

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

**ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAXİLLADA KULLANILAN
TİTANYUM VE PEEK MATERYALİNDEN ÜRETİLMİŞ
FARKLI SUBPERİOSTEAL İMPLANT TASIRIMLARININ
ÇEVRE DOKULARDAKİ BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ KULLANILARAK
İNCELENMESİ**

Dt. Turgay KASAP

**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**

**ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAXİLLADA KULLANILAN
TİTANYUM VE PEEK MATERYALİNDEN ÜRETİLMİŞ
FARKLI SUBPERİOSTEAL İMPLANT TASIRIMLARININ
ÇEVRE DOKULARDAKİ BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ KULLANILARAK
İNCELENMESİ**

Dt. Turgay KASAP

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

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL**

**ANKARA
2024**

KABUL VE ONAY

17/01/2024

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Turgay KASAP'ın 17.01.2024 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Atrofik total dişsiz maxillada kullanılan titanyum ve peek materyalinden üretilmiş farklı subperiosteal implant tasarımlarının çevre dokulardaki biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof.Dr. Nur MOLLAOĞLU

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL

Üye : Doç.Dr. Emre TOSUN

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 (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

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

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

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

19/03/ 2024

Turgay KASAP

i

"Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge"

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

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

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. Mustafa Yiğit SAYSEL danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.

Dt. Turgay KASAP

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca engin tecrübe ve bilgi birikiminden faydalanma imkanı bulduğum, tez sürecimin her aşamasında desteğini esirgemeyen, sadece hoca olarak değil insan olarak da pek çok katkısını gördüğüm saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL'e,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde geçirdiğim süre boyunca tecrübesini, desteğini ve içten sohbetini esirgemeyen abim olarak gördüğüm Dr. Öğr. Üyesi Taha ÖZER'e, tezimde verdiği desteklerden ötürü değerli abim Dr. Serkan KIRIŞ'e

Uzmanlık sürecimde yardımlarını esirgemeyen, desteklerini her daim hissettiğim kıymetli eşkıdemlilerime, tez sürecimde ve uzmanlık eğitimimdeki değerli katkılarından dolayı dostum Uzm. Dt. Uğur Baran GÖZ'e,

Araştırma Görevlisi olarak geçirdiğim süre zarfında, birlikte çalışma şansı bulduğum Hacettepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki çok değerli hocalarıma, uzmanlarıma, birlikte çalışmaktan her zaman zevk duyduğum sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimim boyunca da desteğini ve sonsuz sevgisini esirgemeyen canım eşim Berna KASAP'a, beni bugünlere getiren ve emeklerini esirgemeyen sevgili aileme,

Sonsuz saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Turgay KASAP

Ankara, 2024

ÖZET

Kasap T. Atrofik Total Dişsiz Maksillada Kullanılan Titanyum ve PEEK Materyalinden Üretilmiş Farklı Subperiosteal İmplant Tasarımlarının Çevre Dokulardaki Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Kullanılarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 2024. Uzun süreli diş eksikliğine bağlı olarak hastalarda görülen maksilla atrofisinin tedavisinde endosseoz implantların kullanılması imkansız hale gelebilmektedir. Bu hastaların tedavisinde zigomatik implantları, otojen blok greftlemeler ve subperiosteal implantlar sık kullanılan yöntemler olarak öne çıkmaktadır. Son zamanlarda teknolojinin ve dijital ölçü yöntemlerinin gelişmesiyle subperiosteal implantlar kişiye özel olarak üretilmektedir. Kişiye özel üretilen subperiosteal implantlar kemiğe mükemmel yakın uyum sağlaması, augmentasyona gerek duyulmaması ve sinüs komplikasyonlarının az görülmesi ve işlemin hemen ardından hastanın protezlerini kullanmaya başlayabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Bu özelliği sayesinde diğer yöntemlere alternatif olarak öne çıkmaktadır. Öte yandan periimplantitis veya periimplant mukoziti subperiosteal implantlarda görülebilen başlıca komplikasyonlardan biridir. Bu gibi komplikasyonlarda antibiyotik tedavisi ve debridman ile komplikasyonun tedavisi hedeflenir. Antibiyotik tedavisinin başarısız olduğu daha derin dokulara yayılan periimplantitis varlığında ise ilgili abutment kolunun veya ilgili subperiosteal implant kanadının kesilerek uzaklaştırılması önermişlerdir. Böyle bir durumda implantın kalan parçası protezin kullanımı engellemektedir. Bu doğrultuda çalışmamızda kullandığımız tek parçalı ve iki parçalı subperiosteal implant modellerine ek olarak iki posterior ve bir anterior bölümden oluşan üçüncü bir tasarımı dahil ettik. Bu tasarım sayesinde subperiosteal implantın herhangi bir bölümünde kanat veya abutment kolunun kesilmesini gerektirecek bir komplikasyon meydana geldiğinde subperiosteal implantın diğer iki tasarıma göre daha küçük bir parçasının kaybedilmesini ve geri kalan kısmının kullanımının daha kolay olmasını hedefledik. Belirlediğimiz bu hedef doğrultusunda tasarlanan üç farklı subperiosteal implantın çevre kemik dokusunda oluşturduğu biyomekanik etkileri sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak karşılaştırdık.

Kişiye özel üretilen subperiosteal implantlar hastanın dijital ölçüsünün alınarak çene kemiğinin modellenmesinin ardından bilgisayar ortamında bu model üzerinden implantın dizayn edilmesiyle tasarlanmaktadır. Daha sonra tasarlanan implantlar ve protez dijital yazıcılar yardımıyla üretilir. Geçmişte kayıp mum (lost-wax) tekniği ile üretilen ilk subperiosteal implantlarda vitallium alaşımı kullanılmıştır. Günümüzde ise sıklıkla titanyum kullanılmaktadır. Ancak titanyumun sahip olduğu pek çok avantajının yanında elastisite modülü kemiğine kıyasla çok yüksektir bu durum implant üzerine gelen fonksiyonel kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde engel çıkarabilmektedir. 1998 yılında daha uzun ömürlü implantlar için biyomateryal olarak tanımlanan polieter eter keton (PEEK) materyali elastik modülü (3-4 GPa), kemikle benzer olduğundan kuvvet transferleri sırasında yüksek streslerin birikmesini önler. Günümüzde titanyum gibi metalik materyallere alternatif oluşturan PEEK materyali mekanik ve kimyasal olarak üstün özelliklere sahip biyouyumlu bir materyaldir. Maksilla gibi kompleks anatomiye sahip yapılarda meydana gelen biyomekanik olayların klinik ve deneysel yöntemlerle çözümlenmesi oldukça zordur. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA) böyle kompleks yapılarda meydana gelen streslerin fiziksel değerlerini hesaplamaya izin vermektedir.

Çalışmamızda toplam üç farklı tasarımda altı farklı model oluşturduk ilk üç modelde titanyum materyali kullanırken diğer üç modelde ise PEEK materyali kullandık. Oluşturduğumuz modellere çiğneme kuvvetlerini taklit eden 50 N'luk oblik ve 150 N'luk vertikal kuvvetler uygulayarak SEA analizi ile kemik dokusunda oluşan maksimum ve minimum asal stres değerlerini, implantlarda ve fiksasyon vidalarında oluşan von mises stres değerlerini ölçtük. Aldığımız sonuçlara göre hiçbir modelde kemik dokusunda patolojik kuvvet oluşmamıştır. Ayrıca implantlarda ve fiksasyon vidalarında oluşan von mises stres değerlerinin tamamı titanyum ve PEEK materyalinin çekme dayanımından daha düşük çıkmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda kullanılan tüm modeller başarılı olmuş ve mekanik komplikasyon olasılığı düşük bulunmuştur. Tüm modellerde PEEK materyali kortikal ve trabeküler kemikte vertikal ve oblik kuvvetler altında titanyuma göre daha fazla sıkışma stresi oluşturmuştur. Ayrıca subperiosteal implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri de PEEK materyalinden üretilen modellerin tümünde titanyuma göre daha

düşük bulunmuştur. Çıkan sonuçların kapsamlı klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Anahtar kelimeler: Subperiosteal İmplant, PEEK, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Kasap T. Investigation of the Biomechanical Effects of Different Subperiosteal Implant Designs Made of Titanium and PEEK Materials Used in Atrophic Total Edentulous Maxilla on Surrounding Tissues Using Finite Element Analysis, Hacettepe University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialization Thesis, 2024. Depending on the long term edentulous treatment of maxillary atrophy may be impossible with the use of endosseous implants. Zygomatic implants, autogenous block grafting and subperiosteal implants are frequently used methods in the care of these patients and provide advanced protection. With the recent advancement of medical and digital measurement methods, subperiosteal implants can be produced individually. Custom-made subperiosteal implants have advantages such as a near perfect fit to the bone, no need for enlargement, a small portion of the complement sinuses, and the ability to start using replaceable prostheses immediately after the procedure. Thanks to this feature, it stands out as an alternative to other distortions. On the other hand, periimplantitis or periimplant mucositis is one of the wide-ranging episodes that can be seen in subperiosteal implants. Treatment of such therapies and debridement are aimed at treating complications. It is recommended that periimplantitis that spreads to deeper tissues where antibiotic treatment fails is removed by cutting the relevant abutment arm or the relevant subperiosteal implant wing. In such a case, the remaining part of the implant does not prevent the use of the prosthesis. Accordingly, in our study, in addition to the one-piece and two-piece subperiosteal implant models, a third design consisting of two posterior and one anterior sections was included. Thanks to this design, we aimed to protect a smaller part of the subperiosteal implant compared to the other two casings and to make the remaining part easier to close in case a complication occurs in any part of the subperiosteal implant that requires cutting the wing or support arm. We compared the biomechanical effects created on the surrounding bone tissue of three different subperiosteal implants designed for this target project, using the finite element analysis method.

Among the custom-made subperiosteal implants, digital products are designed everywhere by modeling the jawbone and then designing the implant based on this model in the computer environment. The designed implants and prostheses are then produced using digital printers. In the past, vitalium alloy was used in the first subperiosteal implants produced with the lost wax technique. Nowadays, it is used periodically. However, in addition to the many advantages of the case, its elasticity module is very strong compared to the psychological one, and this may hinder the transmission of functional forces on the implant to the bone. Introduced in 1998 as a biomaterial for longer-lasting implants, polyether ether ketone (PEEK) material elastic modulus (3-4 GPa) can sustain high stresses during power transfer similar to bone. PEEK material, produced as an alternative to metal materials like today, is a biocompatible material with superior mechanical and chemical properties. It is very difficult to analyze clinically and meticulously the biomechanical events that occur in structures with complex anatomy such as the maxilla. Finite Element Stress Analysis Method (FEA) allows programming of the physical parts of the stresses occurring in such complex structures.

In our study, we used the material in the first three models, consisting of six different models in three different designs, and PEEK material in the other three models. The models we created were subjected to 50 N oblique and 150 N vertical force movements that mimic the breaking forces. With SEA analysis, the maximum and minimum principal stress values in the bone tissue and the von Mises stress measurements in the implants and fixation screws were measured. According to the time taken, no pathological force occurred in the bone tissue in any model. In addition, the von Mises stress values in the implants and fixation screws were lower than if the full titanium and PEEK material were not pulled. With these results, all models used were formed successfully and the probability of complexity was low. In all models, PEEK material created more comprehensive stress in cortical and trabecular bone than titanium under vertical and oblique forces. In addition, in all models that can be produced from PEEK material, Von Mises stress values occurring on subperiosteal implants at lower temperatures than titanium. The results need to be evaluated through collective clinical studies.

Key words: Subperiosteal Implant, PEEK, Finite Element Analysis

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	x
İÇİNDEKİLER	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xv
ŞEKİLLER	xvi
RESİMLER	xvii
TABLolar	xviii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Oral İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	5
2.2. Dental İmplant Çeşitleri	7
2.2.1. Subperiosteal İmplantlar	7
2.2.2. Transosteal implantlar	10
2.2.3. Endosseoz implantlar	11
2.2.3.1. Blade İmplant	12
2.2.3.2. Endodontik İmplantlar	12
2.2.3.3. Vent Tipi İmplantlar	13
2.2.3.4. Vida Tipi İmplantlar	13
2.2.4. Ekstraoral İmplantlar	13
2.3. Dental implant Materyalleri	13
2.3.1. Metaller ve Alaşımları	14
2.3.2. Seramikler	15
2.3.3. Poli eter eter keton	16
2.4. Osseointegrasyon Kavramı	20
2.4.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	20
2.5. İmplantolojide Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi Ve Rezorbsiyon	21

2.5.1. Kemik Yapısı	21
2.5.2. Kemik Sınıflandırılması	22
2.5.3. Maksiller Kemik Anatomisi	24
2.5.4. Kemik Rezorpsiyonu	25
2.5.4.1. Maksilla Rezorpsiyon Paterni ve Atrofik Maksillada Görülen Değişiklikler	26
2.6. İmplant Biyomekaniği	28
2.7. Biyomekanik Kavramlar	29
2.7.1. Kuvvet	29
2.7.2. Gerilme (Stres)	30
2.7.3. Gerinim (Strain)	31
2.7.4. Mohr Dairesi	31
2.7.5. Elastisite	31
2.7.6. Hooke Kanunu	32
2.7.7. Poisson Oranı	32
2.7.8. Young (Elastisite) Modülü	32
2.7.9. Esneyebilirlik	32
2.7.10. Elastik Sınır (Elastic Limit)	33
2.7.11. Oransal Sınır	33
2.7.12. Homojen Cisim	33
2.7.13. İzotropik ve Anizotropik Cisim	33
2.7.14. Principal Stres (Asal Gerilim)	33
2.7.15. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)	34
2.7.16. Tensile Strength (Çekme Dayanımı)	35
2.8. Sonlu Eleman Stres Analizi	35
2.8.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar	36
2.8.1.1. Eleman (Element)	36
2.8.1.2. Düğüm (Node)	36
2.8.1.3. Ağ Yapısı (Mesh)	37
2.8.1.4. Sınır Şartları (Boundary Conditions)	37
2.8.1.5. Katı Modelleme	37
2.8.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları	37

2.8.3. Sonlu Eleman Stres Analizi Avantaj ve Dezavantajları	38
2.8.4. Oral ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Stres Analizi Yönteminin Kullanılması	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1. Materyal Özellikleri	48
3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	48
3.4. İmplantların, Abutmentlerin, Metal Alt Yapının ve Protez Üst Yapının Modellenmesi	51
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	52
3.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartları	54
3.7. Yükleme Koşulları	55
3.8. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması	55
4. BULGULAR	57
4.1. Kortikal Kemik Bulguları	57
4.1.1. Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları	57
4.2. Trabeküler Kemik Bulguları	63
4.2.1. Maksimum ve minimum Asal Stres Bulguları	64
4.3. Subperiosteal İmplant Von Mises Stres Bulguları	69
4.4. Fiksasyon Vidalarında Oluşan Von Mises Stres Bulguları	73
5. TARTIŞMA	78
6. SONUÇLAR	85
7. KAYNAKLAR	87
8. EKLER	102
Ek 1. Orjinallik Raporu	102

SİMGELER VE KISALTMALAR

PEEK.	polieter eter keton
CAD/ CAM	bilgisayar destekli yazılım ve bilgisayar destekli üretim
KIBT	konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
SEA	sonlu elemanlar stres analizi
F	kuvvet
m	cismin kütlesi
a	ivme
N	Newton
σ	sigma
S	gerilim
A	alan
Pa	pascal
MPa	megapascal
Mm	milimetre
Cm	santimetre
ϵ	epsilon
E	young modülü
V	Poisson Oranı
τ	taf
Pmaks	maksimum principal stres
Pmin	minimum principal stres
<	küçük
>	büyük
3D	3 boyutlu

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kişiyeye özel üretilen yeni nesil subperiosteal implantlar (AMSJI)	10
2.2. Transosteal implant	11
2.3. Kemik içi endoosseoz implantlar	12
2.4. Zigomatik implantlar	13
2.5. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması	23
2.6. Misch kemik kalite sınıflaması	23
2.7. Cawood ve Howell' in maksilla rezorpsiyon sınıflandırması	27
2.8. Misch-Judy sınıflaması	28
2.9. Cisimlerde oluşan sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkisi	30
3.1. Tek parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 1)	42
3.2. İki parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 2)	43
3.3. Üç parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 3)	44
3.4. Tek parça olarak tasarlanmış ve PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (model 4)	45
3.5. İki parça olarak tasarlanmış ve PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 5)	46
3.6. Üç parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 6)	47
3.7. Tam dişsiz erişkin hastanın tomografi görüntüsü.	49
3.8. Tomografi görüntülerinin 3D-doctor yazılımına aktarılması	50
3.9. Kortikal ve trabeküler kemiği içeren modeller	51
3.10. Activity 880 optik tarayıcı	52
3.11. Matematiksel modellerin geometrik şekilde görüntüsü	53
3.12. Modelde kafatasının ön, üst ve arka bölgesinden sabitlenmiş şekli	54
3.13. Vertikal kuvvet	55
3.14. Oblik kuvvet	55

RESİMLER

Resim	Sayfa
4.1. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları	58
4.2. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları	59
4.3. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları	61
4.4. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları	62
4.5. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları	64
4.6. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları	65
4.7. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları	67
4.8. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları	68
4.9. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses stres değerlerinin dağılımları	70
4.10. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses stres değerlerinin dağılımları	72
4.11. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan Von Misses stres değerlerinin dağılımları	74
4.12. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses stres değerlerinin dağılımları	76

TABLULAR

Tablo	Sayfa
3.1. Kullanılan materyallerin Young modülü ve Poisson oranları	48
3.2. Modellerde bulunan eleman ve düğüm sayıları	54
4.1. Vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri	60
4.2. 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri	63
4.3. Vertikal kuvvetler sonucu trabeküler kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri	66
4.4. Oblik kuvvetler sonucu trabeküler kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri	69
4.5. Vertikal kuvvetler sonucu subperiosteal implant gövdesinde görülen Von Mises stres değerleri	71
4.6. 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvetler sonucu subperiosteal implant gövdesinde görülen Von Mises stres değerleri	73
4.7. Vertikal kuvvetler sonucu fiksasyon vidalarında görülen Von Mises stres değerleri	75
4.8. Oblik kuvvetler sonucu fiksasyon vidalarında görülen Von Mises stres değerleri	77

1. GİRİŞ

Travma, ileri periodontal hastalık, derin dentin çürüğü ya da başarısız bir kanal tedavisi sonucu uygulanan diş çekimi, oral cerrahide en sık uygulanan işlemlerdendir [1]. Kaybedilen dişlerin meydana getirdiği fonksiyon ve estetik eksikliğini tekrar temin etmek için uygulanan yöntemlerden bir tanesi de dental implantasyondur [2]. Diş hekimliğinde kullanılan dental implantlar titanyum gibi alloplastik materyalden yapılan periost ve/veya mukozanın altına yerleştirilen yapılardır [3]. İlk olarak endosseoz implantlar 1809 yılında ortaya çıkmıştır fakat ideal implant seçimi için yıllarca değişik çalışmalar yapılmıştır. Branemark, 1950'li yıllarda günümüzde kullanılan vida şeklindeki saf titanyum implantları ortaya atmıştır [2]. 1936 yılında ise subperiosteal implantlar ilk defa Dahl tarafından üretilmiştir. Subperiosteal implantlar, çene kemiğinin üzerinden alınan ölçü sayesinde çene kemiğini saracak şekilde tasarlanmıştır [2].

Hastalarda kullanılan endosseoz implantlar yetersiz kemiğin olduğu atrofik çenelerde önemli bir risk faktörü oluşturmaktadır [3]. İleri derecede kemik rezorpsiyonu bulunan vakalarda kemik augmentasyonu zorunlu bir uygulama olmaktadır. 5 mm den az rezidüel kemiğin kaldığı maksillada sinüs lift önerilmektedir. Otojen greftler kemik augmentasyonu için kullanılan yöntemlerden biridir sınırlı miktarda elde edilebilmesi ve ek cerrahi gerektirmesi gibi bazı dezavantajları vardır [4]. Tibiadan veya iliak krestten ekstraoral olarak elde edilen otojen greftlerin uygulanmasında ikinci bir cerrahi işlemin gerekliliği, hızlı rezorbe olması ve verici sahada morbidite oluşma riski gibi riskler barındırmaktadır [5]. Rezidüel kemiğin yetersiz olduğu mandibulada ise endosseoz implantların mandibulada bulunan nörovasküler yapılara zarar verme riski bulunmaktadır [3]. Mevcut olan bu riskler değerlendirildiğinde subperiosteal implantları endosseoz implantlara alternatif olabilmektedir. Fiksasyon vidaları periostun üzerinden sabitlendiği için subperiosteal implant sistemlerinde anatomik yapıların hasar görme riski oldukça düşüktür. Bu özelliği sayesinde, sinüs lift işlemi gibi hassas bir teknik gerektiren kemik augmentasyon yöntemlerinin de gerekliliğini ortadan

kaldırmaktadır. Ayrıca postoperatif komplikasyon riskini minimuma indirmekte ve hemen protez uygulamasına geçilebilmektedir [3].

Yeni nesil kişiye özel üretilmi subperiosteal çene implantları Cawood ve Howell sınıfı V-VI gibi atrofik kemiklerde kemik augmentasyonuna ve günümüzde popülerliği artan zigoma implantlarına alternatif olması amacıyla geliştirilmiştir. Yeni nesil subperiosteal implantlar genel anestezi veya sedasyon ihtiyacı duymadan lokal anestezi altında uygulanabilmektedir. Maksiler sinüs rahatsızlığı bulunan hastalarda önceden vida boyu ayarlanarak maksiler sinüs ile ilgili komplikasyonlar minimuma indirilebilmektedir. Bu özelliği sayesinde subperiosteal implantlar zigoma implantlarına göre önemli bir avantaja sahiptir. Ek olarak hastalara yapılan geçici protezler işlemten hemen sonra ve tüm işlemler esnasında hastanın dişsiz kalmamasını sağlamaktadır. Yeni nesil subperiosteal çene implantları bu özellikleri sayesinde atrofik çenelerde uygulanan diğer yöntemlere göre önemli bir alternatif olma potansiyeline sahiptir [6].

Subperiosteal implantlar hem mandibula hem de maxillada uygulanabilen sistemlerdir. Maxilla kemik yapısı olarak densitesi mandibulaya göre daha az olan bir kemiktir. Kancelöz kemik içeriği fazla olan maksillada bir subperiosteal implant tasarlamak yağun kemik yapısına sahip mandibulaya göre daha zordur [7]. Bunun yanısıra maksillada yer çekimi implantın stabilitesini bozmaya yönelik işlev görür bu sebeple implant ağırlık olarak hafif bir tasarıma sahip olmalıdır [7]. Subperiosteal implantlarla ilgili bir diğer özellik ise yapısal parçaların kalınlığının 2mm den az olmamak kaydıyla mümkün olduğunca dar olmasıdır bu sayede vital dokular minimum kesintiye uğratılmış olur [7]. Çalışmamıza bunun gibi kriterleri değerlendirerek ve klinik çalışmalarımızı da göz önünde bulundurarak güncel yaklaşımlar ışığında karar verdiğimiz üç farklı subperiosteal implant tasarımını dahil edilmiştir.

Subperiosteal çene implantlarında materyal olarak titanyum kullanılmıştır[6]. Dental implantlar da genellikle titanyum materyalinden üretilmektedir fakat titanyum implantlar (110GPa) ve çene kemiğinin (1-30 GPa) elastik modülü arasındaki fark, fonksiyonel kuvvetler altında stres birikimi oluşturmaktadır [8]. Bazı hastalarda

titanyuma karşı hipersensitivite gelişmektedir bu etken başarısızlığa sebep olan önemli bir faktördür [9].

1998 yılında daha uzun ömürlü implantlar için biyomateryal olarak tanıtılan polieter eter keton (PEEK) materyali günümüzde titanyum gibi metalik materyallere alternatif oluşturmaktadır [8]. PEEK, mekanik ve kimyasal olarak üstün özelliklere sahip biyouyumlu bir materyaldir[10]. Elastik modülü (3-4 GPa), kemikle benzer olduğundan kuvvet transferleri sırasında yüksek streslerin birikmesini önler ancak implantlara gelen yükleri kaldıracak kadar sert bir materyal değildir [11]. PEEK materyali hidrofobik bir materyaldir bu özelliğini su ile oluşturduğu 80-90 derecelik kontak açısı sayesinde sağlar [12].

PEEK materyalinin suda çözünürlüğü çok düşüktür bu yüzden alerjik hastalarda yabancı cisim reaksiyonu oluşturma riski çok azdır. Ayrıca PEEK manyetik rezonans görüntülemeye uygundur herhangi bir sakıncası yoktur. PEEK materyalinin seri üretiminin yapılabilmesi kolaydır ayrıca dental frezlerle kolayca şekillendirilebilen bir materyaldir [13].

İmplantların kemikler üzerindeki ve diğer biyomekanik davranışlarını değerlendirmek için genellikle sonlu eleman analizi (SEA) kullanılmaktadır [10]. SEA, materyallerde oluşan gerilim (stres) ve gerinimlerin (strain) hesaplanmasına yardımcı olan matematiksel bir mühendislik yöntemidir [14]. Bu yöntem biyomekanik yapının gerçeğe yakın matematiksel ifadesini ortaya koyar. Diğer bir deyişle bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilerek yansıtılmasıdır. SEA, günümüzde fiziksel modelleri yansıtan matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren bir yöntemdir. SEA'nın en büyük avantajlarından biri kompleks biyomekanik problemlere çözüm sunabilmesidir. Modelin üzerinde oluşturulan tüm matematiksel noktalarda stres, gerginlik ve bazı diğer özellikler de hesaplanabilir [15]. SEA karmaşık geometriye katı cisimleri modelleyebilir. Modellenen cisimler gelişmiş yazılımlar ile gerçeğe en yakın şekliyle sanal ortama aktarılmış olur. Ayrıca modellerde farklı materyallerin kullanıma izin verir, gerilme ve yer değiştirmeleri hassaslıkla ayırt edebilir. Kuvvet miktarı, materyal özellikleri, materyalin geometrisi

kolayca değiştirilerek cismin analizi yapılabilir ve bu işlem tekrarlanabilir olarak gerçekleştirilir [16]. Tüm bunlar SEA'nın önemli avantajlarıdır.

