik simfizis bölgesine frontal kuvvet uygulandığında en yüksek stres değerlerinin ve kırılma riskinin kondil boynu bölgesinde görüldüğünü gösteren çalışmaları desteklemektedir. [279, 281]

Literatürde all-on-4 tekniğinin başarıyla uygulanabilmesi implant çaplarının anteriorda 3,75 mm – 4 mm, distale açılı olanların ise en az 4 mm çapında olması; tüm implantların 10 mm -18 mm arasında uzunluğa sahip olması önerilmiştir.[94-96] Buna göre; çalışmamızda bulunan model-2’de, all-on-4 tekniği kullanılarak, 2 adet 4,1x12 mm boyutunda aksiyel intraosseöz implant lateral (2 numaralı) diş bölgelerine, 2 adet 30° distale açılı 4,1x14 mm intraosseöz implant ise mental foramenin önünde yer alan premolar (4 numaralı) diş bölgesine unikortikal olarak yerleştirilmiştir. Model-1’de mandibulaya posterior bölgede sinir lateralizasyonu yapılmış şekilde simüle edilerek; 4 adet 4,1x12 mm ve sağ ve sol posterior bölgede 6 numaralı diş bölgelerine 2 adet 4,1x10 mm intraosseöz implant monokortikal olarak yerleştirilmiştir.

Sancar ve arkadaşları bir SEA çalışmasında; ağız açık veya kapalı pozisyonda iken mandibular simfizise üç farklı açıdan (anteroposterior yönde 90°, anteroposterior-inferosuperior yönde 45° ve inferosuperior yönde 90°) 2000 N’luk travma kuvveti simüle etmiştir. Simfizise uygulanan travma sonucunda mandibulada en fazla stres darbenin geldiği alanda ve kondil bölgesinde oluşmuş; ağızın kapalı konumda olması mandibula kırığı olasılığını azaltmıştır.[253] Bahsedilen çalışmada kondil bölgesinde stres birikiminin fazla oluşu çalışmamızla uyumlu sonuçlardan biridir. Kondil bölgesinin mandibulada en sık kırılan bölgelerden biri olması, travma kuvvetinin geliş yönü, şiddeti ve türüne bağlı olmakla birlikte kemik hacminin kondil bölgesinde az olması, kortikal kemik hacminin ve kemik yoğunluğunun artması kırık ihtimalini artıran anatomik faktörlerdir.

Rubo ve arkadaşları, mandibulada 5 adet implant ile desteklenen bir protezde, en distalde yer alan implantın 10, 15 ve 20 mm distalinde yer alan 3 noktaya oklüzal kuvveti simüle eden 100 N’luk vertikal kuvvet uygulamıştır ve kuvvete en yakın

implant çevresindeki kortikal kemikte en fazla streslerin oluştuğunu, kuvvetten uzaklaştıkça azaldığını fakat yükün karşı tarafında en uzak implant çevresinde arttığını belirtmiştir.[282] Çalışmanın değişkenleri arasında yer alan kantilever uzunluğu arttıkça, implant çevresi kemikte von Mises streslerin %30-37 oranında arttığı bildirilmiştir. Oklüzal ve lateral yönde simüle edilen çiğneme kuvvetleri, direkt olarak protezi destekleyen implantlara hem paralel hem de vertikal yöndedir ve fizyolojik bir yükü temsil eder. Bu yükler implant sağ kalımının değerlendirilmesi için kemik rezorpsiyonu açısından önem taşır. Fakat çalışmamızda protez üzerine frontal yönden travma uygulanmıştır. Model-1 ve Model-2’de implant çevresi kemikte travma sonrası stres dağılımına bakıldığında, implant çevresi kemikte stresin, kuvvetin uygulandığı alandan uzaklaştıkça arttığı görülmektedir. Frontal yönden gelen travma kuvvetlerinin; uygulandığı alana ve mandibulada kondile iletilme eğiliminin olduğu bilinmektedir. Çalışmamızda implant çevresindeki kemikte hesaplanan stres değerlerinin bahsedilen araştırmanın aksine kuvvetin uygulandığı alandan uzaklaştıkça artmasının nedeninin, kuvvetin şiddeti ve yönü, uygulanan implantların açıları, sayıları ve uzunlukları ile ilişkilendirilebilir. Aynı zamanda çalışmamızda 4 numaralı alveolar kemik bölgesinde görülen en yüksek Pmax ve Pmin stres değerlerinin Model-2’de; en düşük Pmax ve Pmin stres değerlerinin ise Model-1’de görülmüştür. Rubo ve arkadaşları’nın çalışmalarında ifade ettikleri gibi kantilever varlığı Model-2’deki kuvvetlerin daha çok implant boynunu çevreleyen kemikte birikmesine sebep olmuş olabilir.

Splintlenmiş dört adet interforaminal implant içeren ve içermeyen dişsiz mandibular kemik modelleri üzerine simfizis, parasimfizis ve mandibular angulus bölgesine 1000 N’luk travma kuvveti uygulanan bir SEA çalışmasında, tüm modellerde en yüksek stres seviyeleri kondil boynu bölgesinde görülmüştür. Frontal travma durumunda all-on-4 konseptinde olduğu gibi, splintlenmiş dört adet interforaminal implant uygulandığında simfizis ve mandibular boyun bölgesindeki stres seviyelerinin ve kırık riskinin azaldığı fakat mental foramen bölgesinde artabileceği gösterilmiştir.[280] Bu durum, 4 numaralı bölgede açılı ve daha uzun yerleştirilen implant varlığı nedeniyle kemik hacminin o bölgede daha çok azalmasına ve yükün Model-1’deki gibi 6 adet değil 4 adet implant üzerinde paylaşılmasına bağlanabilir.

Krennmair ve arkadaşları, travma kuvveti altında mandibular kondil bölgesindeki stres değerlerini incelediği bir çalışmada; atrofik mandibulada uygulanan dört implantın, iki implanta göre kondil bölgesinde daha düşük stres oluşturduğunu rapor etmiştir. İmplant sayısı arttığında streslerin, implant çevresindeki kemik tarafından absorbe edileceği, kondil bölgesine iletilecek stresin azalacağı ve stres birikimi azaldığından kondil kırığı riskinin de azalacağını bildirmişlerdir.[281] Çalışmamızda ise yukarıda bahsedilen çalışmanın aksine, 4 adet implant kullanılan Model-2 ile 6 adet implant kullanılan Model-1 kıyaslandığında, implant sayısı artırıldığında kondilde biriken stres değeri de artmıştır. İmplant sayısı ile stres dağılımı arasındaki ilişkinin çalışmamızda farklı olması; Model-2’de premolar bölgedeki implantların, açılı yerleştirilmesi ve distale açılı implantların hem vertikal hem de horizontal yöndeki streslere gösterdiği dirence bağlı olabilir.

Ayali ve arkadaşları, yaptığı çalışmada, kortikal kemik ile direkt kontakta olan implantların travmatik kuvvet etkisi altında daha çok stres yarattığı ve süngerimsi kemiğe monokortikal olarak yerleştirilen implantların mandibulada kemik kırığı riskini azaltmada etkili olabileceğini göstermiştir. Yazarlara göre; süngerimsi kemik, stresleri çevresine homojen şekilde dağıtırken, kortikal kemik stresi direkt olarak implanta aktarmakta ve implantla temas eden kortikal kemik çevresinde stres yoğunlaşmaktadır. İmplantlar sadece kortikal kemikle çevrili olduğunda ise implant boyun bölgesinde daha fazla stres biriktiği de gözlemlenmiştir. [278] Çalışmamızda bulunan Model-1’deki implantların süngerimsi kemikle temasının Model-2’ye kıyasla daha fazla olması ve gelen kuvvetin kondile daha fazla aktarılmasına sebebiyet vermiş olabilir. İntraosseöz implantlar üzerindeki stres dağılımı kıyaslandığında ise Model-1’de von Mises stres değerlerinin 6 numaralı implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir ve Model-2’de, Model-1’e göre daha homojen dağılım göstermektedir. Çalışmamızda von Mises streslerin, kortikal kemikle temasta olan implant boynunda yoğunlaşması ve posteriora gittikçe artması; süngerimsi ve kortikal kemiğin stres dağılımlarını farklı kılan biyomekanik özelliklerini açıklamakta ve Ayali ve ark.’nın bulgularını desteklemektedir.