Yaptığımız çalışmada atrofik total dişsiz maksillaya yönelik tasarlanan üç farklı subperiosteal implant tasarımının fonksiyonel kuvvetleri taklit eden dik ve oblik kuvvetler altında çevre dokularda oluşturduğu biyomekanik etkileri SEA stres analizi metodunu kullanarak değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Ayrıca çalışmamızda kullandığımız implant materyaline PEEK materyalini de ekleyerek titanyuma alternatif olup olmayacağı tespit edilmeye çalışılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Oral İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelime kökü olarak Latince ‘in=içerisine, içerisinde‘ ve ‘planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme‘ anlamlarına gelen kelimelerin birleşimi ile oluşmuştur. Anlamı cansız dokuları canlı dokular içine yerleştirmektir. İmplantasyon işlemini tanımlayacak olursak alloplastik materyallerin veya cansız dokuların, organizmanın çeşitli fonksiyonlarını yerine getirmek ya da bu fonksiyonlara yardımcı olmak adına organizmanın dokularına yerleştirilmesi işlemidir [17].

İmplantolojinin ana hedefi; hastanın diş eksikliklerinden dolayı kaynaklanan fonksiyon, estetik ve fonasyonundaki eksiklikleri dişler yerine implant yerleştirilerek geri kazandırmaktır. Günümüzde diş eksikliği olan hastalarda dental implantlar ile tedavi seçeneği, hareketli diş protezlerine alternatif olmuştur ve yaygın olarak kullanılmaktadır [18]. İmplant diş hekimliği günümüzün modern standartlarına kavuşana kadar pek çok ilerleme kaydetmiştir, implantlar da yapısal olarak gelişerek bu değişikliğe ayak uydurmuştur.

M.Ö. 3216 ve M.Ö. 2637’de Çin imparatorları Chin-Nong’ un ve Hon-Ang-Tu’nun yaptıkları altın ve gümüş iğneler, akupunktur, reimplantasyonlar ve diş transplantasyonları gibi tedaviler dental implantlara yönelik en eski bilgilerdir. 1931 yılında Poponoe, Honduras’ta M.S 600 yıllarına ait bir alt çene kemiği bulmuştur. Bugün hala Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi’nde sergilenen bu çene kemiğinde, eksik olan 3 dişin yerine diş formu verilmiş deniz hayvan kabuklarının implante edildiği ve bu yapıların çevresinde bir ossifikasyonun gelişmiş olduğu tespit edilmiştir [19].

1809 yılında tarihte endosseoz implant uygulamalarına Maggiolo’nun yaptığı çalışmalarda rastlanmaktadır. Maggiolo diş kökü formu verilmiş altını çekim soketinin içine yerleştirmiş ve doku iyileşmesinin ardından alt yapının üstüne kron

restore etmiştir. Bu çalışma bilinen ilk endosseoz implant uygulaması olarak tarihe geçmiştir. İleriki yıllarda Greenfield tarafından lattice-caged (kafes şekilli) tasarımı tanıtılmıştır. 1909 senesinde tanıtılan bu tasarımda implant platinyum ve iridyum materyalinden üretilmiştir. Bu tasarım diş kökü formundan farklı üretilen ilk tasarım olmuştur. Aynı zamanda kemiğin cerrahi olarak freze edildiği ilk implant tasarımı da bu tasarımdır. [20].

Müller 1937 yılında krom- kobaltdan ürettiği kemiğin üzerinde ve periostun altında kalacak şekilde tasarladığı implant ilk subperiosteal implant olarak öne çıkmaktadır. 1940 yılında Gustov Dahl bu tasarımı kemiğe uygulayarak patentini almıştır[21, 22]. Subperiosteal implantların proteze destek olarak kullanılması Gershkoff ve Goldberg'in, vityumdan ürettikleri subperiosteal implantlar sayesinde mümkün olmuştur. İlerleyen yıllarda pek çok araştırmacı farklı subperiosteal implant tasarımı geliştirmiş ve kullanmıştır[23].

1963 yılında ilk kez Ralph Roberts tarafından üretilen blade implantlar Linkow tarafından 1967 yılında ilk kez kemik üzerinde kullanılmıştır [24].

PerIngvar Branemark'ın 1950'li yıllarda yaptığı çalışmalar implantların gelişimine yön vermiştir. Branemark köpekler üzerinde yaptığı çalışmalarda uyguladığı implantları yaklaşık 10 yıl takip etmiş ve implant çevresindeki kemiğin iyileşmesini değerlendirmiştir. Bu çalışmaların sonucunda implantların kemiğe entegre edilmesinin çevresel yumuşak ve sert dokularda önemli yan etkilere neden olmadığı kanıtlamıştır. Branemark'ın tanımına göre osteointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır. Bu tanımla Linkow ve arkadaşlarının savunduğu kemik ve implant arasında bağlanmanın oluşması için fibröz bağ dokusu oluşumunun gerekliliği fikrini değiştirerek implantolojideki en büyük ve önemli adımı atmıştır.[25].

2.2. Dental İmplant Çeşitleri

Dental implantlar kemiğe yerleştirilme şekillerine göre; subperiosteal (kemik üzerine yerleştirilen), transosteal (kemik boyunca uzanan) ve endosseoz (kemik içerisine yerleştirilen) implantlar olarak sınıflandırılmaktadır [26].

2.2.1. Subperiosteal İmplantlar

Dahl'ın 1940 yılında geliştirdiği subperiosteal implantlar diğer implant çeşitlerinden daha önce geliştirilen bir implant çeşididir. Her hastaya özel olarak tasarlanan subperiosteal implantlar titanyumdan üretilmektedir. Yapılacak olan proteze altyapı olarak kemiği saracak ve periostun altına yerleşebilecek şekilde tasarlanmaktadır. Mandibulada ve maksillada kullanılabilen bu implantlar, fibrointegrasyon ve kemikten aldığı destek ile stabilize olurlar. Genel olarak kemiği saran kafes şeklinde dizayn edilmişlerdir. Bu tasarımları protezden gelen çiğneme kuvvetlerini ve stresleri daha geniş olan kemik alanına aktarılmasına izin vermektedir [23, 27]. Hastalar üzerinde uygulanmaya başlanmasıyla subperiosteal implantların yerleştirilmesiyle ilgili pek çok yöntem araştırılmıştır. Araştırmacılar, maxillaya uygulanan implantların protezleriyle birlikte tek aşamalı olarak uygulanabileceğini ve hastanın aynı seans dişli olarak tedavi edilebileceğini belirtmişlerdir. Ancak, yapılan uzun dönem takip çalışmaları ve retrospektif çalışmalar henüz bu implantların diğer implantlara alternatif olabileceğini desteklemeye yönelik yeterli sonuçlar sunamamıştır [28].

Üretilen ilk subperiosteal implantların iskeleti, alveolar kemik boyunca uzanan ve kemiği saran bir kafes şeklinde tasarlanmıştı[29]. 1990'lı yıllarda Bodine ve ark.'nın 41 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada subperiosteal implantların başarısızlık oranlarının ilk 5 yıl için %5, 10 yıl için %22, 20 yıllık süre içinse %34 olduğunu belirtmişlerdir. [30]. 1982 yılında Linkow ve ark. bu başarısızlık oranlarını değerlendirerek kemiğe sadece üç noktada temas eden yeni bir tasarım önermişlerdir ve bu tasarıma da tripod mandibular subperiosteal implant adını vermişlerdir [31]. Bu tasarımda iskelet manbibulada rezorbsiyon oranı daha düşük olan genial tüberkül ve eksternal oblik kenarlardan destek almaktadır [32]. Mandibular simfiz bölgesi

genioglossus ve geniohyoid kaslarının bağlantısından dolayı rezorpsiyona nispeten direnç göstermektedir. Yine angulus mandibula, internal pterygoid ve masseter kas bağlantısından dolayı rezorpsiyona karşı daha dirençli bir bölgedir. Bu doğrultuda bu alanlar subperiosteal implant iskeletinin konumlanacağı temel destek alanları olarak değerlendirilmiştir [31].

Subperiosteal implantların yüzey özellikleri üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. 1980'li yıllarda Rivera tarafından implant ve kemik arasındaki bağlantıyı artırmak için hidroksiapatit (HA) ile kaplanması fikri ortaya atılmıştır. Yine bu yıllarda HA ile kaplanmış subperiosteal implantların başarılı olduğuna dair yapılmış çalışmalar mevcuttur [33, 34]. Güncel çalışmalarda da implant yüzeyinin HA ile kaplanmasının implantın kemik ile bağlantısını arttırdığı tespit edilmiştir. Minichetti yaptığı çalışmalarda HA ile kaplanmış subperiosteal implantların mandibula veya maksilada protez alt yapısı olarak kullanılabilceğini belirtmiştir [23].

W. D. Nordquist ve ark. tarafından önerilen bir diğer teknikte ise HA kaplı subperiosteal implant yerleştirildikten sonra HA içeren kemik greftleri ile desteklenmiş ve bir miktar gömülmeye çalışılmıştır. Bu teknikte bakterilerin akümüle olabileceği boşluk azaltılmaya çalışılmış bu sayede implantın enfekte olması engellenmek istenmiştir. Aynı zamanda erken dönemde bu boşluğa yumuşak doku migrasyonunun da önüne geçilmiştir. İmplant ve kemik arasında yumuşak doku kalıntılarının minimuma indirilmesi ve greftlemenin yaygın kemik rezorpsiyonu olan hastalar için bir çözüm olması avantaj olarak değerlendirilmiştir [35].

Kayıp mum (lost-wax) tekniği ile üretilen ilk subperiosteal implantlarda vitallium alaşımı kullanılmıştır. Vitallium ve kemik arasındaki elastisite modülü farkından dolayı gelen stresler altında implantlarda fiksasyon problemleri ortaya çıkmıştır. Aynı zamanda vitallium kemikle ve yumuşak dokuyla yeteri kadar entegrasyon gösteremediği için enfeksiyona yatkınlık ortaya çıkarmakta ve oluşan enfeksiyonlar implantı çıkarmadan çözülememektedir. Bir diğer dezavantaj ise bu teknikte ölçü almak ve implantı yerleştirmek için ekstra cerrahi prosedür gereksinimidir [25, 36].

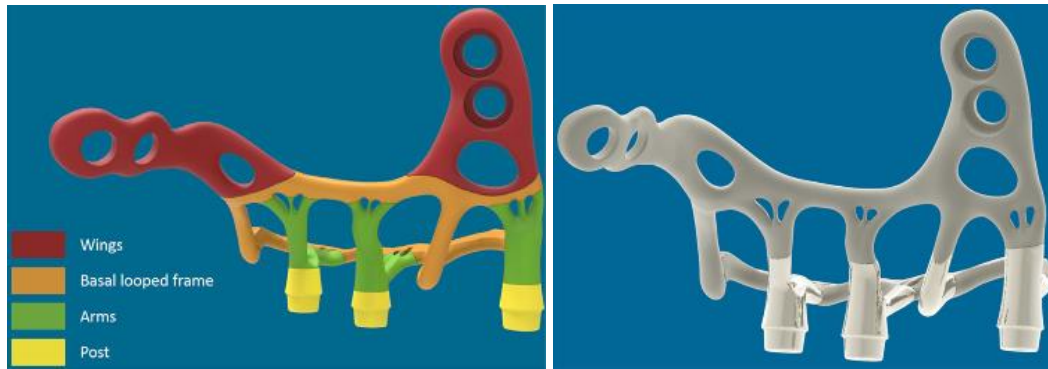
Günümüzde yapılan güncel çalışmalarda materyal olarak titanyum ve polieteter eter keton kullanılması öne çıkmaktadır. Mounir ve ark. yaptıkları çalışmada subperiosteal implant yapılmış hastaları implantların üretildiği malzemeye göre iki ana gruba ayırmıştır bu malzemeler titanyumdan ve polieteter eter ketondan oluşmaktadır. Çalışmanın sonucunda yapılan 12 aylık değerlendirmede titanyum implantların abutment boyun bölgelerinde kemik rezorpsiyonları görülürken polieteter eter keton kullanılan hastalarda herhangi bir rezorpsiyona rastlanmadığını bildirmiştir [37]. Bu çalışmanın sonuçları sayesinde polieteter eter ketonun pozitif sonuçlar vaad ettiği düşünölmeye başlanmış ve üzerinde yapılan çalışmalar hız kazanmıştır.

Dental implantların kullanımı bazı hastalarda imkansız hale gelebilmektedir bunlar ileri derecede maksiller kemik rezorpsiyonuna sahip, yeterli kemik yoğunluğuna sahip olamayan veya maksiller sinüsün pnömatize olduğu hastalardır. Hekimler bu profildeki hastalarda çok sınırlı sayıda tedavi seçeneğine sahiplerdir. Bu yöntemler arasında başlıca zigoma implantları, all on 4 sistemleri, açılı implantlar, alloplastik gretlemeyle birlikte yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, otojen kemik grefti gibi rekonstrüktif cerrahi işlemler gelmektedir [38].

Atrofik çene kemikleri için yukarıda bahsedilen yöntemlere alternatif olarak üç boyutlu yazıcı ile kişiye özel üretilen yeni nesil subperiosteal implantlar (AMSJI), Cawood ve Howell sınıflamasına göre sınıf V – VI olan hastalarda faydalı çözümler sunabilmektedir [39].

AMSJI, yapısal olarak bazal bir iskelet ve buna bağlı iki kanattan oluşmaktadır. Daha sonra bu yapıya üç posta bağlı üç kol dahil olmaktadır. Tüm bu yapı bütünü implantı oluşturmaktadır. Kanat parçaları implantın stabilizasyonunu sağlamak için tasarlanmıştır. Osteosentez vidaları kullanılarak bu kanatlar sayesinde primer stabilite elde edilir. İmplantların kanatları kemik atrofisine dirençli olan ve genelde yeterli kalınlığın olduğu orta yüz direnç noktalarında (nasomaksiler ve zigomatikomaksiler buttress) konumlanmaktadır. Bazı hastalarda kronik veya gizli seyreden maksiller sinüs enfeksiyonu görölebilir. Bu hastalarda schneiderian membranını perfore etmeden fiksasyona izin veren lengthof fiksasyon vidaları

kullanılarak enfeksiyon riski ortadan kaldırılabılır. Bu özelliğiyle zigoma implantlarına göre üstün bir özelliğe sahip olmaktadır. Ayrıca, bazı hastalarda abutment çevresinde görülebilen periimplant mukozitinin erken dönemde tedavi edilemeyip periimplantitise dönüşmesi durumunda ilgili postun bazal iskeletten lokal anestezi altında elmas bir disk kullanarak ayrılmasına olanak tanır. Bu sayede bölgedeki enfeksiyon ilerlemeden kontrol altına alınır. Ayrıca hasta işlemten sonra aynı protezini kullanmaya devam eder ve çiğneme fonksiyonunu kaybetmez. AMSJI ile Cawood ve Howell sınıf V ve VI gibi yüksekliği ve genişliği yetersiz olan ileri derece atrofik maksillaya sahip hastalara lokal anestezi ile tek bir cerrahi işlemle çiğneme fonksiyonu geri verilir. Bu sayede majör kemik greftlemesi gibi hem süre hem de cerrahi açıdan komplike olan işlemlere alternatif sağlamaktadır. AMSJI kanıtlanmış bir yöntemdir. Buna rağmen uzun dönemli prospektif çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılan güncel çalışmalarda yeni AMSJI modellerinde, bağlantı kollarının ve vidaların paltinal diş etinin altına yerleştirilmesi düşünülmekte ve AMSJI'nin uzun süre sağ kalımını arttırmak için bu doğrultuda araştırmaların yapılması gerekmektedir [6].



Şekil 2.1. Kişiye özel üretilen yeni nesil subperiosteal implantlar (AMSJI)

2.2.2 Transosteal implantlar

Bosker ve ark. geliştirdiği transosteal implantlar atrofik mandibulada kullanılması için 1983'te ortaya atılmıştır[40]. Transosteal implantların kullanım endikasyonunun 15 mm den kısa 12 mm uzun olan kret yükseklikleri olduğu ve bu değerlerin dışındaki kret boylarında ciddi komplikasyon ihtimali olduğunu belirtmişlerdir [26, 41]. Transosteal implantlar mandibula basisinin alt sınırına

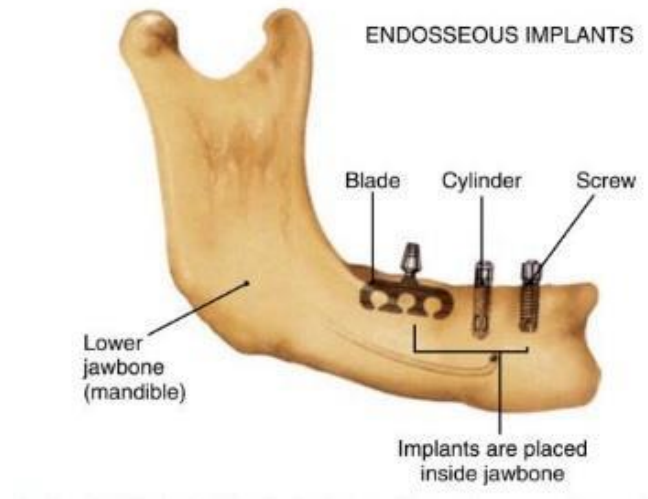
yerleştirilen bir plaktan ve bu plak üzerinden çıkan beş implant vidasından oluşmaktadır. Bu vidalar kemik içerisinde simfiz boyunca seyrederek mandibula üst sınırına açılır. Daha sonra dört adet bost ile birbirine bağlanmaktadır. Bu implantlar diğer implant çeşitlerine göre daha travmatik ve daha yüksek teknik hassasiyet gerektiren implant çeşididir [42, 43]. Post çevresinde ileri düzeyde kemik rezorpsiyonu görülmesi, mandibulada kırıklara sebep olabilmesi, hastaya genel anestezi altında uygulanması gerekliliği, enfeksiyon ve parestezi gibi dezavantajlarından dolayı günümüzde çok sık tercih edilmemektedir [26, 43].



Şekil 2.2. Transosteal implant [44]

2.2.3. Endosseoz implantlar

Endosseoz implant, çene kemiklerinin içine lokal anestezi ile yerleştirilen ve yerleştirildiği yerde osteointegrasyon sayesinde stabil kalan en yaygın kullanılan implant çeşididir. Tamamen alveol kemiğin içinde kalan ana parça ve bu parçanın üzerine gelerek protez yapılmasına olanak tanıyan abutment denilen diğer parçadan oluşmaktadır. Endosseoz implantların 4 çeşidi vardır[45].



Şekil 2.3. Kemik içi endoosseoz implantlar[46].

2.2.3.1. Blade İmplant

İlk olarak 1966 yılında Robert tarafından ortaya atılan bir implant çeşididir[24]. Linkow bu implant modeli üzerinde çalışmalar yapmıştır ve geliştirmiştir. Linkow'un geliştirdiği blade implantlar metal plaka şeklindedir. [47] Bu tasarım ile implantın yüzey alanı artırılarak osteointegrasyonun artırılması hedeflenmiştir. Kemik kalınlığının yetersiz olduğu ve dar kreterler için tasarlanan bir implant çeşididir[24].

2.2.3.2. Endodontik İmplantlar

Endodontik implantlar dişin kök kanalı içinden geçip çene kemiğine yerleşen bir implant modelidir. Bu implantların amacı diş kökünün fonksiyonunu artırarak ağızda kalma süresini uzatmaktır. Endodontik stabilizör veya transdental fiksasyon isimleriyle de adlandırılmaktadırlar [48].

2.2.3.3. Vent Tipi İmplantlar

Vent implantlar boşluklu yapıya sahip bir implant türüdür. Bu tasarımdaki amaç boşluklar sayesinde kemikle daha fazla temas yüzeyi oluşturarak osteointegrasyon miktarını arttırmaktır [49].

2.2.3.4. Vida Tipi İmplantlar

Diş kökü formunda dizayn edilen bu implantlar günümüzde en sık kullanılan implant türüdür [50].

2.2.4. Ekstraoral İmplantlar

Bu sınıftaki implantlar ileri dercede atrofiye uğramış maksillası olan hastalarda kullanılmaktadır. Zigomatik kemik ve pterygoit kemikten destek alarak uygulanan çeşitleri vardır ve bu doğrultuda zigomatik implantlar ya da pteriogoid implantlar olarak adlandırılırlar. Klasik endosseoz implantlara göre boyları daha uzundur. Cerrahi olarak uygulandıkları alanın görüşü kısıtlı olduğundan dolayı uygulaması cerrahi teknik hassasiyet gerektirmektedir[46].



Şekil 2.4. Zigomatik implantlar[46].

2.3. Dental implant Materyalleri

İnsan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek için üretilmiş doğal veya sentetik yapılara biyomateryal denmektedir. Sürekli veya belli aralıklarla

vücut sıvılarıyla temasta olan ve özelliklerini koruyabilen materyallerdir. Biyomateryaller, sadece implant materyallerini içermezler. Yine vücut dışına yerleştirilen ama vücutla etkileşim halinde bulunan cihazlar da biyomateryallerin konusudur. Biyomateryaller eczacılık ürünlerinde ve teşhis kitlerinde de yaygın kullanım bulmaktadır [51]. İmplantta kullanılacak ideal biyomateryal, yeterli sertliğe, mekanik dirence, aşınma ve kırılma dayanımına sahip olmalı ve biyolojik olarak uyumlu olmalıdır [52, 53]. Dental implant materyalleri kimyasal olarak metaller, seramikler ve polimerler olarak üç grupta sınıflanmaktadır [53, 54].

2.3.1. Metaller ve Alaşımları

Metal alaşımları grubundaki materyaller arasında ilk olarak paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları kabul edilebilir özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir. Darbelere karşı yüksek dayanıklılığa sahiptir. Ancak tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonu oluşumu en sık paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarında meydana gelir. Bu alaşımlar genelde işlenmiş ve ısıtılarak işlem görmüş durumda kullanılmaktadır [55].

Altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları geçmişte implant materyali olarak kullanılmıştır. Ancak bu materyaller inert özellikte olmamalarından ve pahalı olduklarından dolayı tercih edilmemektedir [56]. Güncel olarak implantların yapımında en sık kullanılan materyal olarak titanyum ve titanyum alaşımları ön plana çıkmaktadır [29].

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'nin titanyum sınıflandırmasında titanyum içerdiği demir ve oksijen oranına göre 5 tipe ayrılmaktadır. Bu 5 tip içerisinde tip 1, 2, 3, 4 saf titanyumdan oluşurken tip 5 titanyum ise titanyumun vanadyum ve alüminyum ile alaşımı olan Titanyum-alüminyum- vanadyum materyalini temsil etmektedir. Bu alaşım kimyasal olarak Ti-Al6-V4 şeklinde ifade edilmektedir. Tip 5 titanyum; vanadyum içerdiğinden dolayı saf titanyum tiplerine göre daha fazla iyon salınımına sebep olmakta bu yüzden dokularda daha fazla toksik etki oluşturmaktadır. Ayrıca titanyumun saflık derecesi azaldıkça, daha az kemik teması oluşturduğu bilinmektedir. Tip 1 titanyum en yüksek saflığa sahip iken tip 4

en dayanıklı titanyum çeşididir. Dental implantlarda en sık Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyum materyalleri kullanılmaktadır [57, 58].

Yukarıda belirtilen negatif özelliklerine rağmen vanadyum ve alüminyumun titanyuma az miktarda eklenmesiyle oluşturulan alaşımların dayanıklılığı saf titanyuma oranla ciddi miktarda artış göstermektedir. Ayrıca Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti- 6Al-4V) alaşımı kolay elde edilebilen, çalışma şartlarına uygun ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olan bir materyaldir. Bu sebeplerden ötürü günümüzde hala en sık tercih edilen materyallerdendir [59]. Mekanik özelliklerinin yanında titanyumun yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve oldukça stabil olan ince bir film tabakası meydana gelmektedir bu tabaka sayesinde titanyum alaşımlar korozyona dirençli hale gelmektedir [30]. Yine titanyumun elastisite modülü kemiğin elastisite modülüne çok yakındır bu sayede özellikle implantların boyun bölgesinde implanta gelen kuvvetlerin kemiğe iletimi diğer materyallere göre daha dengeli bir şekilde gerçekleşmektedir. Ti-6Al-4V alaşımı günümüzde implant uygulamalarında en sık kullanılan alaşımdır [60].

Yapılan son çalışmalarda titanyum materyalinden üretilmiş implantların kullanımında dermatit ve granülamatöz reaksiyonlara gibi alerjik bulgular saptanmıştır. Bu bulgular biyouyumlu olarak nitelenen titanyumun biyouyumluluğu hakkında tartışmalara sebep olmuştur. Ek olarak, titanyum malzemelerin yüzeyinde oluşan titanyum dioksitin alerjik reaksiyon oluşturabildiği saptanmıştır. Yapılan bir klinik çalışmada; üretici tarafından Tip 1 yüksek saflıkta titanyumdan (% 99.64) yapıldığı öne sürülen dental implantların nadir olsa da bazı hastalarda alerjik bir reaksiyona sebep olduğu rapor edilmiştir [9]. Ayrıca dental implant yapılan hastalarda periimplantitis gelişimine bağlı oluşan kemik kaybı ve dişeti çekilmelerinde, titanyumun metalik renginden dolayı gri yansımalara sebep olup estetik olarak kritik bölgelerde olumsuz sonuçlar doğurabilmektedir. [61, 62].

2.3.2. Seramikler

Seramik materyalinin kemikle osteointegrasyon göstermesi, implant materyali olarak da kullanılabileceğinin düşünülmesine sebep olmuştur[63]. Yapılan

çalışmalarda biyolojik uyumlarının iyi olması ve inert yapılarından dolayı implant materyali olarak uygun oldukları kanıtlanırsa da kırılma özelliği nedeniyle kuvvetlere karşı dayanıklılığı düşük bir materyaldir ve kullanım alanı kısıtlıdır [64].

Zirkonyum oksit seramikler son zamanlarda sık kullanılan seramiklerdir[65]. Atom numarası 40 olan Zirkonyumun (Zr) atomik ağırlığı 91,22 dir. Zirkonyum (Zr) doğada serbest olarak bulunabildiği gibi Zirkonyum oksit (ZrO_2) veya zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) olarak da bulunabilmektedir. Zirkonyum, kimyasal olarak hekzagonal bir yapıya sahiptir ve fiziksel olarak korozyona ve aynı zamanda ısı değişimlerine karşı oldukça dayanıklıdır. ZrO_2 kristali, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastikiyet modülünün az olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması nedeniyle oldukça popüler olmuştur [66].

Zirkonyum oksitin mikromorfolojik özellikleri sebebiyle kemiğe olan afinitesinin ve materyal kemik arasındaki bağlantının diğer seramik materyallere göre daha yüksek olduğu düşünülmektedir [63, 67]. Zirkonyum oksit korozyona karşı dirençlidir ve zirkonyum oksitin herhangi bir toksik, immünolojik veya kanserojenik etkisi bulunmamaktadır [68]. Yukarıda bahsedilen avantajlarının yanında zirkonyum materyalinin de bazı dezavantajları vardır. Bunların başında yapısının kırılmaya müsait olması gelmektedir. Bu oluşan kırıkların en büyük sebebi zirkonyumun su absorbe etme özelliğidir. Zirkonyum partiküllerinin arasına giren su moleküllerinin sıcaklık farklılıklarından dolayı genleşmeleri materyalde kırıklara ve kopmalara sebep olabilmektedir [69]. Zirkonyum oksit implantlara asitle pürüzlendirme yapılamaması, titanyum ile karşılaştırmak amacıyla uzun süreli kemik bağlantısı ile ilgili çalışmaların yetersiz miktarda olmasından dolayı klinik başarıları tam olarak bilinmemekte ve üzerinde çalışılması gerekmektedir. [63, 70].

2.3.3. Poli eter eter keton

Günümüzde teknolojinin gelişmesiyle beraber diş hekimliğinde kullanılan materyallerde de ilerlemeler olmaktadır. Bir materyalin diş hekimliği alanında kullanılabilmesi için sahip olması gereken bazı başlıca özellikler vardır. Bunlar; biyouyumluluk, dayanıklılık, doğal diş ve çevre dokuları taklit edebilecek yüksek

estetik özellik ve zaman içinde dokularda zarar görmeden idamesinin sağlanmasıdır. Son yıllarda ortaya çıkan termoplastik poli-eter-eter-keton (PEEK) materyali de üstün özellikleri sayesinde diş hekimliği alanında kullanılan implant materyallerine yeni bir alternatif olarak görülmektedir.

İlk kez 1978'de bir grup İngiliz bilim adamı tarafından geliştirilen PEEK materyali, yarı kristalin lineer polisiklik ve aromatik bir termoplastik poliaril eter keton (PAEK) ailesinde bulunmaktadır [71]. Yüksek sıcaklıklarda (300 derece üstü) stabil kalabilen PEEK, yüksek mekanik ve kimyasal dirence ve yüksek biyouyumluluğa sahip bir polimerdir [72].

1980'li yıllarda PEEK materyalinden biyouyumlu ve implante edilebilir implantlar geliştirmek için çalışmalar başlamıştır. PEEK materyalinin yüzey özellikleri geliştirilerek daha iyi bir yüzey ile hücrel aktivasyon artırılmıştır. Bu sayede daha iyi bir kemik implant bağlantısı hedeflenmiştir. Suda çözünürlüğü çok az olan PEEK materyalinin diğer materyallere göre alerjik reaksiyon oluşturma riski çok düşüktür [73]. PEEK polimeri doku uyumlu bir materyaldir. Ayrıca kimyasal ve fiziksel kararlılığı yüksektir bu sayede sterilizasyon sırasında uygulanan ısıya ve radyasyona karşı da direnç gösterebilmektedir. Bu avantajları doğrultusunda PEEK polimeri değişik alanlarda geniş kullanıma ulaşmıştır [74].

1990'lı yılların sonlarında PEEK materyali ortopedik ve travmatik olgularda kullanılmaya başlanmıştır [75]. PEEK materyalinin ortopedide popüler olmasının sebebi elastik modülünün (Young's Modulus) kemiğe benzer şekilde düşük (3-4 GPa) olmasıdır. Ayrıca PEEK içerisine diğer materyaller eklendiğinde, fiziksel ve kimyasal özellikleri geliştirilebilen bir materyaldir. Örneğin; karbonfiber eklenmesiyle dayanıklılığı önemli ölçüde artırılabilir [76]. Yine diş hekimliği alanında tercih edilmesinin en önemli nedeni sahip olduğu bu elastik modülün kortikal ve spongiyoz kemiğin sahip olduğu 14 GPa değerine yakın olmasıdır [77, 78]. 3-4 GPa olan elastik modülü karbon fiber ilavesiyle biraz daha artırılıp (19-150 GPa) kortikal kemiğe daha yakın bir değer elde edilmektedir [79]. Bu özelliği sayesinde PEEK gelen kuvvetlere karşı stres kırıcı bir mekanizma olarak fonksiyon görmektedir [80]. Diş hekimliğinde kullanılan bazı materyallerin elastik modülü

değerleri karşılaştırıldığında; altın 79 GPa, titanyum 110 GPa, kobalt-krom ise 225 GPa gibi çok yüksek bir değere sahiptir. Bu değerlere bakıldığında, PEEK'in diğer materyallere kıyasla elastik modülünün kemiğe en yakın materyal olduğu görülmektedir [75]. PEEK'in elastik modülünün (3-4 GPa) kortikal ve spongiöz kemiğe yakın olması ve karbon fiber ilavesiyle kortikal kemiğe daha da yakın bir değer elde edilebilmesi titanyum implantların çevresinde gözlenen stres birikimi ve kemik rezorpsiyonunun azaltılmasına da yardımcı olabileceğini düşündürmektedir [81]. PEEK in güçlendirilmesi için fiber destekli PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiber destekli PEEK (GFR- PEEK) gibi PEEK kompozitleri geliştirilmiştir. Yapılan ölçümlerde CFR-PEEK için elastik modülü 18 GPa [82] ve GFR-PEEK için 12 GPa [83] olarak tespit edilmiştir. Ayrıca PEEK'in elastik modülü hidroksi apatit partikülleri eklenerek de artırılabilir. PEEK materyalini sertleştirmek amacıyla en sık tercih edilen materyal sertliği 230 GPa'dan fazla olan karbon fiberlerdir [84]. Karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK materyalinin elastik modülünün dentin ve kemikle çok yakın değerlerde olduğu belirtilmiştir [85].

PEEK materyalinin diş hekimliği açısından bir diğer önemli özelliği ise; radyolüsent özelliğe sahip olmasıdır. Bu sayede kemik dokudaki değişikliklerin kolayca incelenebilmesini sağlanırken istendiği takdirde de baryum sülfat ilave edilerek kontrastı artırılabilir [78]. Ayrıca PEEK'in sahip olduğu bu radyolüsent özelliği manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi görüntüleme yöntemlerinde artefakt oluşturmamaktadır.

Günümüzde titanyumun biyouyumluluğu kanıtlanmış bir materyal olarak değerlendirilse de titanyuma karşı duyarlılık reaksiyonlarının gözlemlendiği vakalar raporlanmıştır [86]. Titanyuma karşı alerjik reaksiyon gözlemlendiği durumlarında PEEK ya da zirkonyum dioksit seramik implantlar, alternatif tedavi seçenekleri olabilmektedir.

Tespit edilen bir çok avantajına rağmen PEEK, henüz rutin implant üretiminde kullanılamamaktadır. Bunun sebebi, PEEK materyalinin sahip olduğu düşük yüzey enerjisine bağlı olarak yüzeyinde yeteri kadar hücrel adezyon oluşturmamasıdır. Bu doğrultuda yapılan yüzey modifikasyonları ile yüzey

adezyonunun artırılması ve istenen osteointegrasyonun gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır [87]. Mishra ve Chowdhary yaptığı çalışmada PEEK e uygulanan farklı yüzey modifikasyon işlemleri ile biyouyumluluğunun artırıldığını, hücresel adezyon, proliferasyon ve osteojenik özelliklerinin de geliştirildiğini göstermişlerdir [88]. Cook ve Rust- Dawicki'nin PEEK implantların yüzeyini titanyum ile kaplayarak yaptıkları hayvan çalışmasında, titanyum kaplanmayan PEEK yüzeylere göre daha başarılı bir osseointegrasyon sağlandığını göstermiştir [89]. Yine hidroksiapatit kaplı PEEK yüzeylerin kullanıldığı başka bir çalışmada modifiye edilmiş yüzeylere sahip implantların dokudan çıkarılması için, anlamlı derecede daha büyük tork değerlerinin uygulanması gerektiği tespit edilmiştir [87]. PEEK'in yüzeyini nanometre seviyesinde modifiye etmek için birçok yol geliştirilmiştir. TiO_2 , HAF (Florohidroksiapatit) ve HAp gibi nanoparçacıklar melt-blending işlemi yoluyla PEEK ile birleştirilebilmektedir bu sayede PEEK biyoaktif özellik kazanmaktadır. Ayrıca, modifiye edilmiş PEEK'in saf PEEK'ten önemli ölçüde üstün gerilme özellikleri sergilediği gösterilmiştir [90]. PEEK ayrıca plazma püskürtme [91], spin kaplama [92], plazma gaz asitlendirmesi [93], elektron ışını birikimi [94] ve plazma batırma ile iyon implantasyonu [95] gibi yöntemler kullanılarak diğer biyoaktif maddelerle kaplanabilmektedir. PEEK saf hali ile biyo inert özellik gösteren bir materyal olup 80 ile 90 derece arasındaki bir su temas açısı (CA) ile hidrofobik değere yakın bir yapı göstermektedir [96]. PEEK modifiye edilerek hidrofilik bir özellik kazanır ve bu sayede hücresel proliferasyonun artmasını sağlayabilmektedir [97]. Biyomalzemenin ve dental implant yüzeyinin ıslanabilirliğinin, materyal ve çevresindeki fizyolojik ortam arasındaki etkileşimi etkilediği rapor edilmiştir [98]. Dental implant yüzeyinin ıslanabilirliğini artırmanın bir diğer yolu da, ultraviyole (UV) ışık uygulamasıdır. Qahtani ve ark., UV-A ve UV-C ile ışınlama sonrası, PEEK dahil 4 orijinal vida tipi implantın ıslanabilirlikteki değişikliklerini karşılaştırmış ve PEEK implantlarının UV-C ile ışınlama sırasında ıslanabilirliğin çok az arttığını (CA = 79 derece) bildirmişlerdir [96]. Modifiye edilmemiş PEEK materyalinin su ile yaptığı kontak açısı 80-90 derece arasındadır ve bu şekliyle suda çözünürlüğü düşüktür. [12, 96]. Bu özelliği sayesinde, hastalarda diğer birçok maddeye kıyasla alerjik reaksiyon geliştirme riski de çok düşüktür.

2.4. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon terimi ilk olarak Branemark tarafından ortaya konmuştur. Branemark osteointegrasyonu implant ile canlı kemik dokusu arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlamıştır. Başka bir ifadeyle implant ile kemiğin yüzeyleri arasında fibröz bağ dokusu oluşmaksızın gerçekleşen direkt bağlantıdır [25]. 1991 yılında Zarb'ın yaptığı tanımlamaya göre ise; osteointegrasyon fonksiyonel yüklem sırasında kemiğe yerleştirilen alloplastik materyallerin klinik olarak semptom göstermeden rijit fiksasyonunun sağlanması ve bu şekilde idame ettirilmesi olarak tanımlamıştır [99]. Bir başka çalışmada El Askary, osseointegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın direkt bir bağlantı olduğunu belirtmiştir [100]. Günümüzdeki osseointegrasyon terimi sadece mikroskobik düzeyde bir bağlantıyı değil aynı zamanda implantın 1-500 gr gibi kuvvetlere karşı fonksiyon altındaki implantta gözlemlenebilir bir hareket olmaması durumu olan rijit fiksasyonu da tanımlamaktadır.

Birçok araştırmacı, osseointegrasyon teriminin en iyi tanımını, "fonksiyonel yüklem süresince kemik içerisinde klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyon aracılığı ile alloplastik materyalin elde edildiği ve devamının sağlandığı işlem" olarak yapmaktadır [50, 101].

2.4.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

1983 yılında Albrektsson ve ark. osseointegrasyonun başarısını etkileyen faktörleri tanımlamışlardır; [50]

- İmplant yüzeyi özellikleri
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantite özellikleri
- İmplant materyal karakteristiği
- İmplant tasarımı
- Uygulanacak olan cerrahi prosedürler
- İmplantın yüklem zamanı [48]

Ayrıca Esposito ve arkadaşları osseointegrasyonu etkileyen faktörleri endojen ve ekzojen faktörler olarak iki grupta toplamışlardır; [102]

- Endojen faktörler genel sağlık durumu, genetik, yaş, kemik kalitesi, sigara kullanımı, lokal immün cevap, kemik greftlemesi, keratinize dişeti miktarı, radyasyon tedavisi, parafonksiyonlar ve anatomik lokasyon olarak belirtilmiştir.
- Ekzojen faktörler ise biyomateryale bağlı ve cerraha bağlı olan faktörler olarak rapor edilmiştir.

2.5. İmplantolojide Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi Ve Rezorbsiyon

2.5.1. Kemiğin Yapısı

İnsan vücudundaki en sert yapılardan biri olan kemik dokusu özel bir bağ dokusudur. Kemik yüksek oranda damarlanma ve inervasyon gösteren mineralize bir dokudur. Kemik dokusunun başlıca görevi, yumuşak dokulara destek olmak ve kasların tutunmasını sağlayarak hareket işlevine yardımcı olmaktadır [103].

İleri seviye bir bağ dokusu olan kemiğin, %23'ü organik matriks %77'si hidroksiapatitten oluşmaktadır. Kemiğin hücresel bileşenleri; osteojenik prekürsör hücreler, osteoblastlar, osteoklastlar ve kemik iliğinin hematopoetik hücreleridir [104].

Kemik yapısı, kalsifikasyon özelliklerine göre trabeküler ve kortikal olmak üzere iki tip kemikten oluşmaktadır. Trabeküler kemik, kortikal kemiğin iç kısmında konumlanan $0.23-1.0 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğunda olan tabakadır. Kortikal kemik ise $1.7-2.0 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğunda kemik dokusunun etrafını saran yapıdır. Trabeküler kemik daha çok metabolik fonksiyonları kontrol ederken kortikal kemik ise, mekanik destek sağlayarak kemiğe dayanıklılık kazandırmaktadır. Trabeküler kemik daha gevşek bir yapıdayken, kortikal kemik sıkı fibrillerden oluşmaktadır [105].

Kortikal kemik periostla kaplı olup osteoblastları, osteoklastları ve kollajen lifleri içermektedir. Periost, Sharpey lifleri ile kemiğe sıkıca tutunmakta ve kemik için koruyucu bir tabaka olarak görev almaktadır. Periost içindeki osteoklast ve osteoblastlar remodeling, apozisyon ve rezorbsiyonda rol oynamaktadır [48].

2.5.2. Kemik Sınıflandırılması

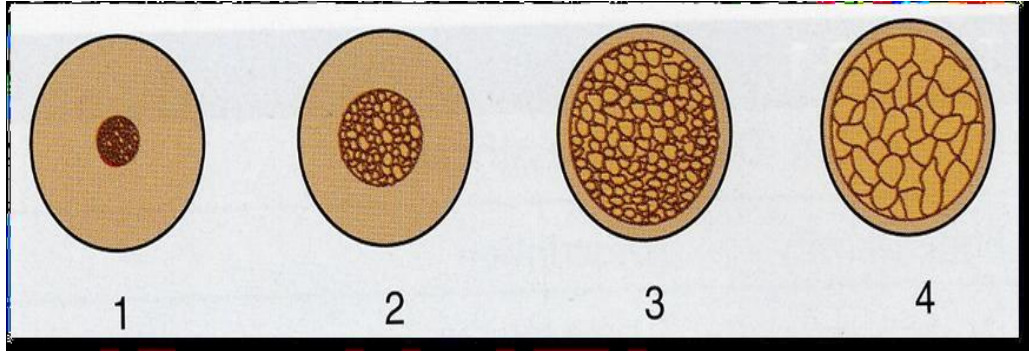
Günümüzde en sık kullanılan ve kabul gören 3 tip kemik sınıflaması vardır. Bunlardan ilki Linkow ve Chercheve, 1970 yılında kemik yoğunluğunu üç başlık altında topladığı sınıflandırmadır [106, 107];

- Sınıf 1: Küçük boşluklu eşit aralıklı trabekülleri olan ideal kemik.
- Sınıf 2: Trabeküllerin daha dağınık seyrettiği ve daha geniş boşluk içeren kemik.
- Sınıf 3: Trabeküller arası boşluğu geniş olan kemik.

Bu sınıflama baz alındığında, Sınıf 1 kemik implant uygulamalarında ideal kemiği temsil ederken, Sınıf 2 kemik oldukça başarılı sonuçlar vermekte ancak Sınıf 3 kemiğe uygulanan implantlarda kayıplar görülebileceği bildirilmiştir [107].

Diğer bir sınıflama olan 1985 yılında Lekholm ve Zarb'ın kalite sınıflaması, dişsiz çene bölgelerindeki kemiğin yapısıyla alakalı olarak, implant başarısını etkileyen faktörleri içeren birçok araştırmada referans olarak kullanılmıştır. Kemik yapısının, gözenekli ve yoğun bölgelerinin dağılımını ifade eden bu sınıflamaya göre 4 kemik tipi belirtilmiştir [108, 109].

- Tip I (Q1): Kompakt homojen kemik
- Tip II (Q2): Kalın kortikal kemik ile çevrelenmiş olan yoğun trabeküler kemik
- Tip III (Q3): İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş kalın trabeküler kemik
- Tip IV (Q4): İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş düşük yoğunlukta trabeküler kemik olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.5. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması

Misch tarafından 1999 yılında yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şu şekildedir [110]:

- D1 kemik: Yüksek miktarda mineralizasyonlu yoğun kortikal kemik; aşırı miktarda rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülmektedir.
- D2 kemik: Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemik; posterior-anterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.
- D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemik; posterior- anterior maksilla ve posterior mandibulada görülmektedir.
- D4 kemik: Neredeyse kortikal kemiğin hiç olmadığı ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemiğin oluşturduğu kemik. Posterior maksillada görülmektedir.
- D5: Mineralizasyonu tam olarak tamamlanmamış, matüre olmamış kemiklerdir. Oldukça yumuşaktır. İmplant yapmaya uygun değildir.



Şekil 2.6, Misch kemik kalite sınıflaması

Misch'in yaptığı bu sınıflamaya göre D1 kemik maksillada bulunmazken, mandibula anterior bölgede %92 oranında, posterior bölgede % 8 oranında bulunmaktadır. D2 kemik %66 oranında anterior mandibulada, %26 oranında posterior mandibulada ve %8 oranında anterior maksillada bulunmaktadır. D3 kemik yapısı %75 oranında maksilla anteriorda karşımıza çıkarken %22 oranında posterior maksilla, % 3 oranında ise posterior mandibulada görülmektedir. D4 kemik yapısı ise %40 oranında posterior maksilla, %38 anterior maksilla, %22 posterior mandibulada bulunmaktadır [111].

2.5.3. Maksiller Kemik Anatomisi

Maksilla orta yüzün en önemli kemiğidir. Merkezi bir konuma sahiptir ve iç organlara yapısal destek sağlar. Yüzün yapısında temel bir role sahip olması, burun ve ağız boşluklarını birbirinden ayırması, üst çeneyi oluşturması ve yapısında maksiler sinüsü içermesi nedeniyle fonksiyonel ve estetik olarak öneme sahiptir. Sağ ve sol maksiller kemik olarak iki parçadan oluşur ve orta hatta intermaksiller suture ile birbirine bağlanır. Maksilla 5 yüzlü piramit şeklinde sabit bir kemiktir. Anatomik olarak bir korpus ile zigomatik, frontal, palatinal ve alveolar çıkıntılardan (proses) oluşur. Maksilla, dört kenarı veya yüzeyi olan ve dört çıkıntıya sahip olan içi boş, piramidal bir gövde olarak düşünülebilir [112]. Üstte frontal kemik, lateralde zigomatik kemik, arkada palatin kemik ve altta alveol kemiği boyunca üst dişlerle birleşir. Her iki maksiller kemiğin medial yüzeyi birleşerek orta hat suturunu ve lateral nasal duvarı oluşturmaktadır. Önde, apertura piriformisin alt ve yan kenarlarını oluşturur ve frontal prosesin anterior kenarında medial olarak burun kemikleri ile eklemlenir. Maksilla infratemporal fossayı, orbita tabanını, burun boşluğunun yan duvarını ve tabanını ve ağız boşluğunun çatısını oluşturmaya yardımcı olur. Anterior yüzü frontal ve nazal kemikle olan kantağından aşağıya doğru yaklaşık 15° açıyla eğilerek iner ve anteriorda en çıkıntılı noktası olan anterior nazal spinayı oluşturur. Yüzeyinde alveolar tabanlı ve küçük yüz kaslarının orijinlerinin oluşturduğu küçük çıkıntılar izlenir. Lateral yüzeyi infratemporal fossa ve bukkal vestibuler alanı oluşturarak zigomaya bağlanır. Medial yüzeyler, intermaksiller suture ve lateral nazal duvarları oluşturur. Superior yüzünün büyük çoğunluğu orbita tabanını oluşturur. İnférieur sınırı, palatal kubbe ve dişleri

içeren alveol kemiğinden oluşur. Posterior sınırı, sfenoid kemik ve lateral piriform, zigomatik ve palatal butresslerle, burun tabanıdır [113].

Maksiller sinüs, maksilla içerisinde bulunan 34x33x25 mm boyutlarındaki hava boşluğudur. Hignore Boşluğu ya da Cavum Hignore olarak da adlandırılan maksiller sinüs maksillanın zayıf noktalarından biridir [114]. Nathaniel Highmore tarafından 17. yüzyılda tanımlanmıştır. İnsan vücudundaki en büyük sinüs boşluğu olan maksiller sinüs, paranasal sinüsler içinde ilk gelişendir [115]. Maksillanın sağında ve solunda, burun boşluğunun iki yanında yer alır. Tabanı maksiller kemiğin posterior alveolar çıkıntısı ve sert damak tarafından, çatısı orbita tabanı tarafından oluşturulur. Medialinde burun boşluğu ve konkalar bulunmaktadır. İç yüzeyini kaplayan epitele ‘Schneiderian Membran’ adı verilmektedir [114]. Maksiler sinüsün başlıca görevleri kafatasının ağırlığının azaltılması, nazal mukozanın ve solunan havanın nemlendirilmesi yine epitelindeki silialar ile bu havanın temizlenmesi ve ses rezonansının oluşturulmasıdır[115].

2.5.4. Kemik Rezorbsiyonu

Fizyolojik veya mekanik kuvvetlerin yavaş yavaş kemiğe etkimesi sonucunda cevap olarak kemiğin şeklinin tamamen değişmesine modeling denilmektedir. Modeling süresince kemik yapımı ve yıkımı uyum içinde değildir. Kemik dokusunda metabolik olarak sürekli kemik yıkım ve yapım süreçleri devam etmektedir bu sayede kemik sürekli yenileme durumundadır. Bu yenilenme durumu ise, remodeling olarak adlandırılmaktadır. Remodeling doğumdan önce başlayıp ölene kadar devam eden bir süreçtir. Bu süreç esas olarak osteoblastlar ve osteoklastlar tarafından yürütülmektedir [116]. Yaşlanmış bireylerde kemik modelingi remodelingden daha az olmaktadır. Yine hipoparatiroidi, renal osteodistrofi ve anabolik madde kullanımı gibi bazı metabolik bozukluklarda modeling remodelingden fazla olmaktadır [117].