İAS lateralizasyonu, prosedürü ile ilişkili olarak mandibula inferior kortikal sınırını geçen birden fazla implant yerleştirilmesi ve alveolar kanalın lingualde yer

almasının orta veya şiddetli mandibular atrofisi olan hastalarda kırık riskini arttırdığı bildirilmiştir.[283] İAS repozisyonuyla birlikte 6 adet implant uygulandığında (Model-1) bukkal kortikal kemik devamlılığı da bozulduğundan kemik hacmi ve dayanıklılığı all-on-4 tekniğine kıyasla azalmakta, mandibula zayıflamaktadır. Çalışmamızda, Model-1’de Model-2’ye göre implant sayısının artırılması, kondile iletilen Pmax stresi azaltmamış, Pmin stresinde ise belirgin bir fark yaratmamıştır. Ayrıca kalıcı nörosensoriyal bozukluk görülme oranı İAS lateralizasyonunda (%1,56) transpozisyona (%12,12) göre daha düşük olduğundan İAS lateralizasyonu prosedürünün daha invaziv bulunmasına rağmen [284], riskin var olduğu bilinmektedir. İASL prosedürü, all-on-4 tekniğine göre sinir hasarı ve nörosensoriyal bozukluk riskini arttırdığı için hasta konforu açısından dezavantajlı konumdayken aynı zamanda daha fazla implant kullanılması gerekliliği nedeniyle mandibular gövdede kemik hacmini azalttığı ve prosedür gereği kortikal kemikte hasar meydana getirdiği için intraoperatif ve post-operatif dönemde mandibular kırık riskini de artırabileceği öngörülmüştür. Bu nedenlerle, İASL prosedürü ile gerçekleştirilen 6 adet intraosseöz implant uygulamasının all-on-4 tekniğine göre dezavantajlı konumda olduğu düşünülmüştür.

Model-2’de simfizis ve parasimfiziste oluşan Pmax stres değerleri Model-1’dekine kıyasla daha fazla olup; 6 numaralı alveolar kret bölgesinde en düşük Pmax değerini Model-2 verirken en yüksek Pmax değerini Model-1 vermiştir. Buna göre; Model-2 mandibular gövde kırıkları açısından daha az risk oluşturmaktadır. Tüm bunlar ve çalışma sonuçlarımız göz önüne alındığında, alveolar kemik üzerindeki toplam Pmin stres değerleri Model 2’de Model-1’e göre daha yüksek olmasına rağmen, tedavi alternatifi olarak all-on-4 tekniğinin güçlü olduğu ve Model-2’nin kondil boynuna daha az stres iletmede ve kondil bölgesinde kırık oluşma riskini azaltmada Model-1’e göre daha başarılı olurken mental foramen bölgesinde kırık oluşturmaya yatkın olduğu düşünülmektedir.

İntraosseöz implantların kullanılmadığı atrofik ve dişsiz çenelerde, tedavi alternatifi oluşturan subperiosteal implantların, maksilla için yapılan tasarımları ve ilgili çalışmaları literatürde yer alırken; mandibular subperiosteal implant tasarımları henüz yeterli değildir.[57] Bu nedenle çalışmamızda subperiosteal implant tasarımları

tek, iki ve üç ayrı parçadan oluşacak biçimde, hem PEEK hem de titanyum materyali kullanılarak modellenmiştir.

Literatürde, mandibular subperiosteal implantlarda osteosentez vidalarının kullanımında ideal olarak gösterilen vida sayısına ilişkin bilgi yer almamaktadır. Araştırmacılar, primer stabiliteyi sağlamak ve stabilite problemlerine bağlı komplikasyonları azaltabilmek adına yeterli sayıda vida kullanılması gerektiğini savunmuştur. Subperiosteal implant uygulamalarında hem primer stabilite sağlamak ve immedat yüklemeye yapabilmek hem de fonksiyonel yükleri temas ettiği kemik yüzeyine dağıtmak amacıyla osteosentez vidalarının kullanılması ve çenenin en büyük direnç alanlarına yerleştirilmesi önerilmektedir.[114, 248] 1978'de Champy tarafından, mandibular kemikteki gerilim alanlarıyla örtüşen "Champy çizgileri" tanımlanmış ve mandibula angulus, parasimfizis ve simfiziste stabil fiksasyon için monokortikal vida içeren mini plaklar ile daha az kuvvet uygulayarak fiksasyon sağlamak mümkün olmuştur. Gerilim hatları üzerinde mini plaklar kullanılarak yapılan fiksasyon sayesinde; kas hareketleri sonucunda oluşan ve mandibula boyunca dağılan kuvvetlerin mandibular kırık yüzeyine eşit dağıtılabilmek ve kırık fragmanların deplasmanını önlemeye yardımcı olur.[248, 285]

Çalışmamızda subperiosteal implantlarda kullanılan osteosentez vidaları da yine aynı mantık üzerinde, çiğneme ve kas kuvvetlerinin fizyolojik dağılım hatları olan gerilim alanlarına yerleştirilmiştir. Buna göre mandibulanın en dirençli bölgeleri; M. Genioglossus ve M. Geniohyoideus'un tutunduğu ve genial tüberkülü oluşturduğu simfizis, M. Buccinator'un tutunduğu eksternal oblik kenar ve mandibula bazisine en yakın bukkal ve lingual kemik bölgeleridir.[286, 287] Lingualde ise mylohyoid kenar yüksek değilse abutmentler arasında subperiosteal implant bağlantısı sağlanması önerilmiştir. Ayrıca mandibular kırıklarda açık redüksiyon prosedüründe rijit fiksasyon sağlamak için yeterli görülen osteosentez vida sayısının minimum 4 adet olduğu bildirilmiştir.[248] Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullanılan subperiosteal implant tasarımı, vidaların konumu ve sayısı mandibulanın direnç alanları dikkate alınarak belirlenmiş ve eksternal oblik kenar, mandibula bazisine en yakın lingual ve bukkal kemik bölgeleri ve simfizis bölgelerine osteosentez vidaları yerleştirilmiştir. Her subperiosteal implant tasarımında toplamda 14 vida kullanılmış, bunlardan 3'er

tanesi mandibula gövdesi üzerinde bukkalde, 1'er tanesi eksternal oblik kenar üzerinde ve 3'er tanesi mandibula gövdesinde lingualde yer almaktadır.

Çalışmamızda subperiosteal implant abutmentlarının yerleşeceği alveol kret içerisinde hazırlanan slot alanları oluşturulmuştur. Bazı araştırmacılar, abutmentların bazal kemik üzerine slot alanına oturtulması ile, abutment altında meydana gelecek kemik rezorpsiyonunun önleneceğini ve subperiosteal implantın stabilitesinin artırıldığını savunmaktadır. Ek olarak implantın, abutmentın altında bir membran görevi görerek bağ doku migrasyonunu engellemesi ve kemik remodelasyonunun devam edebileceğini belirtmişlerdir.[248] Bu özellikler kemik rezorpsiyonunu önlediği ve stabiliteyi arttırdığında, subperiosteal implantı travmatik kuvvetlere karşı da dayanıklı hale getirebilir.

Subperiosteal implant tasarımında abutment konumları mental foramenin posteriorunda yer aldığında, implantın mental sinirin inferiorundan geçmesi ve vidaların mental foramenden 5-8 mm uzakta yerleştirilmesi önerilmektedir. İmplant mental sinirin inferiorundan geçtiğinde, cerrahi sırasında sinirin izolasyonu ve korunması mümkün olup nörolojik hasar minimuma indirilir ve hasarın iyileşmesi post-operatif birkaç haftada gerçekleşebilir. Fakat abutmentların bir ya da birkaçı mental foramenin anteriorunda yer aldığında implantın mental foramenin superiorundan geçirilmesi önerilmiştir.[248] Tek, iki ve üç parçalı olması farketmeksizin subperiosteal implant tasarımlarımızda mental foramenin önünde yer alan 4 numaralı abutment ve 6 numaralı abutment bağlantılı olduğundan, implant devamlılığı mental foramenin superiorundan geçirilerek sağlanmıştır.