Remodeling, mekanik kuvvetlerin veya fizyolojik etkilerin tesiri altında gerçekleşmektedir. Wolf kanununa göre kemik çevresel etkenlere cevap veren bir dokudur. Üzerine gelen kuvvetlere cevap olarak uzar ve yeniden şekillenerek kendini modifiye eder. Uygulanan kuvvetlerin etkisi ile kemiğin baskı oluşan yüzeyinde

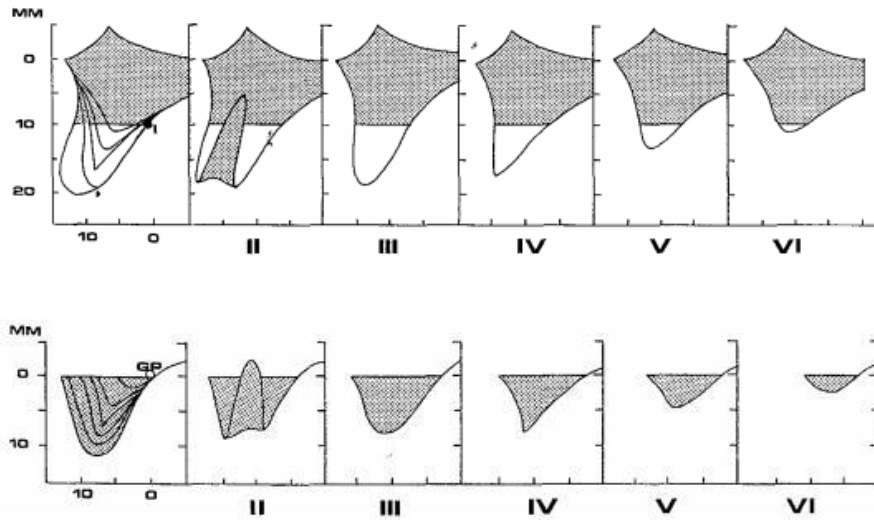
negatif bir potansiyel oluşmakta ve böylece kemik oluşumunu uyarılmaktadır. Kemğin yüzeyinde stresin azaldığı kemik yüzeylerinde osteoklastlar kemik rezorpsiyonuna neden olurken, stresin arttığı yüzeylerde osteoblastlar tarafından yeni kemik oluşumu uyarılmaktadır. Bu rezorpsiyon-apozisyon dengesi herhangi bir neden sonucunda bozulursa kemik rezorpsiyonu başlamaktadır [118]. Rezorpsiyon mekanik, anatomik, sistemik ve enflamatuvar faktörlerin birleşmesiyle oluşan çok yönlü biyomekanik bir olaydır [119].

2.5.4.1. Maksilla Rezorpsiyon Paterni ve Atrofik Maksillada Görülen Değişiklikler

Kemikte görülen rezorpsiyon-apozisyon dengesi çene kemiklerinin gelişim sürecinde ve dentisyonun tamalanmasından sonra yaşam boyu izlenen bir süreçtir [120]. Diş çekimi sonrası, çekim soketinde kemik yapımı izlenirken dış yüzünde rezorpsiyon süreci görülmektedir. Dişsiz kretin fonksiyonel yüklerle maruz kalmaması rezorpsiyon-apozisyon dengesini bozup rezorpsiyon hızının artmasıyla sonuçlanmaktadır [121]. Dişsiz krette ilerleyen süreçte rezorpsiyon miktarı en fazla ilk yıl içerisinde görülmekle birlikte 1. ve 3. yıllar arasında kemik miktarında %40 oranında kayıp meydana gelmektedir. Rezorpsiyon süreci sonraki yıllarda azalarak devam etmektedir [122]. Çene kemiklerindeki vertikal alveoler kemik kaybı, yılda yaklaşık olarak ortalama 0,1 mm olmakta ve kişiden kişiye değişiklik göstermektedir [123].

Cawood ve Howell 1988 yılında rezorbe maksilla ve mandibula sınıflandırmasını yayılamıştır. Rezorpsiyon aşamalarına göre 6 sınıfta değerlendirilmiştir [124].

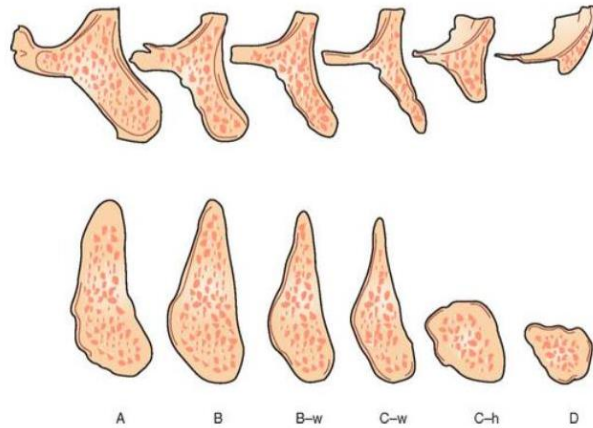
- Sınıf I: Dişli kret
- Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonraki alveoler kret
- Sınıf III: Yeterli genişliğe ve yüksekliğe sahip kalın ve yuvarlak alveoler kret
- Sınıf IV: Yeterli yüksekliğe sahip bıçak sırtı şeklinde alveoler kret
- Sınıf V: Yetersiz yüksekliğe ve genişliğe sahip yuvarlak şekilli alveoler kret
- Sınıf VI: Kupa şeklinde konkaviteye sahip aşırı rezorbe alveoler kret



Şekil 2.7. Cawood ve Howell' in maksilla rezorpsiyon sınıflandırması

Misch ve Judy'nin geliştirdikleri sınıflandırma rezorbsiyon ve kalan kemik açısından bir diğer önemli sınıflandırmadır. Bu sınıflandırma 4 temel gruba, 6 sınıfa ayrılmıştır. Çekim sonrası kalan mevcut kemiğin durumu, yükseklik-genişlik miktarı, uygulanacak tedavi seçeneklerini de içeren bir sınıflamadır [125].

- Div A: Tüm boyutlarda kullanılabilen ve diş çekiminden hemen sonra oluşan uygun kemik
- Div B: Genellikle yeterli kemik yüksekliğinin ve azalmış kemik genişliğinin var olduğu az ya da orta şiddetteki rezorpsiyona sahip kemik
- Div C: Tek ya da daha fazla boyutta (yükseklik, genişlik, kemik açısı, kron boyu/kemik yüksekliği oranı) yetersiz kemik olarak tanımlanmaktadır. Var olan kemikte önce genişlikte, daha sonra yükseklikte azalma olmaktadır
- Div D: Uzun dönem dişsizlik sonucunda alveoler çıkıntı ve bazal kemiğin rezorbsiyonla birlikte tamamen yok olma durumu olarak belirtilmiştir. Bu durum yaygın atrofi ile karakterizedir.



Şekil 2.8. Misch-Judy sınıflaması

2.6. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik, organlar ve dokular arasındaki her türlü etkileşimi tanımlayan ve biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere nasıl cevap verdiğini inceleyen bilim dalıdır [126]. Doğal dişlerin ve implantların biyomekanik davranışları birbirlerinden

farklıdır [127]. Doğal dişler çevresinde bulunan kemik dokusuna sahip oldukları periodontal ligamentler yoluyla tutunurlar. Periodontal ligamentin, dişe gelen kuvvetler karşısında stres dağılımı ve şok emici görevleri bulunmaktadır. Fakat hastalara uygulanan implantlar kemiklere osteointegrasyon ile bağlanırlar ve periodontal ligament içermezler. Bu yüzden üzerlerine gelen kuvvetler absorbe edilmeden direkt olarak kemiğe iletilmektedir [128]. Bu olgu biyomekanik farklıların oluşmasında ve implantlarda görülen geç dönemdeki başarısızlıklarda ki temel etkenlerden biridir. Çiğneme kuvvetlerinin etkimesi ile implant üstü hareketli protezlerde kırılma, abutment veya vida gevşemesi, implant üstü sabit protezlerde porselen veya metalin kırılması, implant gövdesinin boynunda kırık, implant çevresinde marjinal kemik rezorpsiyonu gibi komplikasyonlar görülebilmektedir. Bu gibi biyomekanik sorunlar implant başarısını doğrudan etkilemektedir. İmplant yerleşimi ve sonrasında kemik-implant-protez sistemi bir bütün olarak değerlendirilmeli ve kuvvet faktörleri bu bütüne göre göz önünde bulundurulmalıdır[46, 128]. Kullanılan her materyal farklı mekanik özellikler göstererek bir bütün olarak işlev göremesi nedeniyle birlikte değerlendirilmelilerdir. Farklı materyallerden oluşan çoklu elemanlar içeren bu tarz yapılarda tek bir materyalin mekanik özelliği, tüm yapının maruz kaldığı kuvvetler karşısında verdiği cevap hakkında doğru bir fikir vermez [126]. İmplantların uzun dönem başarısında temel biyomekanik prensipleri ve implantların biyomekaniğini etkileyen faktörlerin iyi anlaşılması önemli bir rol oynamaktadır ve materyallere gelen kuvvetlerin ve etkilerinin anlaşılabilmesi için biyomekanik kavramların iyi bilinmesi gerekmektedir [46].

2.7. Biyomekanik Kavramlar

2.7.1. Kuvvet

Cisimlerin hareket yönlerini, hızlarını, durumlarını veya şekillerini değiştiren etkilere kuvvet denmektedir. Vektörel bir nicelik olup yönü, süresi, büyüklüğü, tipi vardır. Fiziksel olarak formülü "Kuvvet (F) = kütle (m) x ivme (a)" olarak ifade edilir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet (kgf) olup, 1 kgf 9.8 N 'dur [129]. Biyomekanik çalışmalarda kuvvet yükleme çeşitleri, cismin uzun eksenini boyunca çekme (tensile), basma (compressive), eğme (bending), burma (torsion) ya da çok eksenli (multiaxial) olarak uygulanmaktadır. Basma (compressive) kuvvetleri

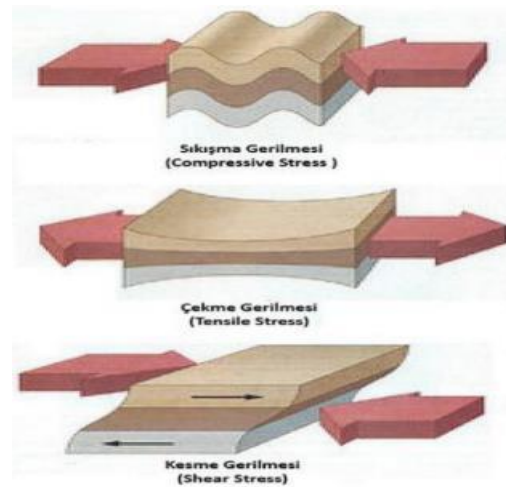
implant-protez yapısını birleşmeye zorlarken, maksalama ve çekme kuvvetleri implant-protez yapısının ayrılmasına ve bozulmasına neden olabilmektedir. Kemik ve implant için en zararlı kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir [20, 130].

2.7.2. Gerilme (Stres)

Cisme uygulanan bir kuvvette, cismin birim alanında oluşturduğu tepki, gerilme veya stres olarak tanımlanmaktadır. Uluslararası birim sisteminde gerilimin birimi N/m^2 olarak belirlense de bazı kaynaklar PSI (pounds per square inch) ve Pascal (P) birimini kullanmaktadır [131]. Diş hekimliğinde boyutların küçük olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır [132, 133].

Kuvvet uygulamasının sonucunda cisimde üç tip gerilme oluşmaktadır [134].

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress); Aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipidir.
- Çekme Gerilmesi (Tensile stress); Aynı doğrultuda ancak ters yöndeki iki kuvvetin, cismi uzamaya zorlayarak bütünlüğünü bozmaya yönelik oluşturduğu gerilme tipidir.
- Kesme Gerilmesi (Shear Stress); Farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipidir.



Şekil 2.9. Cisimlerde oluşan sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkisi

Kuvvet altındaki cisimlerde genelde tek bir tip gerilme yerine, üç tip gerilmenin de aynı anda görüldüğü bir gerilme durumu görülmektedir [126].

2.7.3. Gerinim (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir [135]. Bir cisme kuvvet uygulandığında stresin olduğu her durumda strain de söz konusudur. Gerinim (Strain), cismin boyutundaki değişimin ilk boyutuna oranı olarak hesaplanmaktadır bu yüzden gerinim değeri genellikle yüzde (%) olarak ifade edilmektedir [136].

Cisimde oluşan gerinim üç şekilde görülebilmektedir bunlar plastik, elastik veya bunların her ikisinin birden olduğu elastoplastiktir. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalktığında cisim eski haline geri döner ve atomlar eski halini alır. Plastik gerinimde ise, cisim geri dönüşümsüz olarak şekil değiştirir ve malzeme içindeki atomlar daimi bir şekilde yerlerinden oynar. Elastoplastik gerinim, kuvvet etkisiyle oluşan şekil değişikliğinin, geriye dönse de tam olarak cismin eski halini alamamasıdır. Cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa, cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilmektedir [131].

2.7.4. Mohr Dairesi

Üzerine kuvvet uygulanan cismin farklı kesitlerindeki birleşik gerilmeleri grafik olarak ifade etmek için kullanılan sisteme Mohr dairesi denmektedir. [137].

2.7.5. Elastisite

Stres altındaki cisimlerde, gerilmeler ortadan kalktığı zaman tekrar ilk haline dönebiliyor ise bu cisimlere 'elastik cisim' denir. [137].

2.7.6. Hooke Kanunu

Hook kanunu, cisimdeki gerininin gerilim ile doğru orantılı olduğunu savunan Robert Hook tarafından ortaya atılmıştır. Bir başka ifadeyle kuvvet uygulanan cismin bozulma miktarı, uygulanan kuvvetle orantılı olarak artacağını ifade eder. Gerininin ve gerilme arasındaki ilişkiyi grafiğe yansıttığımızda oluşan eğri, cisme uygulanan kuvvetin cisimde ne kadar bozulma olacağını anlamamızı sağlar. Bu eğrideki düz eğim, cismin sertlik derecesini gösterir. Esneklik katsayısının yüksek olması cismin rijit (sert), düşük olması ise esnek bir materyal olduğunu gösterir [138].

2.7.7. Poisson Oranı

Kuvvet uygulanan malzemede meydana gelen boyutsal değişim 3 boyutludur. Bu 3 boyutlu değişimde maddenin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel alanda gösterdiği deformasyona oranına poisson oranı denmektedir[138].

2.7.8. Young (Elastisite) Modülü

İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlanan young modülü kuvvete maruz kalan materyaldeki elastik şekil değişimini ve maddenin sertliğini ifade eder. Gerilme/gerininin oranı ile hesaplan Young modülünün Simgesi 'E' birimi ise MPa'dır.[138, 139] Young modülü materyalin sertliğiyle ilgili bilgi vermektedir bu değer arttıkça deformasyona direnç de artmaktadır. Ancak bu değer materyalin dayanıklılık ve esnekliğiyle ilgili bilgi vermez,[138]. Young modülü arttıkça cismin uzamaya karşı daha fazla direnç göstermektedir. Sert maddelerin bozulmaya karşı yüksek iç dirençe sahip olması nedeniyle Young modülleri yüksektir[138]

2.7.9. Esneyebilirlik

Malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösteren bu kavram gerilme-gerininin eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür [140].

2.7.10. Elastik Sınır (Elastic Limit)

Cisimlerin kalıcı şekil değişimine uğramadan dayanabildikleri maksimum gerilmedir[141].

2.7.11. Oransal Sınır

SPL yada σ_{PL} simgeleriyle tanımlanan oransal sınır, gerilimin gerilmeye oransal değerinin değişmeden stabil kalabildiği maksimum gerilim olarak ifade edilir. Oransal sınır değerinin altında uygulanan kuvvetler materyalde daimi deformasyona sebep olmaz ve kuvvet kalkınca materyal ilk formuna döner [142]

2.7.12. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin farklılık göstermeden cismin her noktasında aynı olmasıdır böyle cisimlere homojen cisim denmektedir.[143].

2.7.13. İzotropik ve Anizotropik Cisim

Tüm asal eksenlerde benzer özellikler gösteren materyallere izotropik materyal göstermeyenlere ise anizotropik materyal denir. Bu tanımda gerilme-şekil değiştirme ilişkileri elastisite modülüne ve poisson oranına bağlı olarak tanımlanabilir [143].

2.7.14. Principal Stres (Asal Gerilim)

Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda asal gerilim değerleri elde edilmektedir. Normal stresler ' σ ' ile sembolize edilirken ve kesme stresleri ' τ ' ile sembolize edilmektedir. Principal Stres; maksimum principal stres, intermediate principal stres ve minimum principal stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler sıraya konacak olursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkmaktadır. Maksimum principal stres (P_{max}) pozitif bir değer

olup, en yüksek gerilme stresini ifade etmekte, minimum principal stres (P_{min}) ise negatif değer olup en yüksek sıkışma gerilimini göstermektedir [138].

σ_1 : Maksimum principal stresi simgeler, pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini ifade eder.

σ_3 : Minimum principal stresi simgeler, negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade eder.

Analiz sonuçlarında eksi değerler sıkışma streslerini ifade ederken, artı değerler ise gerilme streslerini tanımlamaktadır. Hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük değerde ise kullanılan stres elemanı o stres tipinin etkisindedir ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

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

Kemik gibi kırılğan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Maksimum principal stresin mutlak değerinin en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğu, minimum principal stresin mutlak değerinin ise en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğu durumlarda başarısızlıktan bahsetmek mümkündür [144].

2.7.15. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

İlk olarak Dr. R. Von Mises ve arkadaşları tarafından tanımlanan bu hipotez biçim değiştirme enerjisi olarak da isimlendirilebilir. Simgesi ' σ_e ' olan Von Mises gerilmesi çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanabilir. Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirilmesinde kullanılır. Kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde

kullanılan bir değerdir [138, 144]. Von Mises Stresi, üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır[143]

$$\sigma^2 = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2$$

Bu formül sayesinde streslerin dağılımları hakkında genel bir fikir edinebilmek için Von Mises Stresi kullanılabilir [144].

2.7.16. Tensile Strength (Çekme Dayanımı)

Materyale aynı doğrultuda olacak şekilde zıt yönlü 2 kuvvet uygulandığında materyalin kırılmadan dayanabileceği maksimum yük miktarıdır. Bir başka ifadeyle materyalin kopmadan veya kırılmadan dayanabildiği en yüksek çekme gerilmesi, çekme dayanımı olarak adlandırılır. Uygulanan kuvvet çekme diyagramındaki en yüksek gerilme değeri olan malzemenin, çekme dayanımını geçtiği anda materyalde kopma veya kırılma meydana gelmektedir[126].

2.8. Sonlu Eleman Stres Analizi

Günümüzdeki çalışmalarda stres analizleri çeşitli değişik yöntemlerle yapılabilmektedir. Bu yöntemler başlıca; kırılğan vernik ile kaplama tekniği, gerinim ölçer yöntemi, holografik interferometri (Lazer Işınları), radyotelemetri yöntemi, termografik yöntem, 2 ve 3 boyutlu foto elastisitik kuvvet analizi ve sonlu elemanlar analizi olarak karşımıza çıkmaktadır. Dişlerin ve içerdiği yapıların stres analizlerinde daha çok foto elastik yöntem kullanılmaktadır. Fakat fotoelastik yöntemle değerlendirilen maddelerin çift kırınım özelliğine sahip olmaları gerekmektedir bu yüzden diş yapılarının bu özelliğe sahip bir materyalden tekrar üreilmesi ve bu model üzerinden değerlendirilmesi gerekliliği bulunmaktadır. Ayrıca bu yöntemin karmaşık geometriye sahip cisimlerde uygulanma zorluğu bulunmaktadır [145].

Sonlu eleman stres analizi (SEA) yöntemi temel olarak cebir tabanlı bir simülasyon yöntemidir. Bu simülasyonu; biyomekanik olarak önem teşkil eden parçaları, bilgisayar destekli tasarım modellerinde küçük parçalara bölerek

yapmaktadır. Daha sonra bu parçalar üzerinden yine bilgisayar destekli yazılımlar ile stres ve gerilmeleri hesaplamaktadır [142]. İlk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlayan bu yöntem günümüzde havacılık, uzay mühendisliği, biyomedikal, otomotiv, elektromanyetik, hidrolik ve nükleer enerji mühendisliği gibi alanlarda yapılan çalışmalarda tercih edilmektedir. [132] Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diş hekimliği alanında ilk kullanımı ise 1968 yılında Ledley ve Huang'ın yaptığı çalışmada, bilgisayar ortamında tasarlanmış ve üretilmiş bir diş modeline farklı kuvvet uygulaması ve kemikteki oluşabilecek stres miktarını ölçmeyi hedeflemesiyle başlamıştır. İmplantoloji alanındaki ilk kullanım ise 1973 yılına Tesk ve Widera implant çevresi kemikte oluşan gerilim miktarını ölçtüğü çalışmalar ile yapılmıştır [146]. Daha sonra Farah ve Craig tarafından yapılan çalışmalar ise yöntemin günümüzdeki kullanım şeklini ortaya çıkarmıştır [147].

2.8.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar

2.8.1.1. Eleman (Element)

SEA sisteminin çalışma prensibi gereği, ana cisim üzerinde daha küçük alanları tanımlayan sonlu sayıdaki geometrik cisme bölünür ve bu cisimlerin her biri eleman olarak tanımlanmaktadır. Analizdeki eleman sayısı ne kadar fazlaysa sonuçların doğruluk oranı da o kadar artmaktadır. Elemanlar temelde incelenen modelin geometrisini ve kendi bölgesindeki mekanik özellikleri taklit eder. Elemanlara bölünmüş modele matematiksel model denir [148].

2.8.1.2. Düğüm (Node)

Elemanlarda meydana gelen fiziksel değişimlerin diğer elemanlara da yansımaları sağlayan birbirleriyle bağlantı yaptıkları noktalara düğüm (node) denmektedir [148].

2.8.1.3. Ağ Yapısı (Mesh)

Elemanların ve düğüm noktalarının cisim üzerindeki yerleri ve koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile tayin edilmektedir. Bu işlem ağ üretim programları tarafından yapılmaktadır. Bu programlar ağ yapısını otomatik olarak yapılmasını veya kullanıcı tarafından dizayn edilmesine olanak sağlar. SEA sisteminde sonuçların doğruluğu eleman sayısının artırılması gibi ağ yapısının küçültülmesiyle de artırılabilir(147).

2.8.1.4. Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Sistemin çalışabilmesi için cismin nereden sabitlendiğini, cismin hareketinin nereden engellendiğini gösteren kavrama sınır şartları denir. Dolayısıyla sınır şartlara cisme uygulanacak kuvvetlerin yapısına ve doğrultusuna göre şekillenir [149, 150].

2.8.1.5. Katı Modelleme

Katı modelleme analiz yapılacak cismin iç ve dış geometrisinin doğru bir şekilde yansıtıldığı üst seviye bir modelleme tekniğidir. Katı modelleme yapılabilmesi için bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans gibi görüntüleme yöntemleriyle elde edilen bilgiler bilgisayar ortamına aktarılmakta ardından ağ yapısı tasarlanmaktadır. Bu sayede cismin iç ve dış yapısının özellikleri verisel olarak bilgisayar ortamına geçmiş olur daha sonra bu veriler üzerinden cismin ağırlık, moment gibi fiziksel parametreleri hesaplanabilir. Ayrıca cisim üzerinden kesitler alınarak hacimsel olarak herhangi bir noktanın geometrik ve fiziksel özellikleri saptanabilir [149, 150].

2.8.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları

Sonlu elemanlar stres analizi 3 aşamada yapılmaktadır bunlar hazırlık, çözümleme ve sonuç aşamalarıdır [151];

1. Hazırlık Aşaması (Pre-processing): Bu aşamada bilgisayar destekli modelin oluşturulması için manyetik rezonans veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri bilgisayara aktarılır. Bu veriler işlenerek 2 veya 3 boyutlu model oluşturulur. Daha sonra oluşturulan model eleman adı verilen geometrik parçalara bölünerek ağ yapısı tasarlanır. Ayrıca bu aşamada materyalin young modülü ve poisson oranları, yükleme koşulları ve sınır koşulları belirlenir.

2. Çözümleme (Processing): Bilgisayar yazılımı ile yazılım formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve çözümleme gibi hesaplamaların yapıldığı aşamadır.

3. Sonuç Aşaması (Post-processing): Bu aşamada bilgisayar programları yardımıyla alınan sonuçlar ve yine bu sonuçlara ilişkin doğrulamalar yapılır. Sonuçların alınmasındaki esas kriter düğüm noktalarındaki değerlerdir. Düğüm noktası sayısı arttıkça sonuçlar gerçek değerlere o kadar yaklaşır. Analizler sonucunda cisme ait asal gerilimler (principal stresses), aksiyel gerilimler (axial stress), deformasyon veya eşdeğer gerilimler (equivalent stress), yer değiştirme değerleri (displacements) gibi veriler elde edilir [149]. Verilerin değerlendirilmesinde kemik gibi kırılğan dokularda asal stres değerlerinin kullanılması daha doğru sonuçlar verirken; implant gibi çekilebilir malzemelerde ise daha doğru sonuçlar için Von Mises stres değerlerinin kullanılması önerilmektedir [152].

2.8.3. Sonlu Eleman Stres Analizi Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu eleman stres analizi yönteminin avantajları;

- Gerilme dağılımı ve yer değişimlerinin hassas şekilde hesaplanabilmesi
- Karmaşık geometrisi olan katı yapıların modellenebilmesi
- Değişik malzemelerden farklı modellerin istenilen sayıda elde edilmesi
- Tekrar edilebilir olması
- Modellerin yazılımlar sayesinde gerçeğe yakın olarak üretilebilmesi
- Deneysel çalışmalara kıyasla analiz sonuçlarının daha hızlı elde edilebilmesi.
- Noninvaziv bir teknik olması.

- Hem statik hem de dinamik analizler yapılabilmesi.
- Teorik olarak ölçülebilen stres noktaları sağlaması.
- Stres ve strain değerlerini ölçmek için hayvanları sakrifiye etmeye gereksinim duyulmaması.

Sonlu eleman stres analizi yönteminin dezavantajları;

- Gerçek ortam şartların katı modele uygulanmasında bilgisayarın ve SEA yazılımının kapasitesinin sınırlayıcı bir faktör olarak ortaya çıkması
- Doğru analizlerin yapılması için matematik modelin gerçeğe yakın olmasının gerekliliği
- İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gereksinimi
- Analiz sonuçlarının düzenlenmesinin karmaşıklığı [153].

2.8.4. Oral ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Stres Analizi Yönteminin Kullanılması

SEA yöntemi ile diş hekimliğinde ve oral implantolojide bir çok çalışma yapılmıştır. Bu yöntem ile implantın üzerine gelen kuvvetlerin, implantın üzerinde ve çevre dokularda oluşturduğu biyomekanik etkiler değerlendirilebilmektedir [154]. SEA yöntemi yapılan analizlerin doğruluğunda incelenen objenin doğru şekilde modellenmesi ve ayrıntıların modele yansıtılması kritik önem taşımaktadır. Bu doğrultuda objenin geometrik yapısı basitleştikçe elde edilen değerlerin doğruluğu da artmaktadır. Oral ve maksilofasiyal cerrahinin çalışma alanı olan maksillofasiyal bölge geometrik yapısı itibariyle makro ve mikro düzeyde kompleks bir yapıya sahiptir ayrıca bu bölgedeki kemik dokuları iç yapıları itibariyle de birbirinden farklı özellikler serilemektedirler. Bu yüzden yapılan çalışmalarda doğru sonuçların elde edilmesi zorlaşmaktadır [155].

SEA ile canlı dokular bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılmakta ve ağ yapısı uygulanarak sanal ortamda bu dokuların gerçeğe yakın modelleri elde edilmektedir. Elde edilen bu 3B modeller

sayesinde, hasta veya hayvanlar üzerinde yapılması zor olan çalışmalar kolay ve tekrarlanabilir olarak yapılabilmektedir [156]. SEA'nın bu özellikleri sayesinde maksillofasiyal bölgedeki kompleks dokular ile ilgili bazı çalışmalar da daha kolay yapılabilmektedir [155].

SEA in vitro bir araştırma metodudur. Bu yüzden SEA'nın güvenilirliğini test eden bir çok çalışma yapılmıştır. 1996 yılında yayınlanmış, Baiamonte ve ark. tarafından maymunlar üzerinde yapılan çalışmada maymun mandibulasına tamamen osteointegre olmuş implantların kemik üzerinde oluşturduğu gerilim değerleri hem in vitro hem de SEA tekniği ile değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde birbirleriyle büyük oranda örtüştüğü görülmüştür. Bu sonuçlar SEA'nın implantolojide güvenilirliğini arttırmıştır [154].

Stres analizleri yapılırken analiz edilen parçanın geometrik yapısı ne kadar basitse, ortaya çıkan sonuçların doğruluğu da o oranda artmaktadır. Maksillofasiyal bölgedeki kompleks yapıların geometrisi SEA dışındaki stres analiz metodları ile doğru sonuçlar alınamayacak kadar komplikedir. Bu yüzden oral ve maksillofasiyal cerrahide yapılan çalışmalarda stres analizi için SEA sık tercih edilen bir yöntem haline gelmektedir [156].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

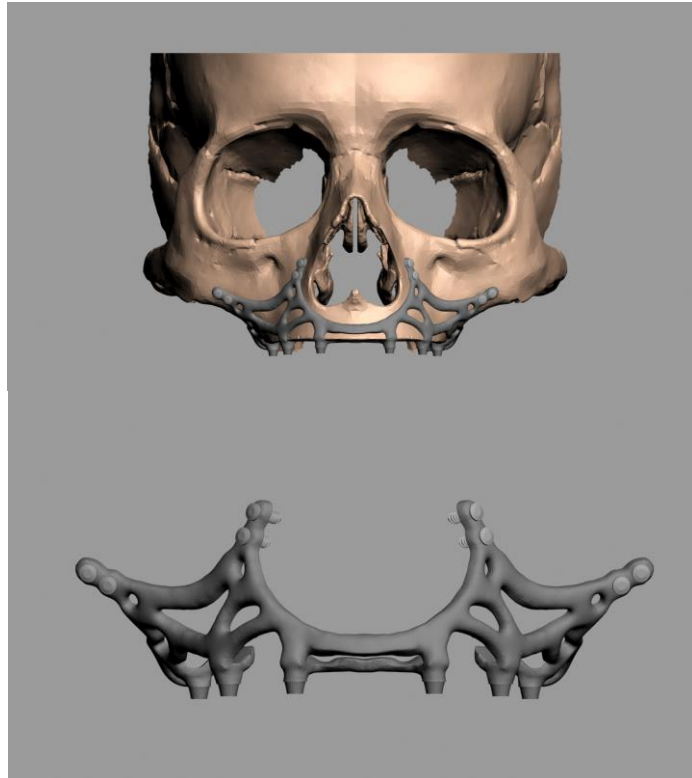
Araştırmamız, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda atrofik total dişsiz maksilla için tasarlanmış 3 farklı subperiosteal implant tasarımı kullanılmış ve bu üç modelden herbiri hem titanyum hem de PEEK materyalinden üretilerek 6 farklı model oluşturulmuştur. Oluşturulan bu modellere sonlu elemanlar stres analizi metodu kullanılarak fonksiyonel kuvvetler altında kortikal kemiğin, trabeküler kemiğin ve implantın verdiği cevaplar incelenmiştir. Çalışmamızda tasarlanan her model 6 adet aynı boyda ve çapta abutment içermekte ve protetik üst yapı olarak aynı protezi kullanmaktadır. Kullanılan modellerin herbirinin fiksasyonu, 8 adet fiksasyon vidası kullanılarak sağlanmıştır.

Araştırmamızda kullanılan maksilla modeli, atrofik kemik yapısını yansıtmak adına tüm alveolar kret boyunca kalınlığı 3 mm, nazal taban-kret tepesi mesafesi 11 mm, maksiller sinüs tabanı-kret tepesi mesafesi 5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır.

Model 1. Tek parça olarak tasarlanan titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant kullanılan maksilla

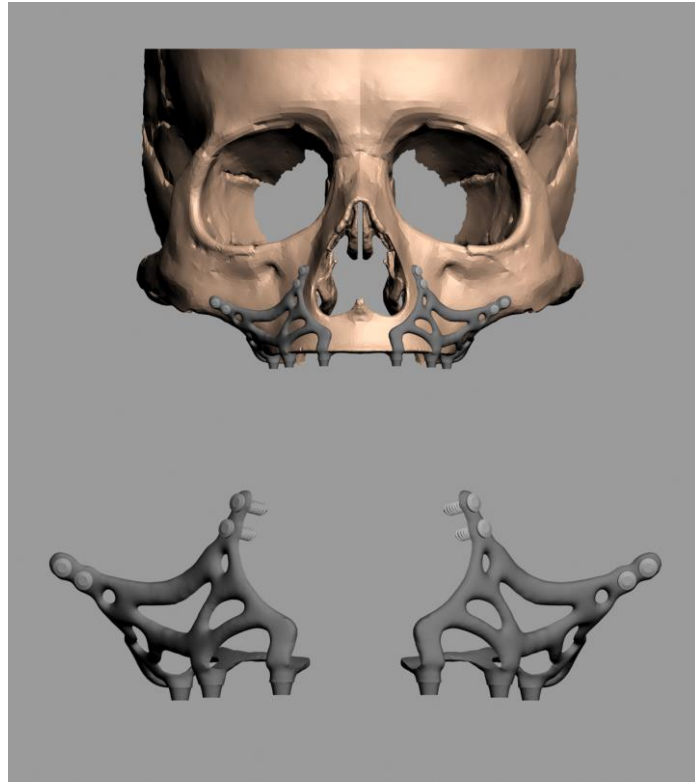
Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya tek parçadan oluşan ve tip 5 titanyum materyalinden üretilen subperiosteal implant uygulanmıştır. Subperiosteal implantın kanin ve zigomatik butress bölgelerine uzanan dört adet kanadı ve her kanat üzerinde ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasında toplam 6 adet abutment yer almaktadır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 1 oluşturulmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Tek parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 1)

Model 2. İki parça olarak tasarlanan titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant kullanılan maksilla

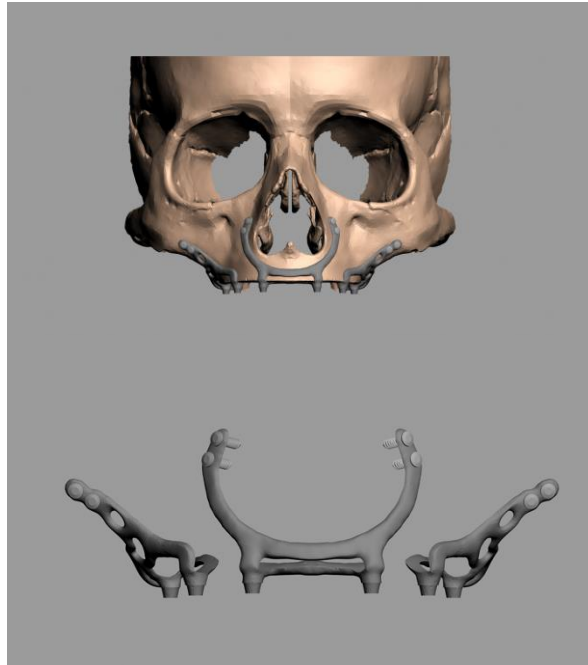
Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya iki parçadan oluşan ve tip 5 titanyum materyalinden üretilen subperiosteal implantlar uygulanmıştır. Her bir subperiosteal implantın kanin ve zigomatik butress bölgelerine uzanan iki adet kanadı ve ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasında toplam 6 adet abutment yer almaktadır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 2 oluşturulmuştur (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. İki parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 2)

Model 3. Üç parça olarak tasarlanan titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant kullanılan maksilla

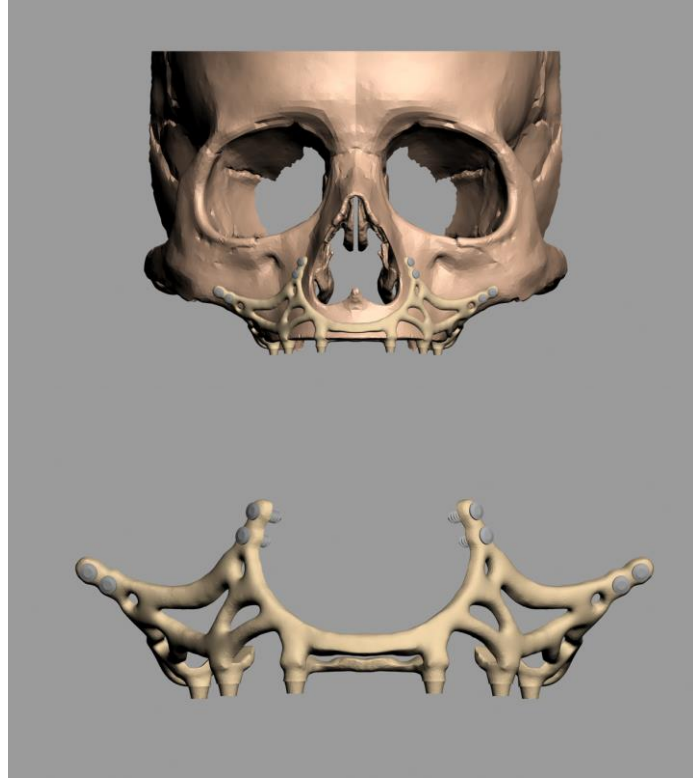
Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya üç parçadan oluşan ve tip 5 titanyum materyalinden üretilen subperiosteal implantlar uygulanmıştır. Tasarlanan bu üç parçadan iki tanesi sağ ve sol olmak üzere maksilla postrior bölgede konumlandırılmıştır. Bu iki parça zigomatik butress bölgesine uzanan birer tane kanat içermektedir ve bu kanatların üzerinde ikişer tane vida deliğine sahiptirler. Bu parçaların üzerlerinde 4 ve 6 numaralı dişler hizasında olmak üzere ikişer tane abutment bulunmaktadır. Tasarlanan üçüncü parça ise maksilla anterior bölgede konumlandırılmıştır. Bu parça ise sağ ve sol nasal butresslere uzanan iki kanada sahiptir ve her bir kanat üzerinde ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. Anteriorda bulunan parçanın üzerinde 2 numaralı dişler hizasında olmak üzere 2 tane abutment mevcuttur. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 3 oluşturulmuştur (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Üç parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 3)

Model 4. Tek parça olarak tasarlanan PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant kullanılan maksilla

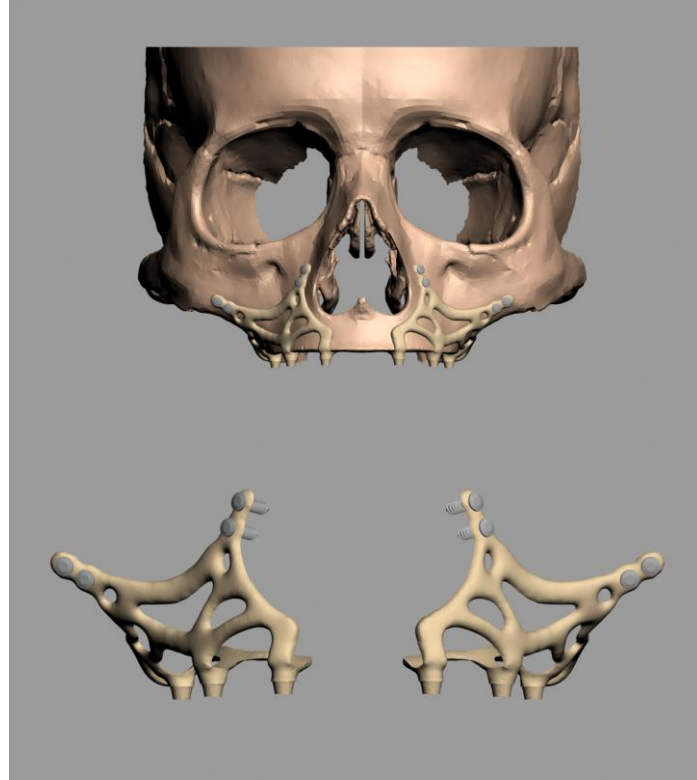
Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya yekpare tek parçadan oluşan ve polieter eter keton (PEEK) materyalinden üretilen subperiosteal implant uygulanmıştır. Subperiosteal implantın kanin ve zigomatik buttress bölgelerine uzanan dört adet kanadı ve her kanat üzerinde ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasında toplam 6 adet abutment yer almaktadır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 4 oluşturulmuştur (şekil 3.4).



şekil 3.4. Tek parça olarak tasarlanmış ve PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (model 4)

Model 5. İki parça olarak tasarlanan PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant kullanılan maksilla

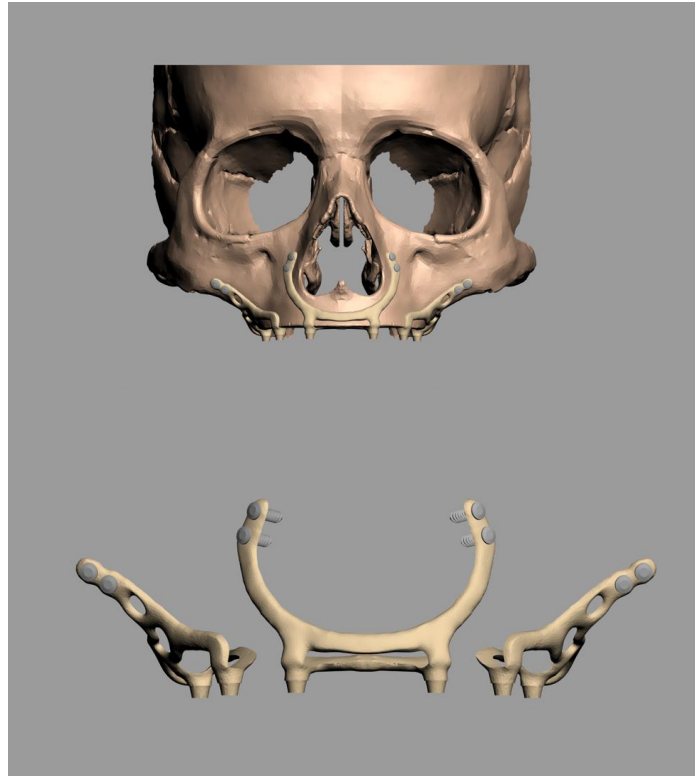
Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya iki parçadan oluşan ve polieter eter keton (PEEK) materyalinden üretilen subperiosteal implantlar uygulanmıştır. Her bir subperiosteal implantın kanin ve zigomatik butress bölgelerine uzanan iki adet kanadı ve ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. 2, 4 ve 6 numaralı dişler hizasında toplam 6 adet abutment yer almaktadır. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 5 oluşturulmuştur (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. İki parça olarak tasarlanmış ve PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 5)

Model 6. Üç parça olarak tasarlanan PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant kullanılan maksilla

Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen zigomatik kemik, maksilla ve maksiller sinüsü içeren sağ ve sol atrofik maksillaya üç parçadan oluşan ve polieter eter keton (PEEK) materyalinden üretilen subperiosteal implantlar uygulanmıştır. Tasarlanan bu üç parçadan iki tanesi sağ ve sol olmak üzere maksilla posterior bölgede konumlandırılmıştır. Bu iki parça zigomatik butress bölgesine uzanan birer tane kanat içermektedir ve bu kanatların üzerinde ikişer tane vida deliğine sahiptirler. Bu parçaların üzerlerinde 4 ve 6 numaralı dişler hizasında olmak üzere ikişer tane abutment bulunmaktadır. Tasarlanan üçüncü parça ise maksilla anterior bölgede konumlandırılmıştır. Bu parça ise sağ ve sol nazal butreslere uzanan iki kanada sahiptir ve her bir kanat üzerinde ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. Anteriorda bulunan parçanın üzerinde 2 numaralı dişler hizasında olmak üzere 2 tane abutment mevcuttur. Titanyum alaşımdan üretilen protetik alt yapı ve akrilik rezin ile üretilen protez kullanılarak Model 6 oluşturulmuştur (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Üç parça olarak tasarlanmış ve titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant ve atrofik maksillada konumlanması (Model 6)

3.1. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan tüm modeller homojen, izotropik ve lineer materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzerlik olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın tüm yönlerde materyal özelliklerinin bire bir aynı olduğu durumu ifade etmektedir. Lineer elastisite ise yapının gerilim ve deformasyonunun uygulanan kuvvetler karşısında oransal açıdan değişiklik göstermesini tanımlamaktadır. Trabeküler kemiğin modellenmesinde D4 kemiğe ait materyal özelliği kullanılmıştır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilen modelin maksillaya ait olduğunu, subperiosteal implant ve protetik parçaların hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Sistem elemanları için kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Kullanılan materyallerin Young modülü ve Poisson oranları [6, 157]

Komponentler	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Maksilla Kortikal	13700	0.3
Maksilla Spongiyoz	1370	0.3
Akrilik Rezin	2700	0.35
Peek	10000	0.37
Titanyum	110000	0.33
Subperiosteal implant	116000	0.31

3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

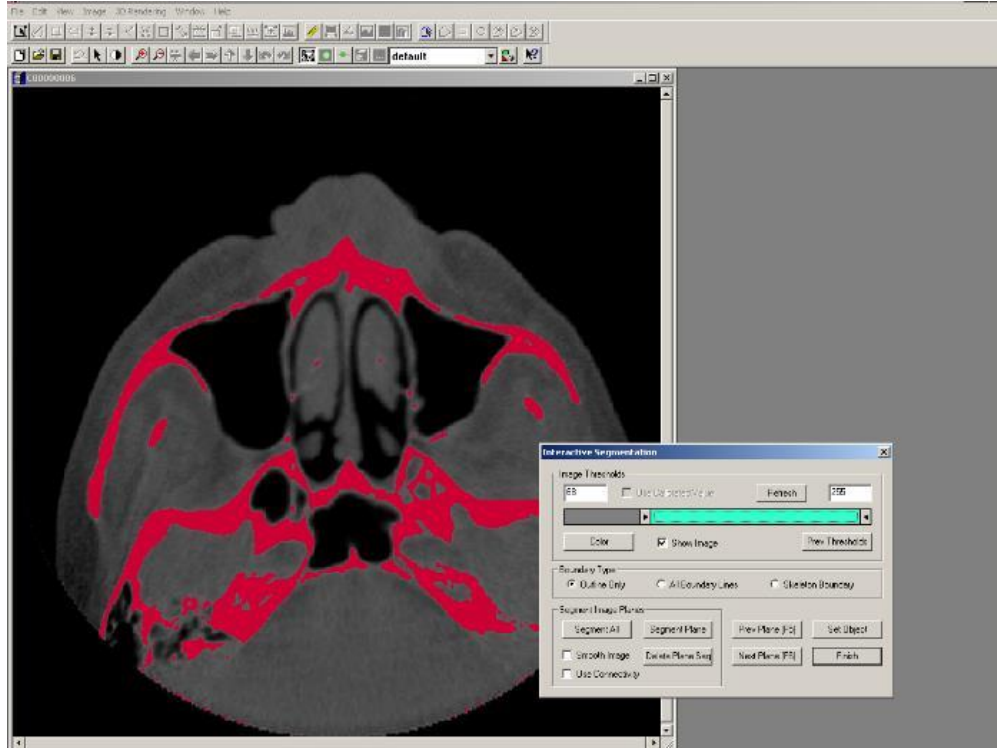
Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi (Şekil 3.7). Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, KIBT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı.

Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı (Şekil 3.8).



Şekil 3.7. Tam dişsiz erişkin hastanın tomografi görüntüsü.

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

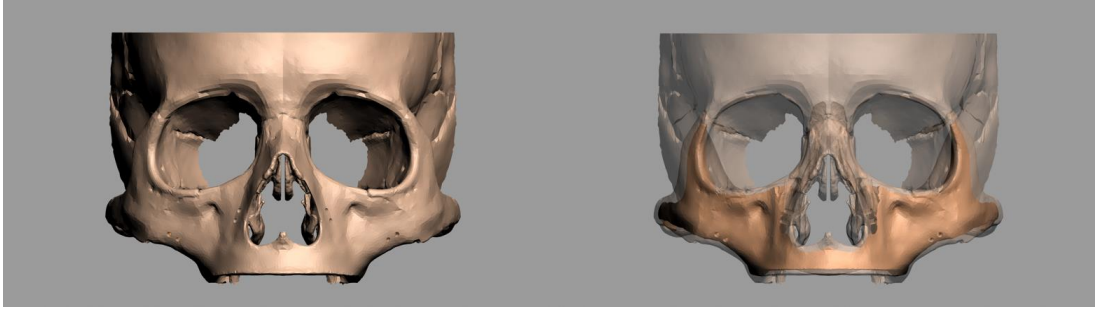


Şekil 3.8. Tomografi görüntülerinin 3D-doctor yazılımına aktarılması

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

Kemik dokusundan offset yöntemi ile trabeküler kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu. Bu şekilde maksillada kortikal kemik, trabeküler kemik, protez, alt yapı parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi

tamamlanmış oldu. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



Şekil 3.9. Kortikal ve trabeküler kemiği içeren modeller

3.4. İmplantların, Abutmentların, Metal Alt Yapının ve Protez Üst Yapının Modellenmesi

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcı ile tarandı..stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile kemik dokuları, protez alt ve üst parçaları ve implant vidaları arasında gerekli uyumlandırmalar yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Activity 880 optik tarayıcı

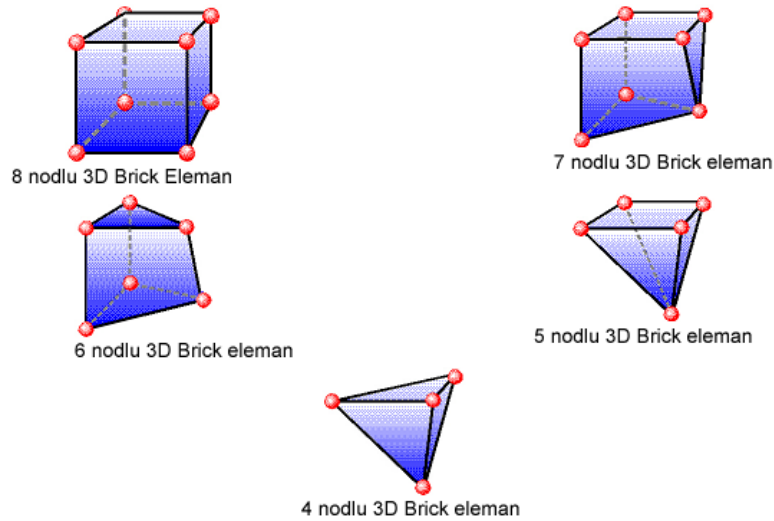
VRMesh yazılımında, çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı üç boyutlu modelleme programlarında evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmasını engellemiştir.