PEEK ve titanyum modellerinde kondil ve simfizis bölgelerindeki Pmax değerleri incelendiğinde ortalama kondil Pmax değerleri PEEK modellerinde titanyum modellerine göre az da olsa yüksek görülmüştür. Simfizis bölgesindeki değerler incelendiğinde ise titanyumun değerleri PEEK değerlerine göre oldukça yüksek izlenmiştir. Kemikte gözlenen daha yüksek Pmax değerlerinin kırık oluşum riskini artırma ihtimali göz önüne alındığında, PEEK ile tasarlanan SPI modellerinin kondil bölgesinde kırık oluşturma riskinin titanyumdan daha yüksek olabileceği düşünülebilir. Kırık tedavi yöntemleri de göz önüne alındığında hasta ve hekim

açısından, kondil bölgesinde oluşacak bir kırığın tedavi sürecinin simfizis bölgesindeki bir kırığın tedavi sürecinden daha zorlayıcı olabileceği düşünüldüğünde; PEEK SPI'nin titanyum SPI'lere göre daha dezavantajlı olduğu düşünülebilir. Ancak kemiğe iletilen toplam stres değerleri göz önüne alındığında, PEEK-SPI modellerinde kemiğe iletilen toplam stres değeri, titanyum SPI modellerin iletilen toplam stres değerinin oldukça altında kalmaktadır.

Sonuç olarak; PEEK SPI'ler kondile gelen Pmax stres değerini titanyum SPI'lere göre bir miktar artırsa da diğer bölgelerdeki stres değerlerini daha yüksek miktarlarda azalttığından, daha avantajlı olarak düşünülmüştür. Bu veriler doğrultusunda titanyumdan SPI modellerinin, PEEK SPI modellerine göre hem kemikte hem de implant bileşenleri üzerinde daha yüksek stres değerleri barındırdığı görülmüştür. Bu sonuçlar malzemelerin farklı elastik modülleriyle ilişkilendirilebilir çünkü PEEK malzemeleri daha düşük bir elastik modüle (3,8 GPa) sahiptir ve bu da onu kemiğe daha benzer hale getirir. Yani PEEK gelen yükü daha homojen bir şekilde dağıtır ve kemiğe daha yakın bir yük transferi sağlar. PEEK daha esnek olduğu için titanyumdan daha fazla yük emebilir. Bu özellikle kemikle osteointegrasyonun önemli olduğu durumlarda faydalıdır. Yükün bir kısmını absorbe ederek kemiğe aşırı yük bindirmez. Öte yandan titanyum yüksek elastik modül (110 GPa) ve yüksek mukavemet sunar. Bu özellikler, titanyumun gelen yükü doğrudan kemiğe iletmesine neden olabilir. [288, 289] PEEK materyali; geliştirilebilen performansı, estetik oluşu, düşük ağırlığa sahip olduğundan hafif protezlerin üretilebilmesi, maliyetin düşürülebilmesi, çıkabilecek mekanik sorun riskinin azaltılabilmemesi, yüksek termal stabilitesi, şok emici özelliği ve biyouyumluluğu sebebiyle titanyuma önemli bir alternatif oluşturmaktadır.[132] PEEK SPI tasarımları arasında frontal yönden gelen travma durumunda simfizis ve kondil boynu kırıklarını önlemek için tek parçalı PEEK SPI tasarımı olan Model-3, iki ve üç parçalılara göre daha avantajlı görülmüştür.

Subperiosteal implantlar ile ilgili çalışmalarda en sık bildirilen komplikasyon peri-implant mukozitidir ve bu durumun ilerlediği vakalarda eksplantasyon bazen tek tedavi seçeneği olabilmektedir. [57, 114, 290] Bölgesel olarak gerçekleşen SPI ekspozlarında tüm implantın eksplantasyonu; hasta konforu, çiğneme fonksiyonu ve estetik açıdan kayıp anlamına gelmektedir ve tedavi maliyetini artırmaktadır. Bu

sebeple biyomekanik olarak tek parça subperiosteal implantlar iki veya üç parçaya göre daha avantajlı olsa da klinik uygulamalarda peri-implant mukoziti durumunda çok parçalının daha avantajlı olabileceği de akılda bulundurulmalıdır.

PEEK SPI modelleri, titanyum SPI modellerine göre çalışmamızda daha avantajlı bulunsalar da kondile iletilen yükler açısından all-on-4 konseptine göre daha dezavantajlı bulunmuşlardır. Bu anlamda PEEK'in stres emici özelliğinin geliştirilmesi ve daha iyi anlaşılabilmesi için travmatik kuvvetler altında farklı şartlarda uygulanan PEEK subperiosteal implant tasarımlarının ve protetik yapıların karşılaştırıldığı araştırmalara ihtiyaç vardır.

Çalışma sonuçlarımıza göre kondil ve simfisis kırığı gelişme olasılığı yönünden en avantajlı senaryo Model-2 olsa da intraosseöz implantların kullanıldığı senaryolarda kırık hattı implantların bulunduğu bölgede gelişebilir ve kırık hattıyla ilişkili implantların eksplantasyonu gerekebilir. PEEK subperiosteal implant modellerimizin ise Champy'nin direnç alanlarından geçecek tasarlanması ile direnç alanları desteklenerek kırık gelişme riskinin azaltılabileceği ve PEEK SPI'lerin kullanımının, bu açıdan daha avantajlı olabileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

1. Frontal yönden gelen travma durumunda mandibular kemikte oluşan Pmax stres değerleri tüm çalışma modellerinde kondil bölgesinde yoğunlaşmıştır.

2. Frontal yönden gelen travma durumunda abutmentlar üzerinde kaydedilen en düşük von Mises stres değerleri PEEK SPI modellerinde gözlenmiştir.

3. Atrofik ve dişsiz mandibulada uygulanacak all-on-4 konsepti, frontal yönden gelen travma durumunda simfizis ve kondil bölgelerinde kırık gelişme ihtimali bakımından diğer modellere göre daha avantajlıyken; stres dağılımı en dezavantajlı görülen senaryo, üç parçalı titanyum SPI olmuştur.

4. Model-1 ve Model-2 karşılaştırıldığında; frontal yönden gelen travma durumunda kondil ve simfizis bölgesinde kırık gelişme riski açısından en avantajlı olan senaryonun all-on-4 (Model-2) olduğu görülmüştür ve bu sonucun yerleştirilen açılı implantlar veya kantilever protez etkisi sebebiyle olabileceği düşünülmüştür. Bu sebeple ilerleyen çalışmalarda farklı kantilever uzunluklarının farklı implant açılarının travma kuvvetleri altındaki biyomekanik davranışlarının incelenmesi önerilmiştir.

5. Atrofik ve dişsiz mandibulada SPI uygulanması düşünülüyorsa, frontal yönden gelen travma durumunda simfizis ve kondil boynu kırıkları gelişme ihtimalini azaltmak amacıyla titanyum yerine PEEK materyalinin seçilmesi ve tek parçadan oluşan bir tasarımın uygulanması en faydalı seçenek olarak görülmüştür.

7. KAYNAKLAR

1. Economic, U.N.D.o. and S. Affairs, *World Population Ageing 2023*. 2024: United Nations.
2. Esposito, M., et al., *The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants: a Cochrane systematic review*. Evidence-based practice: Toward optimizing clinical outcomes, 2010: p. 195-218.
3. Rehman, K. and H. Edmondson, *The causes and consequences of maxillofacial injuries in elderly people*. Gerodontology, 2002. **19**(1): p. 60-64.
4. Saari, P., et al., *Fall-related injuries among initially 75-and 80-year old people during a 10-year follow-up*. Archives of gerontology and geriatrics, 2007. **45**(2): p. 207-215.
5. Velayutham, L., et al., *Elderly patients with maxillofacial trauma: the effect of an ageing population on a maxillofacial unit's workload*. British journal of oral and maxillofacial surgery, 2013. **51**(2): p. 128-132.
6. Nakamura, H., *Morphology, function, and differentiation of bone cells*. Journal of hard tissue biology, 2007. **16**(1): p. 15-22.
7. Palacci, P. and I. Ericsson, *Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management*. (No Title), 2001.
8. Lindhe, J., N.P. Lang, and T. Karring, *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 2009: Wiley.
9. Ortega, N., D.J. Behonick, and Z. Werb, *Matrix remodeling during endochondral ossification*. Trends in cell biology, 2004. **14**(2): p. 86-93.
10. Güreşen, G. and S. Kahraman, *Mandibulanın anatomisi, embriyolojisi ve mandibular foramen'in klinik önemi*. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 2023. **12**(1): p. 158-164.
11. Clarke, B., *Normal bone anatomy and physiology*. Clinical journal of the American Society of Nephrology, 2008. **3**(Supplement_3): p. S131-S139.
12. Miloro, M., et al., *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. Vol. 1. 2004: Springer.
13. Hudieb, M., et al., *Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(3).
14. Tallgren, A., *The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years*. The Journal of prosthetic dentistry, 1972. **27**(2): p. 120-132.
15. Atwood, D.A., *Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1962. **12**(3): p. 441-450.
16. Soikkonen, K., A. Ainamo, and Q. Xie, *Height of the residual ridge and radiographic appearance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people*. Journal of oral rehabilitation, 1996. **23**(7): p. 470-475.

17. Misch, C.E., *Dental implant prosthetics-E-book*. 2004: Elsevier Health Sciences.
18. Devlin, H. and M. Ferguson, *Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors*. British dental journal, 1991. **170**(3): p. 101-104.
19. Ulm, C., et al., *Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles*. Clinical oral implants research, 1997. **8**(2): p. 125-130.
20. Wolff, J., *The law of bone remodelling*. 2012: Springer Science & Business Media.
21. Frost, H.M., *Bone's mechanostat: a 2003 update*. The Anatomical record part a: discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology: an official publication of the american association of anatomists, 2003. **275**(2): p. 1081-1101.
22. Atwood, D.A., *Reduction of residual ridges: a major oral disease entity*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1971. **26**(3): p. 266-279.
23. Hansson, S. and A. Halldin, *Alveolar ridge resorption after tooth extraction: A consequence of a fundamental principle of bone physiology*. Journal of dental biomechanics, 2012. **3**.
24. Cawood, J. and R. Howell, *A classification of the edentulous jaws*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1988. **17**(4): p. 232-236.
25. Bueno-Samper, A., M. Hernandez-Aliaga, and J.-L. Calvo-Guirado, *The implant-supported milled bar overdenture: a literature review*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2010. **15**(2): p. e375-8.
26. Stellingsma, C., et al., *Implantology and the severely resorbed edentulous mandible*. Critical reviews in oral biology & medicine, 2004. **15**(4): p. 240-248.
27. Resnik, R., *Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book: Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book*. 2020: Elsevier Health Sciences.
28. Roberts, R., *Types, uses, and evaluation of the plate-form implant*. The Journal of Oral Implantology, 1996. **22**(2): p. 111-118.
29. Linkow, L., *The endosseous blade--a progress report*. The Probe, 1970. **13**(4): p. 105.
30. Smithloff, M. and M.E. Fritz, *The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults. A five-year report*. Journal of Periodontology, 1976. **47**(1): p. 19-24.
31. Cranin, A.N., M.F. Rabkin, and L. Garfinkel, *A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans*. Journal of the American Dental Association (1939), 1977. **94**(2): p. 315-320.
32. English, C., *An overview of implant hardware*. Journal of the American Dental Association (1939), 1990. **121**(3): p. 360, 364, 366 passim-360, 364, 366 passim.
33. Bra-nemark, P.-I., et al., *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. 1986, LWW.

34. Adell, R., et al., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International journal of oral surgery, 1981. **10**(6): p. 387-416.
35. Guillaume, B., *Dental implants: A review*. Morphologie, 2016. **100**(331): p. 189-198.
36. Small, I., *Chalmers J. Lyons memorial lecture: Metal implants and the mandibular staple bone plate*. Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965), 1975. **33**(8): p. 571-585.
37. Small, I., *The mandibular staple bone plate for the atrophic mandible*. Dental Clinics of North America, 1980. **24**(3): p. 565-570.
38. Bosker, H. and L. Van Dijk, *The transmandibular implant*. Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde, 1983. **90**(9): p. 381-389.
39. Meijer, H.J., et al., *The mandibular staple bone plate: a long-term retrospective evaluation*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 1998. **56**(2): p. 141-145.
40. Versteegh, P.A., et al., *Clinical evaluation of mandibular overdentures supported by multiple-bar fabrication: a follow-up study of two implant systems*. 1995.
41. Brånemark, P., *Surgery and fixture installation*. Zygomaticus Fixture Clinical Procedures. Göteborg, Sweden: Nobel Biocare, 1998. **1**.
42. Aparicio, C., et al., *Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1993. **8**(1).
43. Bowden, J., T. Flood, and I. Downie, *Zygomaticus implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2006. **44**(1): p. 54-56.
44. Polido, W.D., et al., *Indications for zygomatic implants: a systematic review*. International Journal of Implant Dentistry, 2023. **9**(1): p. 17.
45. Agliardi, E., et al., *Immediate full-arch rehabilitation of the severely atrophic maxilla supported by zygomatic implants: a prospective clinical study with minimum follow-up of 6 years*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2017. **46**(12): p. 1592-1599.
46. Cebrián Carretero, J.L., et al., *Virtual surgical planning and customized subperiosteal titanium maxillary implant (CSTMI) for three dimensional reconstruction and dental implants of maxillary defects after oncological resection: Case series*. Journal of Clinical Medicine, 2022. **11**(15): p. 4594.
47. Jehn, P., et al., *Oral health-related quality of life in tumour patients treated with patient-specific dental implants*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2020. **49**(8): p. 1067-1072.
48. Sconzo, J., *The complete mandibular subperiosteal implant: an overview of its evolution*. Journal of Oral Implantology, 1998. **24**(1): p. 14-15.

49. Moore, D.J. and P.A. Hansen, *A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **92**(2): p. 145-150.
50. Gore, D., et al., *Vitallium®*. Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, 2005. **15**(6).
51. Tomasi, C., et al., *Early healing of peri-implant mucosa in man*. Journal of clinical periodontology, 2016. **43**(10): p. 816-824.
52. Branemark, P.-I., *Osseointegration and its experimental background*. The Journal of prosthetic dentistry, 1983. **50**(3): p. 399-410.
53. Linkow, L.I. and R. Ghalili, *Critical design errors in maxillary subperiosteal implants*. Journal of Oral Implantology, 1998. **24**(4): p. 198-205.
54. Mangano, C., et al., *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, 2020. **6**: p. 1-14.
55. Yanase, R., et al., *The mandibular subperiosteal implant denture: A prospective survival study*. The Journal of prosthetic dentistry, 1994. **71**(4): p. 369-374.
56. Bodine, R.L., R.T. Yanase, and A. Bodine, *Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients*. The Journal of prosthetic dentistry, 1996. **75**(1): p. 33-44.
57. Anitua, E., et al., *Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review*. International Journal of Implant Dentistry, 2024. **10**(1): p. 4.
58. Young Jr, L., J.D. Michel, and D.J. Moore, *A twenty-year evaluation of subperiosteal implants*. The Journal of prosthetic dentistry, 1983. **49**(5): p. 690-694.
59. Linkow, L.I., J.R. Wagner, and M. Chanavaz, *Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data*. Journal of Oral Implantology, 1998. **24**(1): p. 16-36.
60. Mounir, M., et al., *Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2018. **47**(5): p. 658-664.
61. Spalthoff, S., et al., *Comparison of conventional and digital workflow for dental rehabilitation with a novel patient-specific framework implant system: an experimental dataset evaluation*. International Journal of Implant Dentistry, 2022. **8**(1): p. 4.
62. Carnicero, A., et al., *Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization*. Scientific Reports, 2021. **11**(1): p. 15390.
63. Imburgia, M., et al., *Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study*. BMC oral health, 2017. **17**: p. 1-13.

64. Joda, T., F. Zarone, and M. Ferrari, *The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review*. BMC oral health, 2017. **17**: p. 1-9.
65. Sonmez, N., et al., *Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study*. BMC oral health, 2018. **18**: p. 1-13.
66. Ciocca, L., et al., *Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches*. Medical & Biological Engineering & Computing, 2011. **49**: p. 1347-1352.
67. Mangano, F.G., et al., *Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: a 1-year prospective study on 15 patients*. Lasers in Medical Science, 2014. **29**: p. 1321-1328.
68. Mangano, F.G., et al., *Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report*. Lasers in medical science, 2012. **27**: p. 1241-1245.
69. Cohen, D.J., et al., *Novel osteogenic Ti-6Al-4V device for restoration of dental function in patients with large bone deficiencies: design, development and implementation*. Scientific reports, 2016. **6**(1): p. 20493.
70. Traini, T., et al., *Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants*. Dental materials, 2008. **24**(11): p. 1525-1533.
71. Mangano, C., et al., *Prospective clinical evaluation of 201 direct laser metal forming implants: results from a 1-year multicenter study*. Lasers in medical science, 2012. **27**: p. 181-189.
72. Cerea, M. and G.A. Dolcini, *Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: a retrospective clinical study on 70 patients*. BioMed research international, 2018. **2018**(1): p. 5420391.
73. Fetting, R. and J. Kay, *A seven-year clinical evaluation of soft-tissue effects of hydroxylapatite-coated vs. uncoated subperiosteal implants*. The Journal of oral implantology, 1994. **20**(1): p. 42-48.
74. Golec, T.S. and J.T. Krauser, *Long-term retrospective studies on hydroxyapatite coated endosteal and subperiosteal implants*. Dental Clinics of North America, 1992. **36**(1): p. 39-65.
75. Minichetti, J.C., *Analysis of HA-coated subperiosteal implants*. Journal of Oral Implantology, 2003. **29**(3): p. 111-116.
76. Gulener, F., et al., *Rehabilitation of edentulous patient using endosteal and subperiosteal implants: A case report*. Journal of Craniomaxillofacial Research, 2023: p. 27-30.
77. Urban, I.A., et al., *Effectiveness of vertical ridge augmentation interventions: a systematic review and meta-analysis*. Journal of clinical periodontology, 2019. **46**: p. 319-339.
78. Elnayef, B., et al., *Vertical Ridge Augmentation in the Atrophic Mandible: A Systematic Review and Meta-Analysis*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2017. **32**(2).