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına. stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Çalışmanın reel değerler taşınması için programda imkânlar dahilinde, belirlediğimiz çene kemiği modelinin boyutları göz önünde bulundurularak fazla eleman sayısı seçilmiştir. Meshleme işleminde, modeller 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde,

ihtiyaç duyulduğunda daha az sayıda düğüm içeren elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamaların daha rahat bir şekilde yapılabilmesi için, mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar kullanılmış ve yüksek kalitede ağ yapı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan analiz işlemini zorlaştıran dar ve dik alanlar, çizgisel elemanlardan ayrıştırılarak yapı daha düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılabilir (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. Matematiksel modellerin geometrik şekilde görüntüsü

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

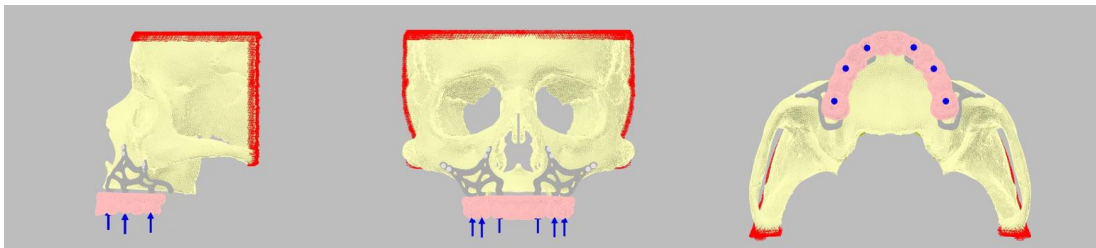
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

Tablo 3.2. Modellerde bulunan eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
MODEL 1	1932030	451803
MODEL 2	813167	430398
MODEL 3	1801745	424670
MODEL 4	1932030	451803
MODEL 5	1813167	430398
MODEL 6	1801745	424670

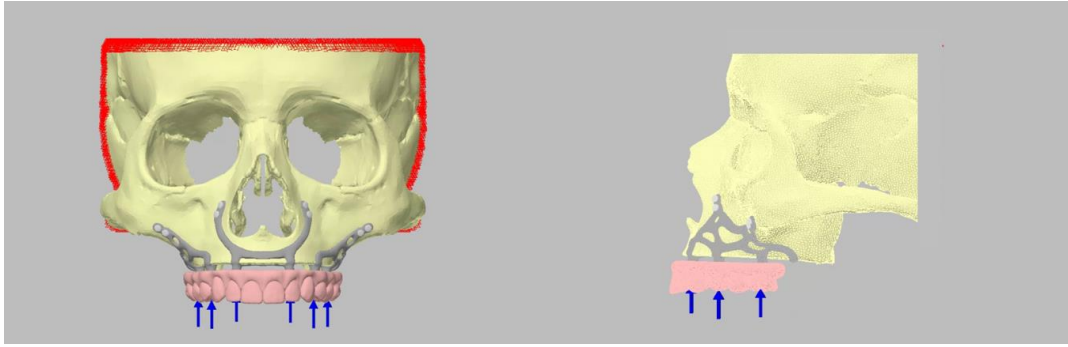
3.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartları

Üç boyutlu modeller uzayda serbest bir şekilde durmaktadır. Sistemde birleştirilen bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için amaca uygun bir şekilde bazı noktalardan sabitlenmesi ve sınır şartlarının konulması gerekmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, belirlenen modellerin desteklenmesi için en az 2 düzlemde sabitlenmesi gereklidir. Analizi yapılacak bölgeler sabitlenen düzlemlerden uzak noktalardan geçmelidir. Bu durum sağlanamazsa, meydana gelen stresler sabitlenen düzlemlere aktarılır ve elde edilen sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Bu sınırlamalar sayesinde, tanımlanan bölgeler içinde problemler çözümlenebilmektedir. Model çene kemiğinin üst ve arka bölgesinden her biri Degree of freedom (DOF)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.12).

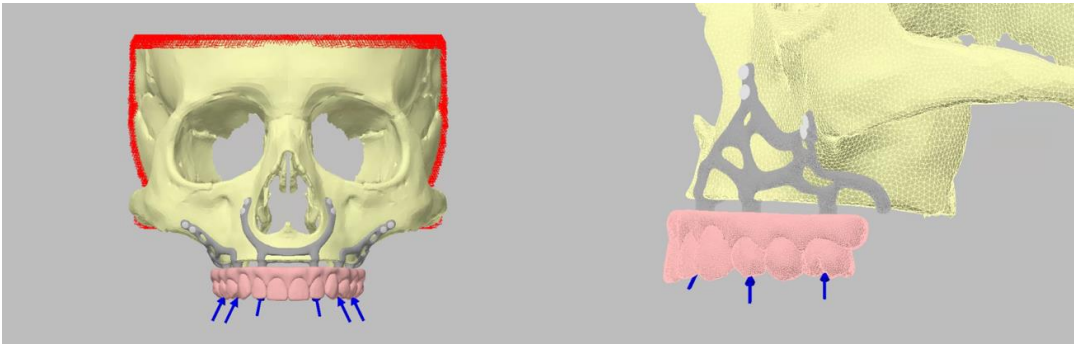
**Şekil 3.12.** Modelde kafatasının ön, üst ve arka bölgesinden sabitlenmiş şekli

3.7. Yükleme Koşulları

Tüm modellerde 2, 4 ve 6 nolu dişlere çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla 90 derecelik açıyla 150 N vertikal (Şekil 3.13) ve 30 derecelik bukkal yönde 50 N 'luk oblik yönde kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.14) (12).



Şekil 3.13. Vertikal kuvvet



Şekil 3.14. Oblik kuvvet

3.8. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

6 farklı planlamada, vertikal ve oblik yükleme koşulunda toplamda 12 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

SEA sonucunda ortaya çıkan değerler, matematiksel hesaplamalar sonucu elde edildiğinden istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken durum, düğümlerdeki stres miktarlarının ve bunların dağılımlarının daha hassas bir biçimde yorumlanabilmesidir.

SEA sonunda Fempro bilgisayar programı, aynı anda farklı stres değerlerini verebilmektedir. Burada önemli olan hangi stres değerinin yorumlanacağı ve çıkan stres değerlerinin hangi kriterler ile kıyaslanacağını bilmesidir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda üç farklı subperiosteal implant tasarımı ve 2 farklı materyal kullanılarak oluşturulan 6 ayrı modelde 2, 4 ve 6 numaralı dişlere, vertikal olarak 150 N, oblik olarak 30° açıyla 50 N kuvvet uygulanmıştır. Subperiosteal implantlarda, maksiller kortikal ve trabeküler kemikte ve fiksasyon vidalarında oluşan gerilimler, stres analizi uygulanarak MPa (N/mm²) cinsinden ölçülmüştür. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılırken kemik gibi kırılabilir özellik gösteren dokular için Principal Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Maksimum Principal Stres (P_{max}) gerilme stresini (tensile stress) belirtirken Minimum Principal Stres (P_{min}) sıkışma stresini (compressive stress) belirtmektedir. Titanyum gibi metal içerikli dövülebilir ve çekilebilir materyaller için ise Von Mises Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Von Mises stres değerleri kırılabilir materyallerin stres dağılımı hakkında bilgi vermekte ancak oluşan streslerin türü hakkında bilgi vermemektedir. Analizde gerilimlerin yoğun olduğu bölgeler kırmızı renkte izlenirken, düşük olduğu bölgeler ise mavi renkte görülmektedir.

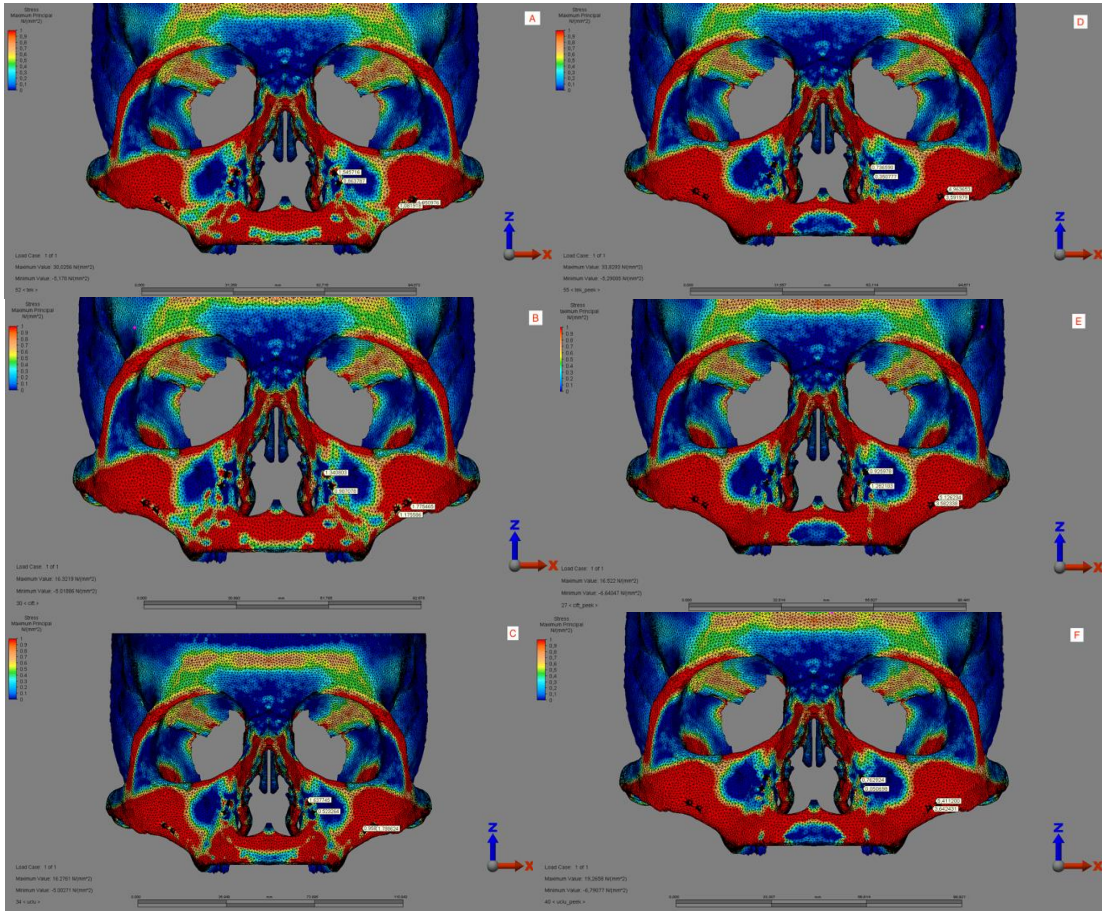
4.1. Kortikal Kemik Bulguları

Çalışmamızda oluşturulan her bir model üzerinde fiksasyon vidalarının lokalizasyonunda, kortikal kemik üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiş ve modellere uygulanan 150 N'luk vertikal ve 50 N'luk oblik kuvvetler altındaki P_{max} ve P_{min} değerleri tablolar halinde gösterilmiştir.

4.1.1. Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları

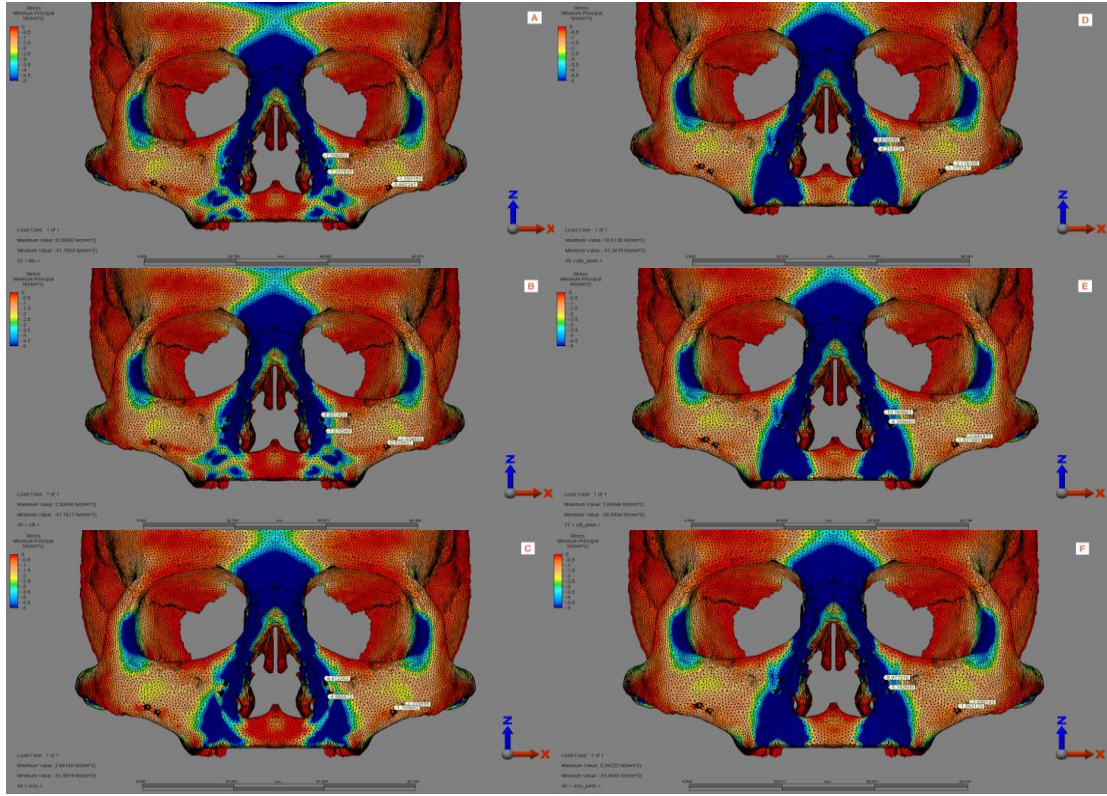
Vertikal Kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen P_{max} değerleri ve stres dağılımları Resim 4.1'de, P_{min} değerleri ve stres dağılımı Resim 4.2'de, toplam stres değerleri ise Tablo 4.1'de gösterilmiştir.



Resim 4.1. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.



Resim 4.2. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

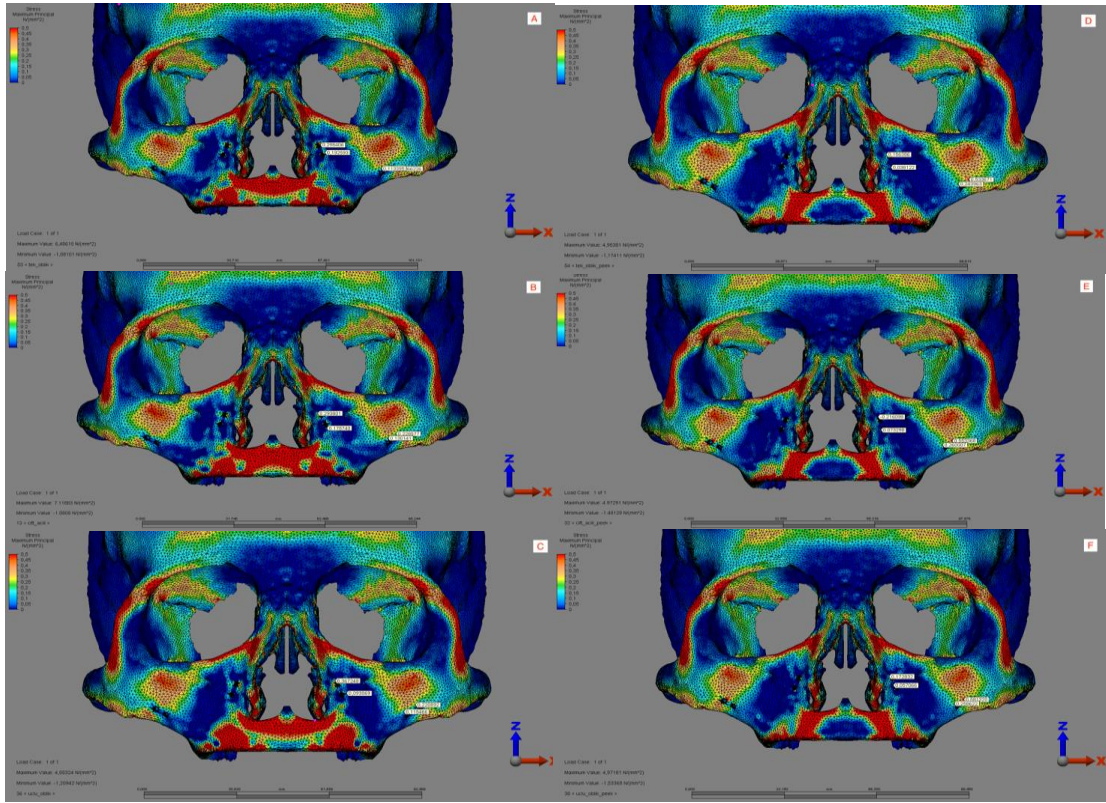
Tablo 4.1. Vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri

	Kortikal Kemik Maksimum Asal Stres (N/mm²)	Kortikal kemik Minimum Asal Stres (N/mm²)
MODEL 1	30,025	-31,750
MODEL 2	16,321	-31,761
MODEL 3	16,276	-31,581
MODEL 4	33,829	-37,267
MODEL 5	16,522	-36,900
MODEL 6	19,265	-37,463

Çalışmamızın sonuçlarına göre, modellere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemik üzerinde biriken maksimum asal stres değeri en düşük titanyumdan üretilen üç parçalı subperiosteal implantta (Model 3) ölçülmüştür. Maksimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 4, Model 1, Model 6, Model 5, Model 2 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Minimum asal stres değerleri ise yine en düşük titanyumdan üretilen üç parçalı subperiosteal implantta (Model 3) ölçülmüştür. Minimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 6, Model 4, Model 5, Model 2, Model 1 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır.

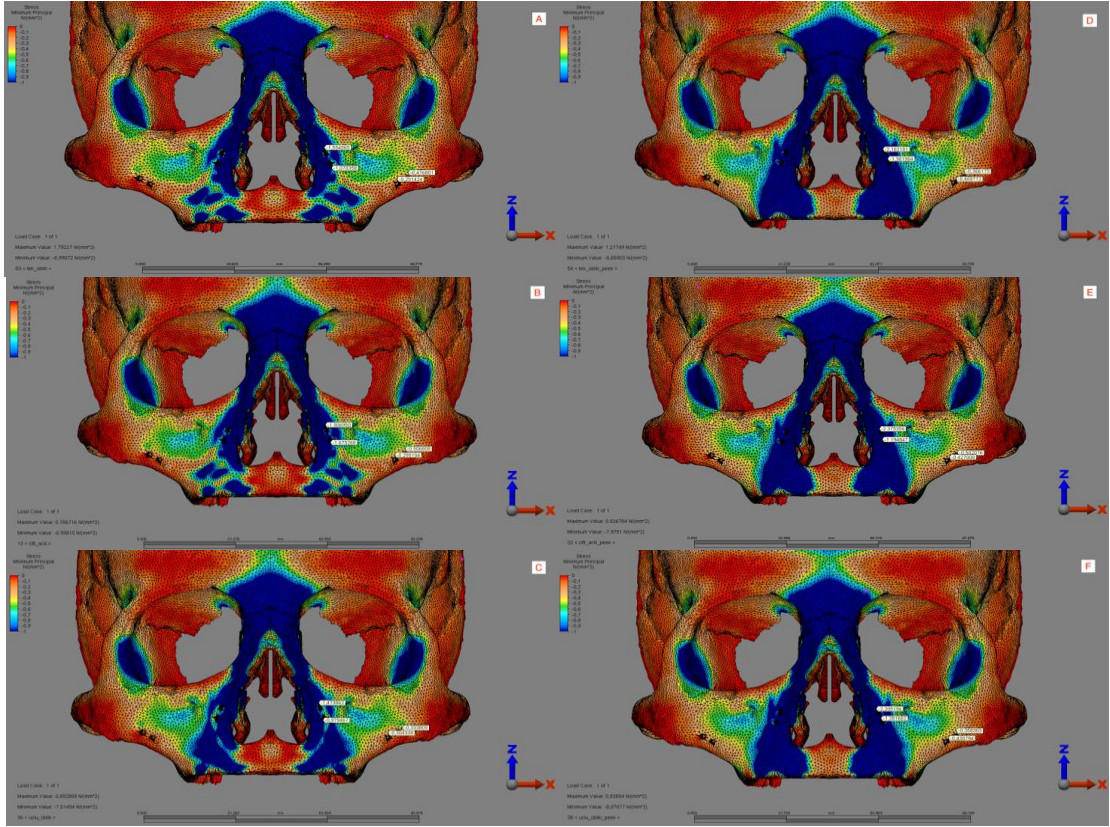
Oblik Kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen Pmax değerleri ve stres dağılımları Resim 4.3'te, Pmin değerleri ve stres dağılımı Resim 4.4'de gösterilmiştir. Tablo 4.2'de ise maksimum ve minimum asal stres değerleri toplu olarak gösterilmiştir.



Resim 4.3. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.



Resim 4.4. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin kortikal kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

Tablo 4.2. 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri

	Kortikal Kemik Maksimum Asal Stres (N/mm²)	Kortikal kemik Minimum Asal Stres (N/mm²)
MODEL 1	6,486	-6,990
MODEL 2	7,118	-6,998
MODEL 3	4,853	-7,014
MODEL 4	4,953	-8,059
MODEL 5	4,972	-7,975
MODEL 6	4,971	-8,070

Çalışma sonuçlarına göre, modellere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemik üzerinde biriken maksimum asal stres değeri en düşük titanyumdan üretilen üç parçalı subperiosteal implantta (Model 3) ölçülmüştür. Maksimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 2, Model 1, Model 5, Model 6, Model 4 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Minimum asal stres değerleri ise en düşük titanyumdan üretilen tek parçalı subperiosteal implantta (Model 1) ölçülmüştür. Minimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 6, Model 4, Model 5, Model 3, Model 2 ve Model 1 şeklinde sıralanmaktadır.

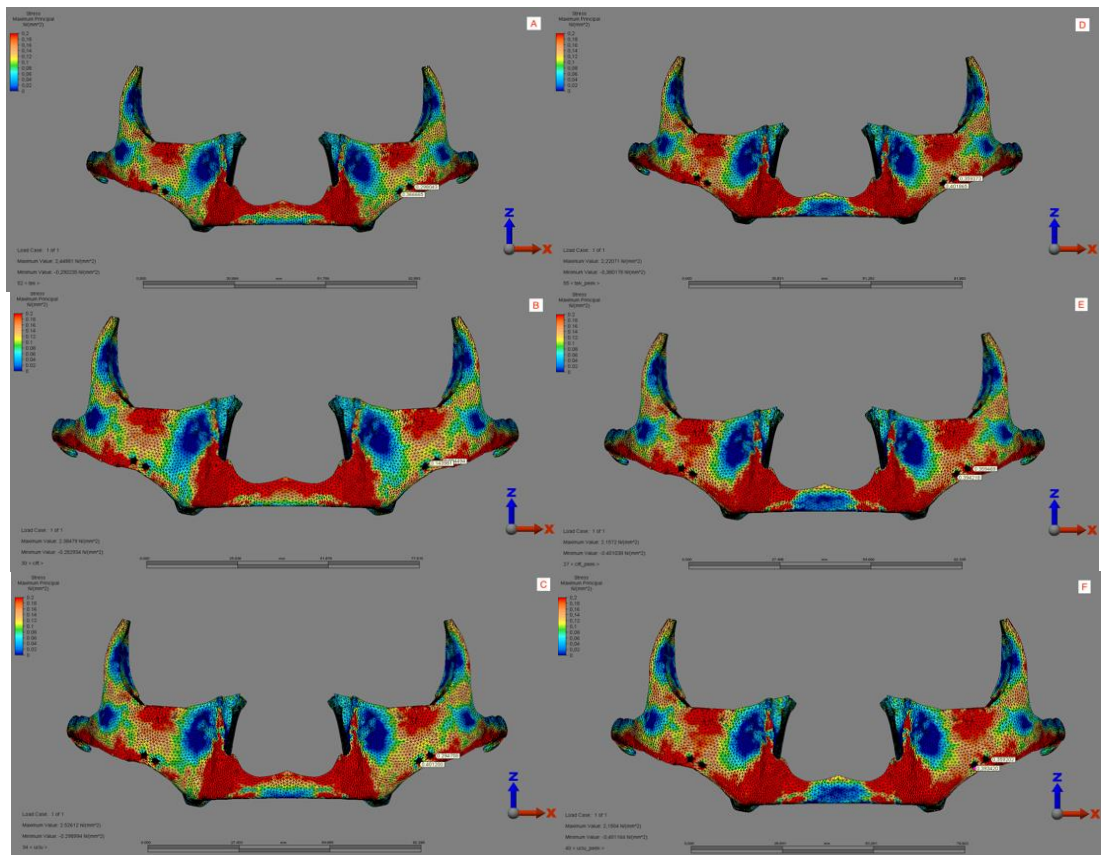
4.2. Trabeküler Kemik Bulguları

Çalışmamızda oluşturulan her bir model üzerinde fiksasyon vidalarının lokalizasyonunda bulunan trabeküler kemik üzerinde oluşan ortalama stres değerleri incelenmiş ve modellere uygulanan 150 N'luk vertikal ve 50 N'luk oblik kuvvetler altındaki Pmax ve Pmin değerleri tablolar halinde gösterilmiştir.

4.2.1. Maksimum ve minimum Asal Stres Bulguları

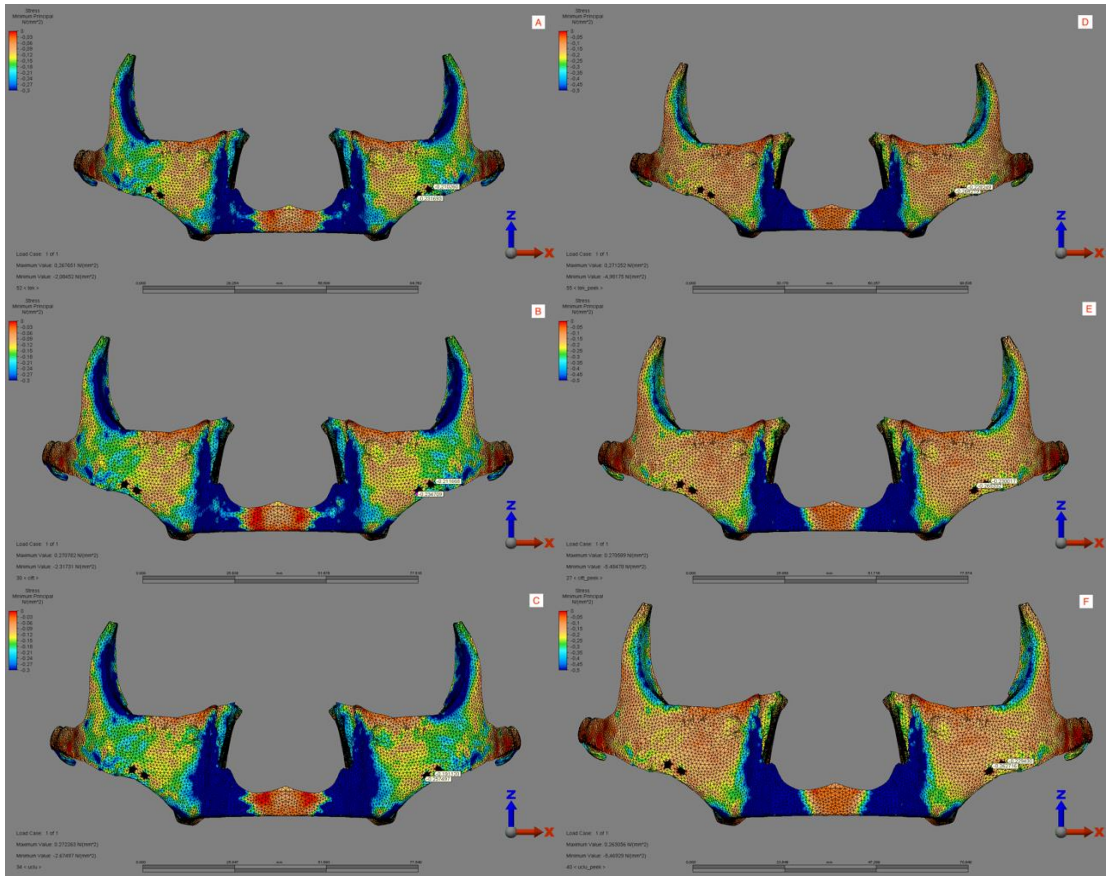
Vertikal Kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen Pmax değerleri ve stres dağılımları Resim 4.5’de, Pmin değerleri ve stres dağılımı Resim 4.6’da gösterilmiştir. Tablo 4.3’de ise maksimum ve minimum asal stres eğerleri toplu olarak gösterilmiştir.



Resim 4.5. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.



Resim 4.6. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

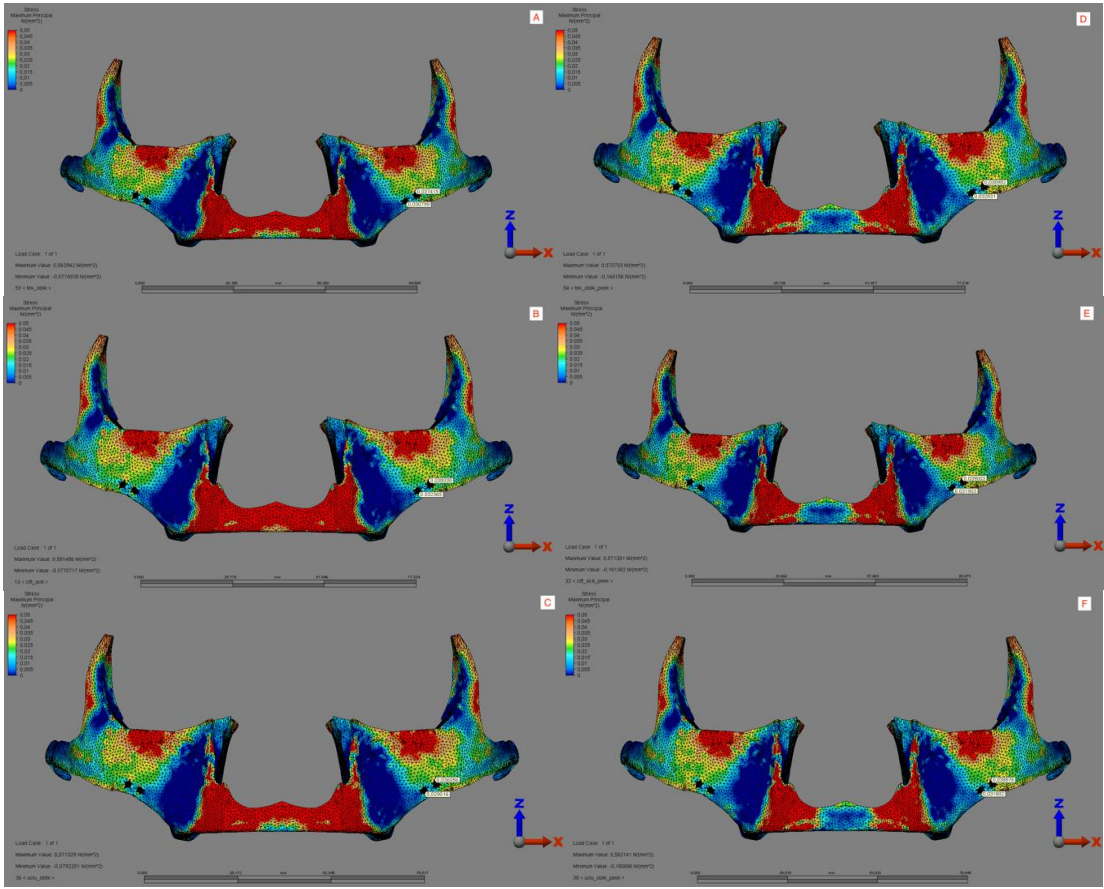
Tablo 4.3. Vertikal kuvvetler sonucu trabeküler kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri

	Trabeküler Kemik Maksimum Asal Stres (N/mm²)	Trabeküler kemik Minimum Asal Stres (N/mm²)
MODEL 1	2,448	-2,084
MODEL 2	2,384	-2,317
MODEL 3	2,526	-2,674
MODEL 4	2,220	-4,981
MODEL 5	2,157	-5,484
MODEL 6	2,150	-5,469

Çalışmamızın sonuçlarına göre, modellere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda trabeküler kemik üzerinde biriken maksimum asal stres değeri en düşük PEEK meteryalinden üretilen üç parçalı subperiosteal implantta (Model 6) ölçülmüştür. Maksimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 3, Model 1, Model 2, Model 4, Model 5 ve Model 6 şeklinde sıralanmaktadır. Minimum asal stres değerleri ise en düşük titanyumdan üretilen tek parçalı subperiosteal implantta (Model 1) ölçülmüştür. Minimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 5, Model 6, Model 4, Model 3, Model 2 ve Model 1 şeklinde sıralanmaktadır.

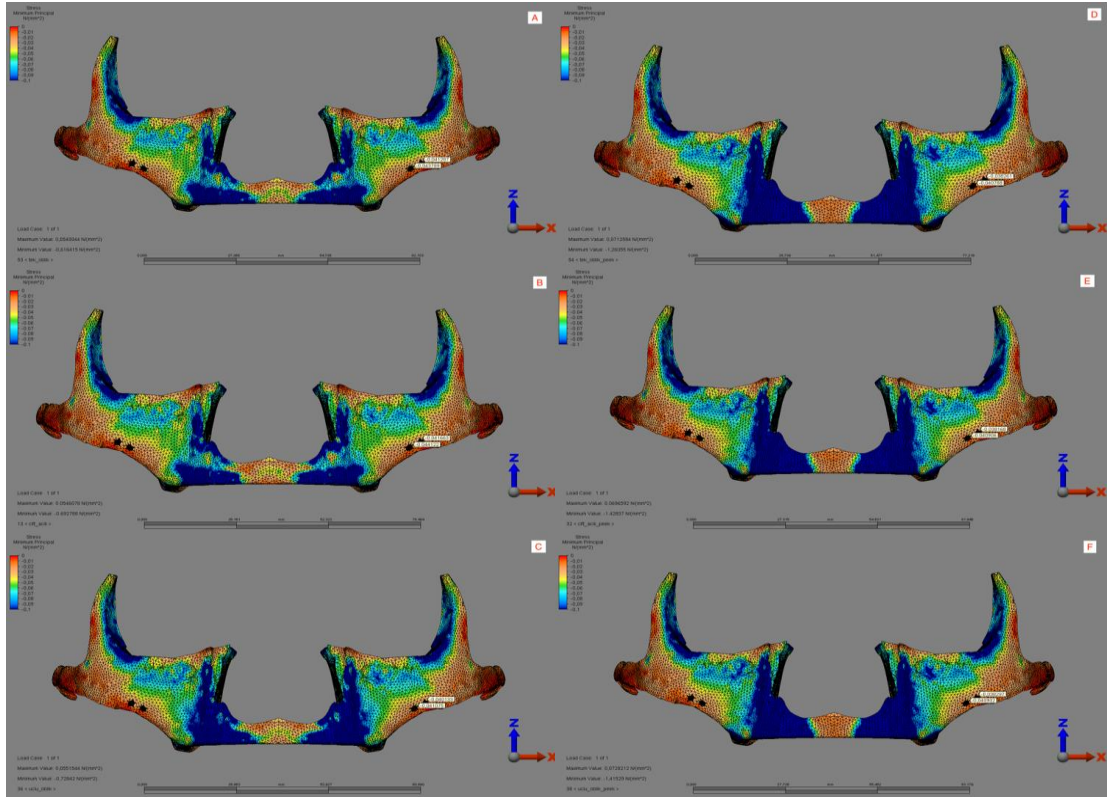
Oblik Kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen Pmax değerleri ve stres dağılımları Resim 4.7’de, Pmin değerleri ve stres dağılımı Resim 4.8’de gösterilmiştir. Tablo 4.4’de ise maksimum ve minimum asal stres eğerleri toplu olarak gösterilmiştir.



Resim 4.7. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan maksimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.



Resim 4.8. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu oluşan minimum asal streslerin trabeküler kemik dokularındaki dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

Tablo 4.4. Oblik kuvvetler sonucu trabeküler kemikte görülen Pmax ve Pmin değerleri

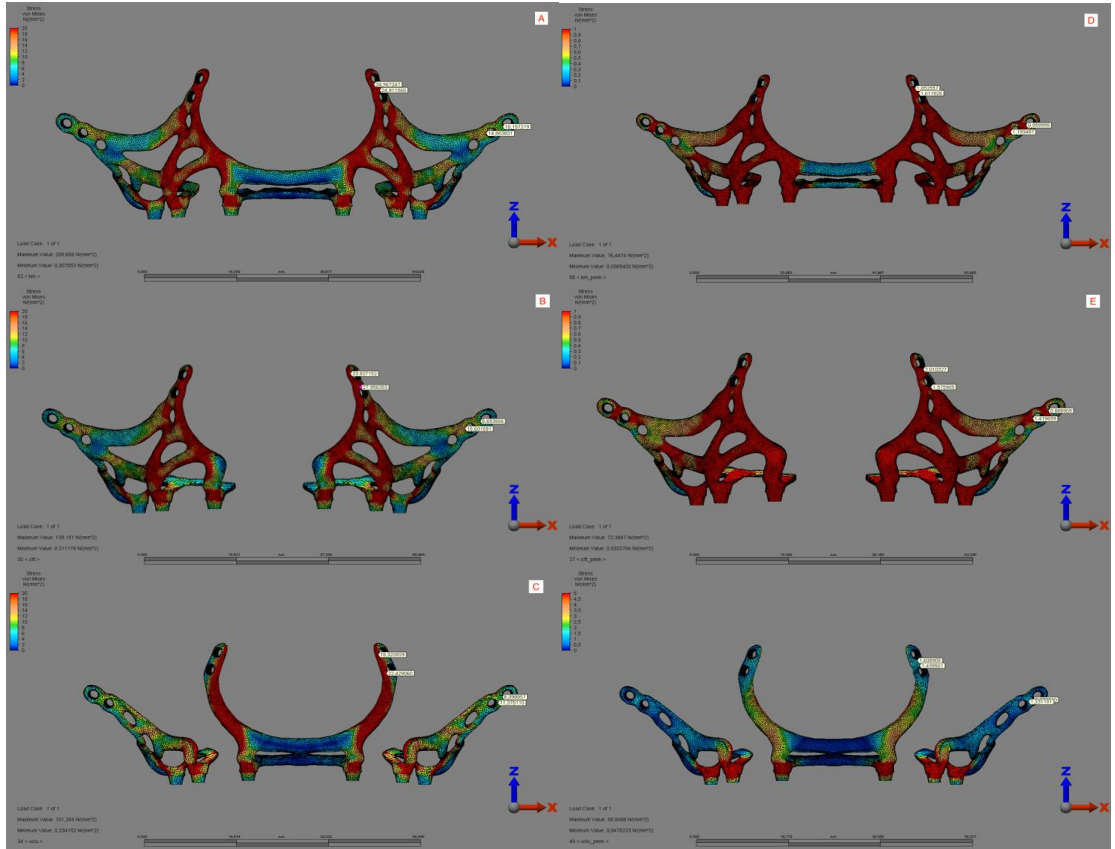
	Trabeküler Kemik Maksimum Asal Stres (N/mm²)	Trabeküler kemik Minimum Asal Stres (N/mm²)
MODEL 1	0,562	-0,616
MODEL 2	0,581	-0,692
MODEL 3	0,571	-0,728
MODEL 4	0,570	-1,260
MODEL 5	0,571	-1,428
MODEL 6	0,562	-1,415

Çalışma sonuçlarına göre, modellere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda trabeküler kemik üzerinde biriken maksimum asal stres değeri en düşük PEEK materyalinden üretilen üç parçalı subperiosteal implantta (Model 6) ve titanyumdan üretilen tek parçalı implantta (Model 1) ölçülmüştür. Maksimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 2, Model 1, Model 5, Model 6, Model 4 ve Model 3 şeklinde sıralanmaktadır. Minimum asal stres değerleri ise en düşük titanyumdan üretilen tek parçalı subperiosteal implantta (Model 1) ölçülmüştür. Minimum asal stres değerleri en yüksekten en düşüğe doğru Model 5, Model 6, Model 4, Model 3, Model 2 ve Model 1 şeklinde sıralanmaktadır.

4.3. Subperiosteal İmplant Von Mises Stres Bulguları

Vertikal kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucunda Von mises stres değerleri ve dağılımı Resim 4.9'da ve Tablo 4.5'de gösterilmiştir.



Resim 4.9. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

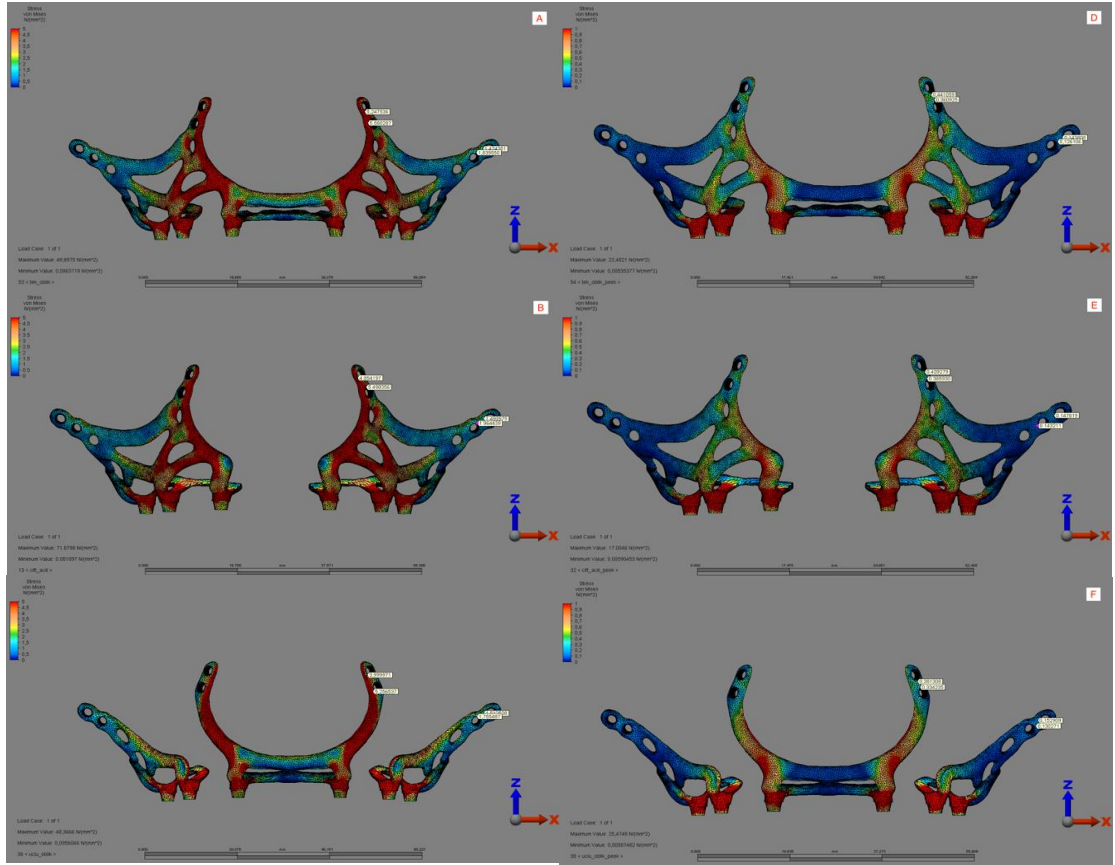
Tablo 4.5. Vertikal kuvvetler sonucu subperiosteal implant gövdesinde görülen Von Mises stres değerleri

	Subperiosteal implant Von Mises Stres (N/mm²)
MODEL 1	208,606
MODEL 2	139,151
MODEL 3	101,269
MODEL 4	76,447
MODEL 5	72,384
MODEL 6	58,048

Çalışma sonuçlarına göre, modellere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises stres değerleri en düşük PEEK materyalinden üretilen üç parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 6) en yüksek ise titanyumdan üretilen tek parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 1) de ölçülmüştür. Von Mises değerlerinin büyükten küçüğe sırasıyla Model 1, Model 2, Model 3, Model 4, Model 5 ve Model 6 şeklinde ölçülmüştür.

Oblik Kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvet sonucunda Von mises stres değerleri ve dağılımı Resim 4.10'da ve Tablo 4.6'da gösterilmiştir.



Resim 4.10. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses stres değerlerinin dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

Tablo 4.6. 30 derece açı ile uygulanan oblik kuvvetler sonucu subperiosteal implant gövdesinde görülen Von Mises stres değerleri

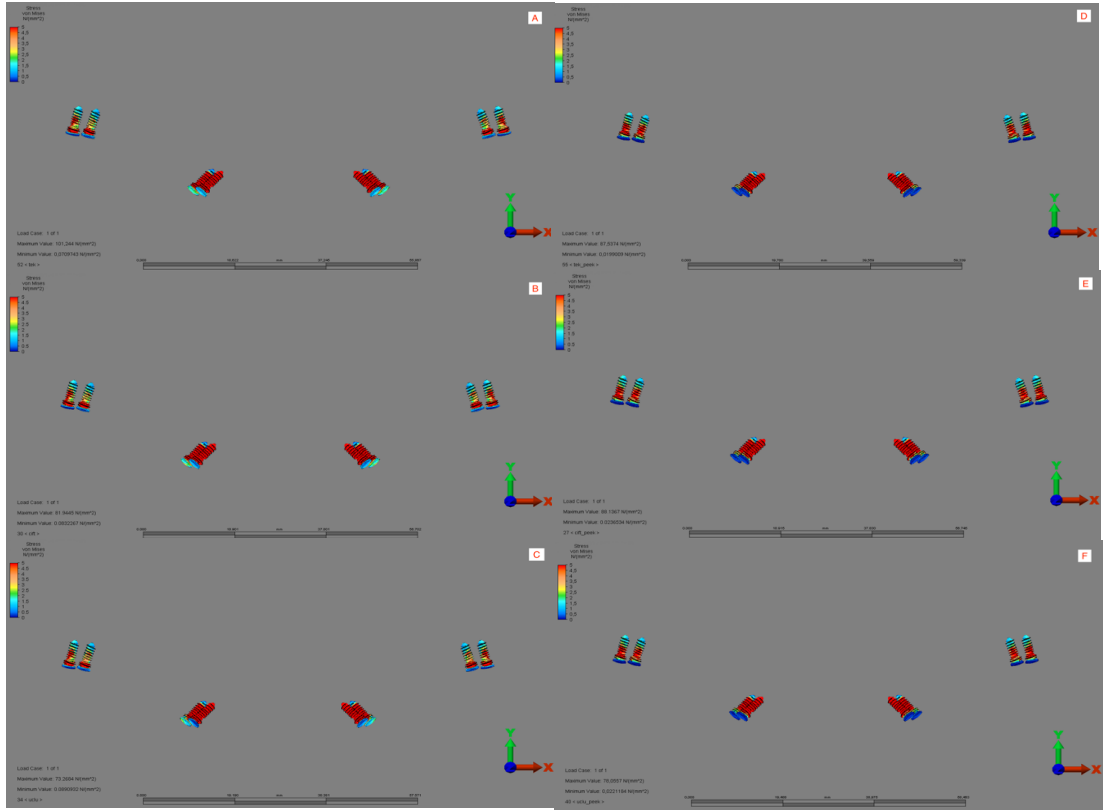
	Subperiosteal implant Von Mises Stres (N/mm²)
MODEL 1	49,897
MODEL 2	71,879
MODEL 3	48,366
MODEL 4	22,452
MODEL 5	17,004
MODEL 6	25,474

Çalışma sonuçlarına göre, modellere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises stres değerleri en düşük PEEK materyalinden üretilen iki parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 5) en yüksek ise titanyumdan üretilen iki parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 2) de ölçülmüştür. Von Mises değerlerinin büyükten küçüğe sırasıyla Model 2, Model 1, Model 3, Model 6, Model 4 ve Model 5 şeklinde ölçülmüştür.

4.4. Fiksasyon Vidalarında Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucunda Von mises stres değerleri ve dağılımı Resim 4.11'de ve Tablo 4.7'de gösterilmiştir.



Resim 4.11. Modeller üzerine uygulanan vertikal kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

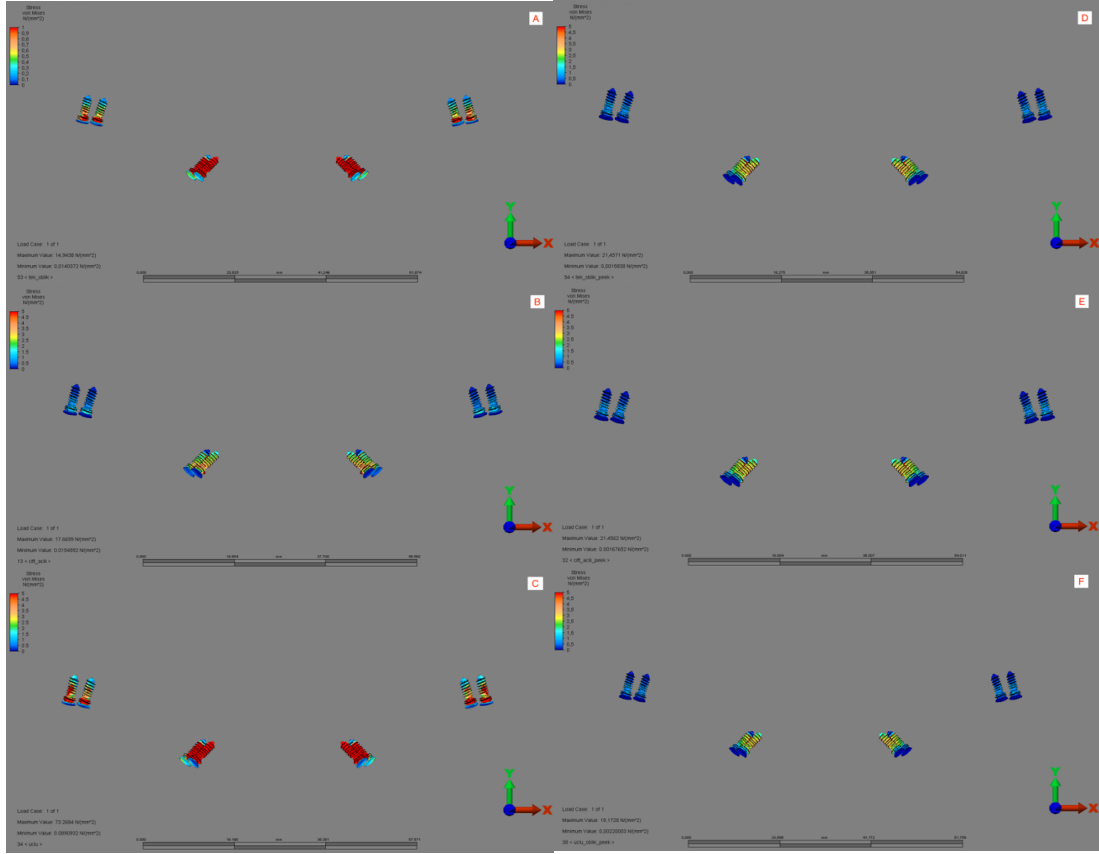
Tablo 4.7. Vertikal kuvvetler sonucu fiksasyon vidalarında görülen Von Mises stres değerleri

	Fiksasyon vidası Von Mises Stres (N/mm²)
MODEL 1	101,244
MODEL 2	81,944
MODEL 3	73,268
MODEL 4	87,53
MODEL 5	88,136
MODEL 6	78,055

Çalışma sonuçlarına göre, modellere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri en düşük titanyumdan üretilen üç parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 3) en yüksek ise titanyumdan üretilen tek parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 1) de ölçülmüştür. Von Mises değerlerinin büyükten küçüğe sırasıyla Model 1, Model 5, Model 4, Model 2, Model 6 ve Model 3 şeklinde ölçülmüştür.