79. Sáenz-Ravello, G., et al., *Short implants compared to regular dental implants after bone augmentation in the atrophic posterior mandible: umbrella review and meta-analysis of success outcomes*. International Journal of Implant Dentistry, 2023. **9**(1): p. 18.
80. Esposito, M., et al., *Short implants versus longer implants in vertically augmented atrophic mandibles: A systematic review of randomised controlled trials with a 5-year post-loading follow-up*. International Journal of Oral Implantology, 2019. **12**(3): p. 267-280.
81. Papaspyridakos, P., et al., *Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis*. Clinical oral implants research, 2018. **29**: p. 8-20.
82. Li, Q.L., et al., *Survival Rates of Splinted and Nonsplinted Prosthesis Supported by Short Dental Implants (≤ 8.5 mm): A Systematic Review and Meta-Analysis*. Journal of Prosthodontics, 2022. **31**(1): p. 9-21.
83. Lemos, C.A.A., et al., *Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis*. Journal of dentistry, 2016. **47**: p. 8-17.
84. Anitua, E. and M.H. Alkhraisat, *15-year follow-up of short dental implants placed in the partially edentulous patient: Mandible Vs maxilla*. Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 2019. **222**: p. 88-93.
85. Shi, J.-Y., et al., *Clinical evaluation of short 6-mm implants alone, short 8-mm implants combined with osteotome sinus floor elevation and standard 10-mm implants combined with osteotome sinus floor elevation in posterior maxillae: study protocol for a randomized controlled trial*. Trials, 2015. **16**: p. 1-5.
86. Tutak, M., et al., *Short dental implants in reduced alveolar bone height: a review of the literature*. Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research, 2013. **19**: p. 1037.
87. Maló, P., et al., *Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an All-on-4 design*. Journal of Oral Rehabilitation, 2015. **42**(8): p. 615-623.
88. Felice, P., et al., *Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up*. Eur J Oral Implantol, 2014. **7**(4): p. 359-369.
89. Schiegnitz, E. and B. Al-Nawas, *Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis*. Clinical oral implants research, 2018. **29**: p. 21-40.
90. Jung, R.E., et al., *Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes*. Clinical oral implants research, 2018. **29**: p. 69-77.
91. Elias, C., et al., *Biomedical applications of titanium and its alloys*. Jom, 2008. **60**: p. 46-49.
92. Tada, S., et al., *Patient preferences for different tooth replacement strategies for the edentulous mandible: A willingness-to-pay analysis*. Journal of Prosthodontic Research, 2021. **65**(4): p. 535-540.

93. Maló, P., B. Rangert, and M. Nobre, "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003. **5**: p. 2-9.
94. Malo, P., et al., *A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up*. *The Journal of the American Dental Association*, 2011. **142**(3): p. 310-320.
95. Testori, T., et al., *Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study*. *Clinical oral implants research*, 2008. **19**(3): p. 227-232.
96. Babbush, C.A., G.T. Kutsko, and J. Brokloff, *The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study*. *Journal of Oral Implantology*, 2011. **37**(4): p. 431-445.
97. Apaza Alccayhuaman, K.A., et al., *Biological and technical complications of tilted implants in comparison with straight implants supporting fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis*. *Clinical oral implants research*, 2018. **29**: p. 295-308.
98. Del Fabbro, M., et al., *Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review*. *Clinical implant dentistry and related research*, 2012. **14**(4): p. 612-621.
99. Käyser, A., *Shortened dental arches and oral function*. *Journal of oral rehabilitation*, 1981. **8**(5): p. 457-462.
100. Avila-Ortiz, G., et al., *Treatment alternatives for the rehabilitation of the posterior edentulous maxilla*. *Periodontology 2000*, 2023. **93**(1): p. 183-204.
101. Storelli, S., et al., *Implant-supported cantilevered fixed dental rehabilitations in fully edentulous patients: Systematic review of the literature. Part II*. *Clinical Oral Implants Research*, 2018. **29**: p. 275-294.
102. Freitas da Silva, E.V., et al., *Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2018. **33**(4).
103. Aglietta, M., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years*. *Clinical oral implants research*, 2009. **20**(5): p. 441-451.
104. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: I. Implant-supported FPDs*. *Clinical oral implants research*, 2004. **15**(6): p. 625-642.
105. Misch, C.E., Z. Qu, and M.W. Bidez, *Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and*

- surgical placement*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 1999. **57**(6): p. 700-706.
106. Kim, Y., et al., *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clinical oral implants research, 2005. **16**(1): p. 26-35.
 107. Misch, C.E. and Ö. Kutay, *Dental implant protezler*. 2009: Nobel Tıp Kitabevleri.
 108. Abayev, B. and G. Juodzbaly, *Inferior alveolar nerve lateralization and transposition for dental implant placement. Part I: a systematic review of surgical techniques*. Journal of oral & maxillofacial research, 2015. **6**(1).
 109. CC, A., *Lateral repositioning of inferior alveolar neurovascular bundle*. J Oral Surgery, 1977. **35**: p. 419.
 110. Jensen, O. and D. Nock, *Inferior alveolar nerve repositioning in conjunction with placement of osseointegrated implants: a case report*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 1987. **63**(3): p. 263-268.
 111. Atef, M., et al., *Two-stage distalization of the mental foramen to manage posterior mandibular vertical bone deficiency—a prospective observational study*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2020. **49**(12): p. 1622-1629.
 112. Loescher, A. and P. Robinson, *The effect of surgical medicaments on peripheral nerve function*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1998. **36**(5): p. 327-332.
 113. Allavéna, J., et al., *Inferior alveolar nerve repositioning surgical techniques and outcomes—a systematic review*. Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery, 2023: p. 101631.
 114. Mommaerts, M., *Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant 'AMSJI' for the maxilla*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2019. **48**(1): p. 108-114.
 115. Sykaras, N., et al., *Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000. **15**(5).
 116. Kandaswamy, E., M. Harsha, and V.M. Joshi, *Titanium corrosion products from dental implants and their effect on cells and cytokine release: A review*. Journal of Trace Elements in Medicine and Biology, 2024: p. 127464.
 117. Heydecke, G., R. Kohal, and R. Gläser, *Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report*. International Journal of Prosthodontics, 1999. **12**(2).
 118. Stejskal, J. and V. Stejskal, *The role of metals in autoimmunity and the link to neuroendocrinology*. Neuroendocrinology letters, 1999. **20**(6): p. 351-366.
 119. Tschernitschek, H., L. Borchers, and W. Geurtsen, *Nonalloyed titanium as a bioinert metal—a review*. Quintessence international, 2005. **36**(7).

120. Valentine-Thon, E. and H.-W. Schiwara, *Validity of MELISA® for metal sensitivity testing*. Neuroendocrinology Letters, 2003. **24**(1/2): p. 57-64.
121. Özkurt, Z. and E. Kazazoğlu, *Zirconia dental implants: a literature review*. Journal of oral implantology, 2011. **37**(3): p. 367-376.
122. Bahat, O., *Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1992. **7**(4).
123. Prestat, M. and D. Thierry, *Corrosion of titanium under simulated inflammation conditions: Clinical context and in vitro investigations*. Acta biomaterialia, 2021. **136**: p. 72-87.
124. Yildirim, M., et al., *In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(4): p. 325-331.
125. Martin, R. and J. Ishida, *The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength*. Journal of biomechanics, 1989. **22**(5): p. 419-426.
126. Kurtz, S.M. and J.N. Devine, *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*. Biomaterials, 2007. **28**(32): p. 4845-4869.
127. Ha, S.-W., et al., *Surface activation of polyetheretherketone (PEEK) and formation of calcium phosphate coatings by precipitation*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 1997. **8**(11): p. 683-690.
128. Fan, J., et al., *Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite*. Biomaterials, 2004. **25**(23): p. 5363-5373.
129. Lin, T., et al., *Glass peek composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells*. Journal of biomedical materials research, 1997. **36**(2): p. 137-144.
130. Sasuga, T. and M. Hagiwara, *Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions*. Polymer, 1987. **28**(11): p. 1915-1921.
131. SKINNER, H.B., *Composite technology for total hip arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 1988. **235**: p. 224-236.
132. Bathala, L., et al., *The role of polyether ether ketone (PEEK) in dentistry—a review*. Journal of medicine and life, 2019. **12**(1): p. 5.
133. Peng, T.-Y., et al., *In vitro assessment of the cell metabolic activity, cytotoxicity, cell attachment, and inflammatory reaction of human oral fibroblasts on polyetheretherketone (PEEK) implant–abutment*. Polymers, 2021. **13**(17): p. 2995.
134. Wenz, L., et al., *In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites*. Journal of biomedical materials research, 1990. **24**(2): p. 207-215.
135. Blanch-Martínez, N., S. Arias-Herrera, and A. Martínez-González, *Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review*. Journal of clinical and experimental dentistry, 2021. **13**(5): p. e520.

136. Cui, C., et al., *Titanium alloy production technology, market prospects and industry development*. *Materials & Design*, 2011. **32**(3): p. 1684-1691.
137. Staniland, P., et al., *Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers*. *Polymer*, 1992. **33**(9): p. 1976-1981.
138. Panayotov, I.V., et al., *Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications*. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2016. **27**: p. 1-11.
139. Kim, I.Y., et al., *Bioactive composites consisting of PEEK and calcium silicate powders*. *Journal of Biomaterials Applications*, 2009. **24**(2): p. 105-118.
140. Wong, K., et al., *Mechanical properties and in vitro response of strontium-containing hydroxyapatite/polyetheretherketone composites*. *Biomaterials*, 2009. **30**(23-24): p. 3810-3817.
141. Kuo, M., et al., *PEEK composites reinforced by nano-sized SiO₂ and Al₂O₃ particulates*. *Materials chemistry and physics*, 2005. **90**(1): p. 185-195.
142. Wu, X., et al., *Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies*. *International journal of nanomedicine*, 2012: p. 1215-1225.
143. Cook, S. and A. Rust-Dawicki, *Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants*. *The Journal of oral implantology*, 1995. **21**(3): p. 176-181.
144. Bakar, M.A., P. Cheang, and K. Khor, *Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite-polyetheretherketone biocomposites*. *Composites Science and Technology*, 2003. **63**(3-4): p. 421-425.
145. Bakar, M.A., et al., *Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants*. *Biomaterials*, 2003. **24**(13): p. 2245-2250.
146. Petrovic, L., et al., *Effect of β TCP filled polyetheretherketone on osteoblast cell proliferation in vitro*. *Journal of biomedical science*, 2006. **13**: p. 41-46.
147. Han, C.-M., et al., *The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties*. *Biomaterials*, 2010. **31**(13): p. 3465-3470.
148. Sandler, J., et al., *Carbon-nanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites*. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2002. **33**(8): p. 1033-1039.
149. Lee, W.T., et al., *Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants*. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2012. **100**(4): p. 1044-1052.
150. Scotchford, C.A., et al., *Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: in vitro biological assessment*. *Biomaterials*, 2003. **24**(26): p. 4871-4879.
151. Jm, P., *Craig's restorative dental materials*. *Mechanical properties*, 2006: p. 51-96.

152. Sarot, J.R., et al., *Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2010. **21**: p. 2079-2085.
153. Schwitalla, A., et al., *Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone*. Journal of biomechanics, 2015. **48**(1): p. 1-7.
154. Reddy, K.U.K., et al., *Exploring the bio-mechanical behavior of PEEK and CFR-PEEK materials for dental implant applications using finite element analysis*. Journal of Prosthodontic Research, 2024: p. JPR_D_23_00296.
155. Boffano, P., et al., *Aetiology of maxillofacial fractures: a review of published studies during the last 30 years*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2014. **52**(10): p. 901-906.
156. Bonavolontà, P., et al., *The epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Italy: The experience of a single tertiary center with 1720 patients*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2017. **45**(8): p. 1319-1326.
157. Boffano, P., et al., *European Maxillofacial Trauma (EURMAT) project: a multicentre and prospective study*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2015. **43**(1): p. 62-70.
158. Ghosh, R. and K. Gopalkrishnan, *Facial fractures*. Journal of craniofacial surgery, 2018. **29**(4): p. e334-e340.
159. Leal, J. and G.-G. Porto, *Relationship between mandibular fracture and impacted lower third molar*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2009. **14**(7): p. E349-54.
160. Khan, T.U., et al., *Etiology and pattern of maxillofacial trauma*. Plos one, 2022. **17**(9): p. e0275515.
161. Boole, J.R., et al., *5196 mandible fractures among 4381 active duty army soldiers, 1980 to 1998*. The Laryngoscope, 2001. **111**(10): p. 1691-1696.
162. Carvalho, T.B.O., et al., *Six years of facial trauma care: an epidemiological analysis of 355 cases*. Brazilian journal of otorhinolaryngology, 2010. **76**(5): p. 565-574.
163. Boffano, P., et al., *Mandibular trauma: a two-centre study*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2015. **44**(8): p. 998-1004.
164. Keleş, B., et al., *Treatment options and common problems in patients with maxillofacial trauma*. Turkish Journal of Trauma and Emergency Surgery, 2006. **12**(3): p. 218-222.
165. Brummund, D., A. Chang, and J. Michienzi, *Miniplat fixation to an edentulous mandibular fracture in panfacial trauma*. Cureus, 2020. **12**(9).
166. Chrcanovic, B.R., et al., *1,454 mandibular fractures: a 3-year study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2012. **40**(2): p. 116-123.

167. Núñez Jr, D.B., M. Torres-León, and F. Múnera, *Vascular injuries of the neck and thoracic inlet: helical CT–angiographic correlation*. Radiographics, 2004. **24**(4): p. 1087-1098.
168. Fonseca, R.J., *Oral and Maxillofacial Surgery-Inkling Enhanced E-Book: Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book*. 2017: Elsevier Health Sciences.
169. Deliverska, E., *Maxillofacial fractures in patients with multiple injuries and polytrauma*. Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers, 2016. **22**(2): p. 1120-1126.
170. Boffano, P., et al., *Inferior alveolar nerve injuries associated with mandibular fractures at risk: a two-center retrospective study*. Craniomaxillofacial trauma & reconstruction, 2014. **7**(4): p. 280-283.
171. Afrooz, P.N., et al., *The epidemiology of mandibular fractures in the United States, part 1: a review of 13,142 cases from the US National Trauma Data Bank*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2015. **73**(12): p. 2361-2366.
172. Larsen, O.D. and A. Nielsen, *Mandibular fractures: I. An analysis of their etiology and location in 286 patients*. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery, 1976. **10**(3): p. 213-218.
173. Aksoy, E., E. Ünlü, and Ö. Sensöz, *A retrospective study on epidemiology and treatment of maxillofacial fractures*. Journal of Craniofacial Surgery, 2002. **13**(6): p. 772-775.
174. Brasileiro, B.F. and L.A. Passeri, *Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2006. **102**(1): p. 28-34.
175. Iida, S., et al., *Maxillofacial fractures resulting from falls*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2003. **31**(5): p. 278-283.
176. Adik, K., et al., *Trends in mandibular fractures in the USA: A 20-year retrospective analysis*. Dental Traumatology, 2023.
177. Morris, C., et al., *Mandibular fractures: an analysis of the epidemiology and patterns of injury in 4,143 fractures*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2015. **73**(5): p. 951. e1-951. e12.
178. Luhr, H.-G., T. Reidick, and H.-A. Merten, *Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 1996. **54**(3): p. 250-254.
179. Ivy, R., Curtis. L.: *Fractures of the mandible, an analysis of one hundred cases*, Dental Cosmos, 1926. **68**: p. 439.
180. Dingman, R.O. and P. Natvig, *Surgery of facial fractures*. (No Title), 1964.
181. Fonseca, R.J., *Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018: Elsevier.
182. Fuselier, J.C., E.E. Ellis III, and T.B. Dodson, *Do mandibular third molars alter the risk of angle fracture?* Journal of oral and maxillofacial surgery, 2002. **60**(5): p. 514-518.

183. Şenen, D., et al., *MANDİBULA KIRIKLARINA KLİNİK YAKLAŞIMLARIMIZ*. Türk Plastik Rekonstrüktif Ve Estetik Cerrahi Dergisi, 2006. **14**(2): p. 102-104.
184. Bereket, C., et al., *Incidence of mandibular fractures in black sea region of Turkey*. Journal of clinical and experimental dentistry, 2015. **7**(3): p. e410.
185. Huelke, D.F., A.R. Burdi, and C.E. Eyman, *Mandibular fractures as related to the site of trauma and the state of dentition*. Journal of dental research, 1961. **40**(6): p. 1262-1274.
186. DF, H., B. AR, and E. CE, *Association between mandibular fractures and site of trauma, dentition and age*. Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service, 1962. **20**: p. 478-481.
187. Huelke, D. and J. Harger, *MECHANISMS IN PRODUCTION OF MANDIBULAR FRACTURES-AN EXPERIMENTAL STUDY*. Journal of Oral Surgery, 1968. **26**(2): p. 86-+.
188. Huelke, D.F. and J. Harger, *Maxillofacial injuries: their nature and mechanisms of production*. Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965), 1969. **27**(7): p. 451-460.
189. Huelke, D. and L. Patrick, *Mechanics in the production of mandibular fractures: strain-gauge measurements of impacts to the chin*. Journal of dental research, 1964. **43**(3): p. 437-446.
190. Chacon, G.E. and P.E. Larsen, *Principles of management of mandibular fractures*. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery, 2004. **2**: p. 401-33.
191. Çeçen, S., et al., *Maxillofacial trauma in geriatric patients in an aging country*. Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery, 2024. **95**: p. 161-169.
192. Beğer, T. and H. Yavuzer, *Yaşlılık ve yaşlılık epidemiyolojisi*. Klinik gelişim, 2012. **25**(3): p. 1-3.
193. Nishiike, S., et al., *35 mandibular fracture cases*. Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho, 2002. **105**(10): p. 1065-1070.
194. Brucoli, M., et al., *Epidemiology of maxillofacial trauma in the elderly: A European multicenter study*. Journal of stomatology, oral and maxillofacial surgery, 2020. **121**(4): p. 330-338.
195. Turino, F.D., et al., *World trends in publication for maxillofacial and dental trauma in the elderly*. Dental traumatology, 2024. **40**(3): p. 333-344.
196. Zelken, J.A., et al., *Defining predictable patterns of craniomaxillofacial injury in the elderly: analysis of 1,047 patients*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2014. **72**(2): p. 352-361.
197. da Rosa Possebon, A.P., et al., *Etiology, diagnosis, and demographic analysis of maxillofacial trauma in elderly persons: A 10-year investigation*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2017. **45**(12): p. 1921-1926.
198. Aytaç, I., A. Yazici, and O. Tunç, *Maxillofacial trauma in geriatric population*. Journal of Craniofacial Surgery, 2020. **31**(7): p. e695-e698.

199. Chrcanovic, B.R., et al., *Facial fractures in the elderly: a retrospective study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil*. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 2010. **69**(6): p. E73-E78.
200. Bradley, J., *Age changes in the vascular supply of the mandible*. British dental journal, 1972. **132**(4): p. 142-144.
201. Munante-Cardenas, J.L., P.H.F. Nunes, and L.A. Passeri, *Etiology, treatment, and complications of mandibular fractures*. Journal of Craniofacial Surgery, 2015. **26**(3): p. 611-615.
202. Wittwer, G., et al., *Treatment of atrophic mandibular fractures based on the degree of atrophy—experience with different plating systems: a retrospective study*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2006. **64**(2): p. 230-234.
203. Cawood, J. and R. Howell, *Reconstructive preprosthetic surgery: I. Anatomical considerations*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1991. **20**(2): p. 75-82.
204. Goots, A., et al., *Blunt force trauma in the human mandible: An experimental investigation*. Forensic Science International: Reports, 2022. **5**: p. 100252.
205. Newman, L., *The role of autogenous primary rib grafts in treating fractures of the atrophic edentulous mandible*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1995. **33**(6): p. 381-387.
206. Ellis III, E. and C. Price, *Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2008. **66**(3): p. 421-435.
207. Qudah, M.A., et al., *Mandibular fractures in Jordanians: a comparative study between young and adult patients*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2005. **33**(2): p. 103-106.
208. Carls, F., G. Pajarola, and H. Sailer, *Mandibular fractures due to implant management--incidence, mechanism of injury and therapeutic characteristics*. Fortschritte der Kiefer-und Gesichts-chirurgie, 1996. **41**: p. 106-108.
209. Luyk, N., *Principles of management of fractures of the mandible*. Principles of oral and maxillofacial surgery, 1992. **1**: p. 407.
210. Albrektsson, T., *A multicenter report on osseointegrated oral implants*. The Journal of prosthetic dentistry, 1988. **60**(1): p. 75-84.
211. Özcan, A.V., L. Nalbant, and A.D. Nalbant, *Geriatride Protetik Yaklaşımlar*. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 2012. **6**(3): p. 1267-1275.
212. Raghoobar, G.M., et al., *Etiology and management of mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics, 2000. **89**(5): p. 553-559.
213. Mason, M.E., et al., *Mandibular fractures through endosseous cylinder implants: report of cases and review*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 1990. **48**(3): p. 311-317.

214. Soehardi, A., et al., *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, 2011. **26**(5).
215. Küçük Kurt, S., *Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2019. **29**(4): p. 701-710.
216. Boschian Pest, L., et al., *Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method*. Journal of oral rehabilitation, 2006. **33**(9): p. 690-697.
217. TUNÇDEMİR, A.R., H.Y. GÖNDER, and İ.B. YÜKSEL, *Diş Hekimliğinde Sonlu Eleman Analizi*. Sağlık Bilimleri Alanında: p. 9.
218. English, C.E., *Dental Implant Prosthetics Carl E. Misch*. 2005, LWW.
219. An, Y.H., W.R. Barfield, and R.A. Draughn, *Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics*. AN, YH; DRAUGHN, RA Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. New York:[sn], 2000: p. 23-40.
220. O'Brien, W.J., *Dental materials and their selection*. Vol. 10. 2002: Quintessence Chicago.
221. Shetty, P., A. Hegde, and K. Rai, *Finite element method—an effective research tool for dentistry*. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 2010. **34**(3): p. 281-285.
222. Shyam Sundar, S., et al., *Finite element analysis: a maxillofacial surgeon's perspective*. Journal of maxillofacial and oral surgery, 2012. **11**: p. 206-211.
223. Zaimoğlu, A., et al., *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara, 1993. **515**.
224. Rho, J.Y., R.B. Ashman, and C.H. Turner, *Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements*. Journal of biomechanics, 1993. **26**(2): p. 111-119.
225. Doblaré, M., J. Garcia, and M. Gómez, *Modelling bone tissue fracture and healing: a review*. Engineering Fracture Mechanics, 2004. **71**(13-14): p. 1809-1840.
226. Rodgers, M.M. and P.R. Cavanagh, *Glossary of biomechanical terms, concepts, and units*. Physical therapy, 1984. **64**(12): p. 1886-1902.
227. Adıgüzel, Ö., *Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları*. Dicle Dişhekimliği Dergisi, 2010. **11**(1): p. 18-23.
228. Gümüş, H., *Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması*. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.

229. Shafie, H.R., *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. 2014: John Wiley & Sons.
230. Lofaj, F., et al., *Finite element analysis of stress distributions in mono-and bi-cortical dental implants*. *Materials Science and Engineering: C*, 2015. **50**: p. 85-96.
231. Ichikawa, T., et al., *Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment*. *Clinical oral implants research*, 1997. **8**(1): p. 18-22.
232. Jingade, R., I. Rudraprasad, and R. Sangur, *Biomechanics of dental implants: A FEM study*. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2005. **5**(1): p. 18-22.
233. Magne, P., *Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data*. *Dental materials*, 2007. **23**(5): p. 539-548.
234. Çalikoğlu, S., *Bölümlü Protezler*, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul, 1992.
235. Öndürücü, A. and M. Kılınç, *Bruksizm Tedavisinde Kullanılan Oklüzal Splintlerdeki Gerilme Dağılımının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi*. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2018. **22**(2): p. 861-866.
236. Rao, S.S., *The finite element method in engineering*. 2017: Butterworth-heinemann.
237. Hammond, D. and J. Whitty, *Finite element analysis and dentistry*. *Faculty dental journal*, 2015. **6**(3): p. 134-139.
238. Ramoğlu, S. and O. Ozan, *Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi*. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014. **24**(3).
239. Szabó, B. and I. Babuška, *Finite element analysis: Method, verification and validation*. 2021.
240. Craig, R.G., *Restorative dental materials*. 1980: Mosby.
241. Baiamonte, T., et al., *The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems*. *The Journal of oral implantology*, 1996. **22**(2): p. 104-110.
242. Brauer, J., *What every engineer should know about finite element analysis*. 1993: CRC Press.
243. Ebrahimi, F., *Finite element analysis: new trends and developments*. 2012: BoD–Books on Demand.
244. Logan, D.L., *A first course in the finite element method*. Vol. 4. 2011: Thomson.
245. Menicucci, G., et al., *Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses*. *Clinical oral implants research*, 2002. **13**(3): p. 334-341.
246. Ono, A., M. Motoyoshi, and N. Shimizu, *Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants*. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2008. **37**(4): p. 334-340.

247. Hussein, M.O. and M.S. Alrutha, *Evaluation of Bone–Implant Interface Stress and Strain Using Heterogeneous Mandibular Bone Properties Based on Different Empirical Correlations*. European Journal of Dentistry, 2021. **15**(03): p. 454-462.
248. Vaira, L., et al., *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, 2024. **53**(6): p. 533-540.
249. Ereifej, N., et al., *Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics*. dental materials, 2011. **27**(6): p. 590-597.
250. Grande, F., et al., *Evaluation of tension and deformation in a mandibular toronto bridge anchored on three fixtures using different framework materials, abutment systems, and loading conditions: a FEM analysis*. European Journal of Dentistry, 2023. **17**(04): p. 1097-1105.
251. Antic, S., et al., *Impact of the lower third molar presence and position on the fragility of mandibular angle and condyle: A Three-dimensional finite element study*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2015. **43**(6): p. 870-878.
252. Takada, H., et al., *Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures*. Dental Traumatology, 2006. **22**(1): p. 18-24.
253. Sancar, B., Y. Çetiner, and E. Dayı, *Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 1: Symphysis region*. Dental Traumatology, 2023. **39**(4): p. 352-360.
254. Sancar, B., Y. Çetiner, and E. Dayı, *Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 2: The corpus and the angle regions*. Dental Traumatology, 2023. **39**(5): p. 437-447.
255. Meira, J.B., et al., *Finite element analysis in dentistry*, in *Dental biomaterials*. 2019, World Scientific. p. 67-89.
256. Özen, B., et al., *The Fear of Falls in the Older People Living in Nursing Home and the Factors Associated with Falls*. European Journal of Geriatrics & Gerontology, 2023. **5**(1).
257. Schwendicke, F., et al., *Epidemiological trends, predictive factors, and projection of tooth loss in Germany 1997–2030: Part II. Edentulism in seniors*. Clinical oral investigations, 2020. **24**: p. 3997-4003.
258. Slade, G., A. Akinkugbe, and A. Sanders, *Projections of US edentulism prevalence following 5 decades of decline*. Journal of dental research, 2014. **93**(10): p. 959-965.
259. Sadik, E., C. Gökmenoğlu, and C. Kara, *Complete edentulism of dental patients in northeastern Turkey: prevalence and radiographic findings on panoramic radiographs*. Journal of Dentistry Indonesia, 2020. **27**(3): p. 139-143.

260. Nalçacı, R., E.O. Erdemir, and I. Baran, *Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey*. Archives of gerontology and geriatrics, 2007. **45**(1): p. 55-64.
261. Bruccoli, M., et al., *The epidemiology of edentulous atrophic mandibular fractures in Europe*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2019. **47**(12): p. 1929-1934.
262. Ellis III, E., K.F. Moos, and A. El-Attar, *Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, 1985. **59**(2): p. 120-129.
263. Marker, P., A. Nielsen, and H.L. Bastian, *Fractures of the mandibular condyle. Part I: patterns of distribution of types and causes of fractures in 348 patients*. British journal of oral and maxillofacial surgery, 2000. **38**(5): p. 417-421.
264. Sharif, S.I., et al., *Falls in the elderly: assessment of prevalence and risk factors*. Pharmacy Practice (Granada), 2018. **16**(3).
265. Mugino, H., et al., *Miniplate osteosynthesis of fractures of the edentulous mandible*. Clinical oral investigations, 2005. **9**: p. 266-270.
266. Reddy, N.V.V., et al., *Analysis of patterns and treatment strategies for mandibular condyle fractures: review of 175 condyle fractures with review of literature*. Journal of maxillofacial and oral surgery, 2013. **12**(3): p. 315-320.
267. Perestrelo, P.F.M., et al., *Application of a virtual cranial model in a trauma simulation*. Procedia CIRP, 2016. **49**: p. 19-22.
268. Lisiak-Myszke, M., et al., *Application of finite element analysis in oral and maxillofacial surgery—A literature review*. Materials, 2020. **13**(14): p. 3063.
269. MEIJER, H.A., et al., *Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study*. Journal of oral rehabilitation, 1996. **23**(11): p. 757-763.
270. Kurowski, P.M., *Finite element analysis for design engineers*. 2022: SAE International.
271. Winter, W., et al., *Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(3).
272. Meijer, H., et al., *Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible*. The Journal of prosthetic dentistry, 1992. **68**(1): p. 96-102.
273. Geng, J.-P., K.B. Tan, and G.-R. Liu, *Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature*. The Journal of prosthetic dentistry, 2001. **85**(6): p. 585-598.
274. Sevimay, M., et al., *Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown*. The Journal of prosthetic dentistry, 2005. **93**(3): p. 227-234.

275. Sütüpedeler, M., et al., *Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(6).
276. Hedeşiu, M., et al., *Three-dimensional finite element analysis on mandibular biomechanics simulation under normal and traumatic conditions*. Oral, 2022. **2**(3): p. 221-237.
277. Kan, B., et al., *Effects of inter-implant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2015. **44**(7): p. 908-913.
278. Ayali, A. and K. Bilginaylar, *Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis*. Head & face medicine, 2017. **13**: p. 1-7.
279. Krennmair, S., et al., *The effects of frontal trauma on 4 interforaminal dental implants: a 3-dimensional finite element analysis comparing splinted and unsplinted implant configurations*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2020. **78**(6): p. 961-972.
280. Krennmair, S., et al., *Edentulous mandible with four splinted interforaminal implants exposed to three different situations of trauma: A preliminary three-dimensional finite element analysis*. Dental Traumatology, 2020. **36**(6): p. 607-617.
281. Krennmair, S., et al., *The effect of frontal trauma on the edentulous mandible with four different interforaminal implant-prosthetic anchoring configurations. A 3D finite element analysis*. European Journal of Medical Research, 2023. **28**(1): p. 608.
282. Rubo, J.H. and E.A. Capello Souza, *Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants*. Journal of Oral Implantology, 2008. **34**(5): p. 248-255.
283. Losa, P.M., et al., *Mandibular fracture after inferior alveolar nerve lateralization: A rare and misunderstood complication*. Journal of Craniofacial Surgery, 2015. **26**(7): p. e682-e683.
284. García-Ochoa, A.P., et al., *Complications associated with inferior alveolar nerve reposition technique for simultaneous implant-based rehabilitation of atrophic mandibles. A systematic literature review*. Journal of stomatology, oral and maxillofacial surgery, 2020. **121**(4): p. 390-396.
285. Odonon, L.T., C.M. Brady, and M. Urata, *Mandible fractures*, in *Facial trauma surgery*. 2020, Elsevier. p. 168-185.
286. Champy, M., et al., *Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach*. Journal of maxillofacial surgery, 1978. **6**: p. 14-21.
287. A El-Sawy, M. and S. A Hegazy, *Subperiosteal implants constructed with digital technology: A systematic review*. Oral and Maxillofacial Surgery, 2024: p. 1-13.

288. Mishra, S. and R. Chowdhary, *PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review*. Clinical implant dentistry and related research, 2019. **21**(1): p. 208-222.
289. Rahmitasari, F., et al., *PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications*. Dentistry journal, 2017. **5**(4): p. 35.
290. Onică, N., et al., *Long-Term Clinical Outcomes of 3D-Printed Subperiosteal Titanium Implants: A 6-Year Follow-Up*. Journal of Personalized Medicine, 2024. **14**(5): p. 541.