Oblik kuvvet

6 model üzerinde 2,4 ve 6 numaralı dişler üzerine uygulanan 30 derece açı ile uygulanan Oblik kuvvet sonucunda Von mises stres değerleri ve dağılımı Resim 4.12'de ve Tablo 4.8'de gösterilmiştir.



Resim 4.12. Modeller üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucu subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımları

- (A) Titanyumdan tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı
- (B) Titanyumdan iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (C) Titanyumdan üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (D) PEEK materyalinden tek parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (E) PEEK materyalinden iki parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı,
- (F) PEEK materyalinden üç parça olarak üretilen subperiosteal implant tasarımı.

Tablo 4.8. Oblik kuvvetler sonucu fiksasyon vidalarında görülen Von Mises stres değerleri

	Fiksasyon vidası Von Mises Stres (N/mm²)
MODEL 1	14,94
MODEL 2	17,669
MODEL 3	16,233
MODEL 4	21,457
MODEL 5	21,456
MODEL 6	19,172

Çalışma sonuçlarına göre, modellere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri en düşük titanyumdan üretilen tek parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 1) en yüksek ise PEEK materyalinden üretilen tek parça şeklinde tasarlanan subperiosteal implantta (model 4) de ölçülmüştür. Von Mises değerlerinin büyükten küçüğe sırasıyla Model 4, Model 5, Model 6, Model 2, Model 3 ve Model 1 şeklinde ölçülmüştür.

5. TARTIŞMA

Günümüzde diş eksikliği yaşayan hastalara dental implantlar ile tedavi uygulanarak konuşma, çiğneme, estetik gibi fonksiyonları geri kazandırılmaktadır [158, 159]. Ancak bazı hastalarda ilerleyen yaş ve total dişsizliğe bağlı olarak çene kemiklerinde ileri düzeyde kemik kaybı görülmekte ve konvansiyonel implantların uygulanması zorlaşmaktadır[160]. Böyle hasta gruplarında tedavi seçenekleri çeşitlidir. Bunların başlıcaları otojen kemik greftleri ile maksillanın augmente edilmesi, all on four gibi açılı implant sistemlerinin kullanılması, zigomaya yerleştirilen zigomatik implantların kullanılması ve subperiosteal implant sistemlerinin kullanılmasıdır.

Rekonstrüktif bir yöntem olan otojen kemik ile grefleme, ikinci bir cerrahi işlem gerektirmesi, donör sahada kırık riski ve kullanılan greftlerin maturasyonun tamamlanması için ekstra zaman gerektirmesi gibi dezavantajlara sahiptir. [161, 162]. Diğer alternatif tedavi seçeneği olan açılı implantlar ve all on four sistemleri ilk olarak 2003 yılında Paulo Malo tarafından ortaya konmuştur. Bu tasarım ile dişsiz çenelerin sabit protetik restorasyonları daha az sayıda implantlar ile anatomik yapılar korunarak daha güvenli bir şekilde yapılması amaçlanmıştır. Ayrıca protezin posteriorundaki kantilever etkisinin minimize edilmesi hedeflenmiştir. Ancak bu sistemin maksillada kullanılması maksiler kemiğin kalitesinin düşük olması ve kortikal kemik miktarının mandibulaya oranla daha az olmasından dolayı zordur[163]. Ayrıca olası komplikasyon durumlarında implantlardan herhangi birinin kaybında kullanılan sistem tamamen kaybedilmektedir. Zigomatik implantlar atrofik maksillayı tedavi etmek için kullanılan ve yapılan prospektif çalışmalarda hakkında başarılı sonuçlar bildirilen bir diğer yöntemdir.[164] Zigomatik implantlarda komplikasyonlar en sık cerrahi sonrası erken dönemde görülmektedir. Bu komplikasyonların başında sinüs enfeksiyonları gelmektedir ve implantın kaybına kadar ilerleyebilmektedir[165]

Endoosseoz implantların kullanılamayacağı kadar rezorbe olmuş çene kemiklerinde subperiosteal implantlar kullanılabilir. Greftleme yapılarak uygulanan endoosseoz implantlara göre cerrahi operasyon süresi ciddi oranda daha

kısadır. Ayrıca greftin ossifiye olması için gereken sürenin subperiosteal implantlarda söz konusu olmaması ve hızlı yükleme protokollerinin uygulanmasına izin vermesi nedeniyle subperiosteal implantlar önemli avantaja sahiptir [166-168]. Zigoma implantlarında görülen sinüs enfeksiyonu gibi komplikasyonların görülme olasılığı nispeten daha azdır. Bu gibi avantajları dolayısıyla subperiosteal implantlar, zigoma implantlarına veya Cawood ve Howell sınıf V-VI kemik atrofisi için gerekli olan kapsamlı kemik transplantasyonuna alternatif bir çözüm sunmaktadır.[169]

Subperiosteal implantlar ilk olarak 1943 yılında Dahl tarafından önerilmiştir.[170] 1950'li ve 1960'lı yıllarda önemli bir yaygınlığa ulaşan subperiosteal implantlar ilerleyen yıllarda implantların yapımındaki zorluk, hassas ölçülerin alınmaması ve implantların tasarımıyla ilgili meydana gelen komplikasyonlar nedeniyle yerini tüm dünyada yaygınlaşan osseointegre endosseoz implantlara bırakmıştır[21]. 1980 li yıllara gelindiğinde bilgisayarlı tomografi ve CAD/CAM teknolojilerinin kullanılarak oluşturulan modellerde subperiosteal implant üretme denemeleri yapılmıştır[171] Ancak devam eden yıllarda ölçümün yeterli hassasiyette olmaması nedeniyle doğrudan kemik üzerinden alınan ölçü tekniği daha güvenilir bulunmuştur [172].Günümüzde üç boyutlu tarama, modelleme ve sonlu elemanlar analizi gibi teknolojik yöntemlerin gelişmesiyle kemik anatomisi modellere daha yüksek doğrulukta yansıtılabilmekte ve subperiosteal implantların kullanımını tekrar gündeme gelmektedir.[173]

Periimplantitis veya periimplant mukoziti subperiosteal implantlarda görülebilen başlıca komplikasyonlardan biridir. Araştırmacılar yapılan çalışmalarda bu komplikasyonla karşılaşıldığında antibiyoterapi ve mekanik debridman önermişler ve üst yapının belli bir süre kullanılmamasının bakteri yükünün azaltılmasında faydalı olduğunu belirtmişlerdir. Antibiyotik tedavisinin başarısız olduğu daha derin dokulara yayılan periimplantitis varlığında ise ilgili abutment kolunun veya ilgili subperiosteal implant kanadının kesilerek uzaklaştırılmasını önermişlerdir [173]. Bu gibi durumlarda subperiosteal implantın tasarımına ve periimplantitisin geliştiği bölgeye ve ciddiyetine bağlı olarak ilgili abutment veya subperiosteal implant kanadının çıkarılmasından sonra geriye kalan subperiosteal implant ve üst yapısının kullanılabilirliği yük dağılımı açısından tartışmalı olabileceğini değerlendirdik. Bu

doğrultuda çalışmamızda kullandığımız tek parçalı ve iki parçalı subperiosteal implant modellerine ek olarak iki posterior ve bir anterior bölümden oluşan üçüncü bir tasarımı dahil ettik. Bu tasarım sayesinde subperiosteal implantın herhangi bir bölümünde kanat veya abutment kolunun kesilmesini gerektirecek bir komplikasyon meydana geldiğinde subperiosteal implantın diğer iki tasarıma göre daha küçük bir parçasının kaybedilmesini ve geri kalan kısmının kullanımının daha kolay olmasını hedefledik. Belirlediğimiz bu hedef doğrultusunda tasarlanan üç farklı subperiosteal implantın çevre kemik dokusunda oluşturduğu biyomekanik etkileri sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak karşılaştırdık. Çalışmamızda kullandığımız implant modellerini tasarlarken baz aldığımız subperiosteal implantlar üç boyutlu yazıcı ile kişiye özel imal edilen yeni nesil subperiosteal implant tasarımlarıdır. Bu tasarımlar geleneksel endoosseoz implantların kullanımını imkansız hale geldiği atrofik maksillada düşük kemik kalitesi ve sinüs pnömatisasyonu varlığında zigoma implantlarına veya kemik greftleme ve transplantasyonuna alternatif bir çözüm olarak ortaya çıkmıştır [169].

İmplantlarda kullanılan materyaller günümüzde temel olarak üç gruptan oluşmaktadır bunlar metaller, seramikler ve polimerlerdir. Aralarında en sık kullanılan materyal ise metal alaşımlar arasında bulunan Ti-6Al-4V alaşımıdır [59]. Seramikler arasında bulunan Zirkonyum oksit bu grupta sık kullanılan ve üzerinde çalışılan materyal olmasına rağmen klinik başarısı henüz kanıtlanmamıştır[63, 70]. Son yıllarda yapılan çalışmalarda titanyuma alternatif olarak poli eter eter keton (PEEK) materyali sunulmuştu [8]. Staniland ve ark., PEEK dental implantların titanyum implantlara göre daha düşük stres kalkını gösterebileceğini bildirmiştir[174]. İmplantların yerleştirildiği alveolar kemiğin young modülü ortalama 13.700 MPa'dır. En sık kullanılan implant materyali olan titanyumun young modülü 110.000 MPa iken PEEK materyalinin young modülü 10.000 MPa'dır. PEEK materyalinin alveolar kemiğe yakın fiziksel özellikler göstermesinden dolayı daha az stres birikimi oluşturacağı düşünülmektedir [175]. Bu doğrultuda çalışmamızda kullandığımız üç farklı tasarımın içinde PEEK materyali kullanarak oluşturduğumuz modelleri titanyum kullanılan modellerle kıyasladığımızda vertikal ve oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan sıkışma stresi PEEK materyali

kullanılan modellerde titanyuma göre daha fazla ölçülmüştür. Trabeküler kemikte ise sıkışma stresleri tam tersi titanyum kullanılan modellerde daha fazla ölçülmüştür.

Çalışmamızda kullandığımız modellerin hepsinde aynı protetik elemanlara ve üst yapıya sahiptir. İki farklı materyalden ürettiğimiz subperiosteal implant gövdeleri birbirleriyle aynı olan 3D çene modelleri üzerine yine birbirleriyle aynı olan fiksasyon vidalarıyla yerleştirildikten sonra sonra okluzal kuvvetler altında oluşan streslerin ölçülmesi ve biyomekanik etkilerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Maksilla gibi kompleks anatomiye sahip yapılarda meydana gelen biyomekanik olayların klinik ve deneysel yöntemlerle çözümlenmesi oldukça zordur. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA) böyle kompleks yapılarda meydana gelen streslerin fiziksel değerlerini hesaplamaya izin vermektedir. Ayrıca kullanılan malzemelerin analizini yaparak bu yapılardaki problemlere çözüm sunmaktadır [176]. SEA, ilgili anatomik yapıların dijital olarak taranmasıyla veya bilgisayarlı tomografi gibi görüntülenme yöntemleriyle dijital modellerin oluşturulmasının ardından bu modeller üzerinde bilgisayar yardımıyla analizlerin yapılmasına dayanmaktadır[177]. Sevimay ve ark., kemik yapılarının aslına uygun olarak yansıtılması için bilgisayarlı tomografi kullanılması önermişlerdir[178]. Bu doğrultuda çalışmamızda kullandığımız geometrik modelimizi oluştururken total dişsiz erişkin bir hastanın maksillasını tomografik görüntülerini kullandık daha sonra bu 3D model üzerinde boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Nihayetinde maksillanın yüzeyi pürüzsüz hale getirilerek işlem tamamlandı. Bu modellemeye ek olarak offset yöntemi ile oluşturulan modelden trabeküler kemik elde edildi ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Carlsson ve ark.'nın tam dişsiz implant üstü hibrit protez kullanan hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada protez üzerine gelen okluzal kuvvetleri 130 N olarak ölçülmüştür[179]. Carlsson ve Lindquist ise 10 tam dişsiz hastayı implant üstü sabit protezler ile tedavi etmiş ve hastaların çiğneme kuvvetlerinin 80 N dan 240 N a çıktığını göstermişlerdir[180]. Mericske'nin yaptığı çalışmalarda ağız içinde bulunan implantlara ve protezlere vertikal ve lateral kuvvetlerin devamlı olarak birlikte etki ettiğini tespit etmiştir [181]. Keleş ve ark.'nın sonlu elemanlar analizi kullanarak

yaptığı çalışmada farklı materyalden yapılmış subperiosteal implantları karşılaştırmıştır, bu çalışmada prtotezler üzerine 150 N vertikal ve 50 N lateral kuvvet uygulamışlardır[157]. Yine Polat ve ark.'nın farklı materyallerden üretilen subperiosteal implantları karşılaştırdığı SEA çalışmasında protezler üzerine anterior ve posteriorda vertikal ve oblik olarak 150N ve 100N luk kuvvet uygulamıştır.[182] Bu doğrultuda çalışmamızda oluşturduğumuz modellere aynı noktalara çift taraflı 150 N vertikal ve de 30 derecelik açı ile 50 N luk oblik kuvvetler uygulayarak değerlendirmelerde bulunulmuştur.

Momaerts ve ark. ürettikleri ilk subperiosteal implant modellerinde fiksasyon için her bir kanatta 3 tane fiksasyon vidası kullanmışlardır ancak daha sonra üretilen kişiye özel subperiosteal implantlarda 2 vidanın yeterli olacağını savunmuşlardır. İlerleyen dönemde yaptıkları SEA çalışmalarında tek vida kullanımının stabilizasyon için yeterli olacağını ancak vida gevşemesi gibi mekanik bir komplikasyon gelişmesi durumunda protez kaybının önlemek için yine iki vida kullanımını savunmuşlardır[6]. Çalışmamızda kullandığımız modellerin her birinin fiksasyonunda kanatlara ikişer tane titanyum subperiosteal vida kullanıldı ve tüm modellerde toplamda sekizer tane vida kullanılarak vida sayısı eşit tutulmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız stres analiz yöntemi olan sonlu elemanlar stres analizinde ölçülen maksimum asal stres değerleri çekme gerilimlerini, minimum asal stresler değerleri ise sıkışma gerilimleri ifade etmektedir. Metaller veya bazı polimerler gibi sünme özelliği bulunan maddeler için kullanılan Von Mises stres değerleri ise çalışmamızda kullandığımız subperiosteal implantları ve fiksasyon vidalarını değerlendirmek için kullanılmıştır. Gerilme dayanımı (Tensile strength) materyallerin plastik deformasyonun başladığı gerilme değeri olarak kabul edilmektedir. Materyal üzerinde oluşan maksimum von Mises stres değeri, materyalin gerilme dayanımını aştığı durumlarda materyal üzerinde plastik deformasyon meydana gelmektedir. Bu yüzden maksimum von Mises stres değerleri, materyalin gerilme dayanımından daha düşük olmalıdır [183, 184]. Titanyum subperiosteal implantın üretiminde kullanılan titanyumun çekme dayanımı 920 MPa'dır[6]. Çalışmamızda kullandığımız titanyum materyelinden üretilmiş implant modellerinde ve fiksasyon vidalarında elde ettiğimiz von miss stres değerlerin

tamamı titanyumun literatürde belirtilen çekme dayanımından (tensile strength) daha küçüktür bu da kullandığımız titanyum modellerde mekanik komplikasyon görülme ihtimalini azaltmaktadır yine kullandığımız fiksasyon vidalarında titanyum tercih ettiğimiz için vida kırığı gibi komplikasyon görülme olasılığı düşüktür. Li ve Lou'nun yaptıkları çalışmada mekanik dayanıklılığın PEEK materyali 0,1 mm kalınlıkta olduğunda ve paralel yazdırma açısı kullanıldığında en ideal seviyeye ulaştığı gösterilmiştir. Bu şartlar altında 3D-PEEK materyalinin çekme dayanımının 87,34 MPa'a kadar çıkabileceği gösterilmiştir [185]. Çalışmamızda kullandığımız PEEK materyalinden üretilen subperiosteal implantların Von mises değerleri PEEK materyalinin literatürde belirtilen çekme dayanımı değerlerinin altında çıkmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda mekanik komplikasyon riskinin düşük olduğu sonucuna varılmıştır.

1870 yılında Julius Wolf kemik metabolizması üzerine yaptığı çalışmalarda kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorpsiyon- apozisyon mekanizması ile gerçekleştiğini savunan bir görüş ortaya koymuştur[186]. Dişlerin üzerlerine gelen kuvvetleri kemiğe iletme mekanizması ile implantların iletme mekanizması birbirinden farklıdır. İmplantlar çiğneme kuvvetlerine kemiğe direk olarak iletirler. Subperiosteal implantların kuvvet iletim mantığında buna benzerdir. İmplant sistemlerine gelen fonksiyonel kuvvetler kemikte stres oluşturmaktadır, oluşan bu stres kemikte reformasyona sebep olmaktadır [187]. Reiger M.R. ve ark. yaptıkları çalışmalarda kemiğin sağlığını idame ettirilebilmesi için üzerinde oluşan streslerin kemiğin çekme dayanımından (tensile strength) az olması gerektiğini ve bu değerlerin üzerindeki kuvvetlerin kemiğin metabolizmasını bozarak rezorpsiyona neden olacağını söylemişlerdir [186]. Naert ve ark.'nın yaptıkları hayvan çalışmaları sonucunda, kortikal kemiğe gelen yüklerin 60 N/mm²'den fazla stres oluşturduğu durumlarda kemikte mikro çatlakların olabileceği ve bu streslerin 120 N/mm²'yi aştığı durumlarda ise kemikte patolojik kırıkların oluşabileceği belirtilmiştir[188].1960 yılında Frost'un öne sürdüğü hipoteze göre normal çiğneme fonksiyonu sırasında kemikte oluşan gerinim (strain) 1000-1500 mikrogerinim arasındadır ve bu değer fizyolojik sınırlar olarak değerlendirilmiştir. Kemikte oluşan strain değerinin 4000 mikrogerinimin üzerinde olduğu durumlar patolojik olarak

değerlendirilmiştir[189]. Bu değer 25.000 mikrogerinim değerine ulaştığında ise kırılmalar ve çatlamlar meydana gelebilmektedir. Yapılan çalışmalarda kortikal kemiğe uygulanan 1-2 megapaskal (MPa) yük 50-100 mikrogerinime, 60 MPa yük 3000 mikrogerinime, 120 MPa'lık yük ise 25.000 mikrogerinim oluşturmaktadır [189]. Baggi ve ark., ise yaptıkları çalışmalarda kortikal kemiğin çekme dayanımını (tensile strength) 170-190 MPa, trabeküler kemiğin çekme dayanımını ise 5 MPa olarak belirtmektedir [190]. Kemiğin fizyolojik stres sınırının 40 MPa olduğunu tespit eden başka çalışmalar da mevcuttur [191]. Bu veriler ışığında çalışmamızı değerlendirdiğimizde oluşturduğumuz bütün modeller ve senaryolarda kortikal kemikte oluşan stres miktarı fizyolojik sınırlar içerisinde ölçülmüştür bu doğrultuda yaptığımız üç tasarım da hem titanyum hem de PEEK materyalinden üretildiğinde başarılı olmuştur.

6. SONUÇLAR

Yaptığımız çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlara göre;

- 1) Atrofik maksilla için oluşturduğumuz bütün modeller ve senaryolarda kortikal kemikte oluşan stres miktarı fizyolojik sınırlar içerisinde ölçülmüştür bu doğrultuda yaptığımız üç tasarım hem titanyum hem de PEEK materyalinden üretildiğinde başarılı olmuştur.
- 2) Titanyum ve PEEK materyelinden üretilmiş subperiostal implant tasarımlarında ölçülen Von Mises değerleri tüm modellerde materyalin kendi çekme dayanımından düşük bulunmuştur. Bu sonuçla beraber tüm model ve senaryolarda mekanik komplikasyon oranının.
- 3) Kullanılan fiksasyon vidaları tüm modellerde titanyumdan üretilmiştir ve aynı sayıda olmak kaydıyla maksilla modelinin aynı bölgelerine yerleştirilmiştir. Vidalarda ölçülen Von Mises stres değerleri titanyumun çekme dayanımının altında kalmıştır. Bu sonuçla beraber vida kırığı riskinin düşük olduğu görülmüş ve vida sayısının arttırılmasına gerek olmadığı düşünülmüştür.
- 4) Kortikal kemikte ölçülen maksimum asal stres değerlerine göre titanyumdan üretilen üç parça olarak tasarlanan subperiosteal implant (model 3) vertikal ve oblik kuvvetler altında en düşük maksimum asal strese sahiptir. Bir diğer ifadeyle kortikal kemikte en düşük gerilme stresini oluşturan modeldir. Model 3 ü bu çalışmaya dahil etmemizdeki temel amaç olan, olası komplikasyonlara alternatif çözüm sunabilme arayışına cevap olmuştur.
- 5) Çalışmamızın bir diğer amacı olan PEEK materyali ile titanyumu kıyasladığımızda tek parçadan, iki parçadan ve üç parçadan oluşan tüm tasarımlarda PEEK materyali kortikal ve trabeküler kemikte vertikal ve oblik kuvvetler altında titanyuma göre daha fazla veya çok yakın değerlerde sıkışma stresi oluşturmuştur. Diğer taraftan subperiosteal implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleride PEEK materyalinden üretilen modellerin tümünde titanyuma göre daha düşüktür.

Bu sonuçlar PEEK materyalinin titanyuma tam anlamıyla alternatif olamayacağını düşündürmüştür.

- 6) Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri en yüksek titanyumdan üretilen tek parça şeklinde dizayn edilen Model 1 de görülmüştür. Vida kırığı ihtimalinin en yüksek olduğu modelin bu tasarım olduğu değerlendirilmiştir.
- 7) Çok parçalı tasarımın tek parçaya göre implant kaybına neden olabilecek komplikasyonların meydana gelmesi durumunda çözümü çok daha kolay hale getireceği de görülmüştür.

7. KAYNAKLAR

1. Aileni, K.R., et al., *Management of an unusual ectopic eruption of maxillary canine*. Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR, 2017. 11(5): p. ZD03.
2. Klaudia, K. and K. János, *Geometric design of sleeve and abutment for subperiosteal implants using finite element analysis*. 2019.
3. Mittal, G., et al., *Prosthetic rehabilitation with hybrid implants–A*. 2017.
4. Schwartz-Arad, D. and L. Levin, *Intraoral autogenous block onlay bone grafting for extensive reconstruction of atrophic maxillary alveolar ridges*. Journal of periodontology, 2005. 76(4): p. 636-641.
5. Jakse, N., et al., *A modified technique of harvesting tibial cancellous bone and its use for sinus grafting*. Clinical oral implants research, 2001. 12(5): p. 488-494.
6. 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.
7. Linkow, L.I. and R. Ghalili, *Critical design errors in maxillary subperiosteal implants*. Journal of Oral Implantology, 1998. 24(4): p. 198-205.
8. Schwitalla, A. and W.-D. Müller, *PEEK dental implants: a review of the literature*. Journal of Oral Implantology, 2013. 39(6): p. 743-749.
9. Egusa, H., N. Ko, T. Shimazu, and H. Yatani, *Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report*. The Journal of prosthetic dentistry, 2008. 100(5): p. 344-347.
10. 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.
11. Ching, W., P. Rulis, and A. Misra, *Ab initio elastic properties and tensile strength of crystalline hydroxyapatite*. Acta Biomaterialia, 2009. 5(8): p. 3067-3075.
12. Nieminen, T., et al., *Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2008. 84(2): p. 377-383.

13. Sagomonyants, K.B., et al., *The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium*. *Biomaterials*, 2008. 29(11): p. 1563-1572.
14. RAMOĞLU, S. and O. Oğuz, *Finite element methods in dentistry*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2014. 24(3): p. 175-180.
15. Borcic, J. and A. Braut, *Finite element analysis in dental medicine*. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*, 2012. 10: p. 1.
16. Ko, C.-C., E.P. Rocha, and M. Larson, *Past, present and future of finite element analysis in dentistry*. *Finite Element Analysis-From Biomedical Applications to Industrial Developments*, 2012: p. 1-25.
17. Tunalı, B., *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1996.
18. Sarot, J.R., C.M.M. Contar, A.C.C.d. Cruz, and R. de Souza Magini, *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.
19. Garg, A.K., *Implant Dentistry: A Practical Approach*, Copyright© 2010 by Mosby, inc., an affiliate of Elsevier inc. P.
20. English, C.E., *Dental Implant Prosthetics Carl E. Misch*. 2005, LWW.
21. Demirdjan, E., *The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution*. *Journal of Oral Implantology*, 1998. 24(4): p. 196-197.
22. Schou, S., et al., *A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant*. *Clinical Oral Implants Research: Case report*, 2000. 11(2): p. 171-178.
23. Minichetti, J.C., *Analysis of HA-coated subperiosteal implants*. *Journal of Oral Implantology*, 2003. 29(3): p. 111-116.
24. Roberts, R., *Types, uses, and evaluation of the plate-form implant*. *The Journal of Oral Implantology*, 1996. 22(2): p. 111-118.
25. Branemark, P.-I., *Osseointegration and its experimental background*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983. 50(3): p. 399-410.
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. Kusek, E.R., *The use of laser technology (Er; Cr: YSGG) and stereolithography to aid in the placement of a subperiosteal implant: case study*. *Journal of Oral Implantology*, 2009. 35(1): p. 5-11.

28. Gershkoff, A. and N. Goldberg, *The implant lower denture*. Dent Digest, 1949. 55: p. 490.
29. Lozada, J., *Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT scan subperiosteal implants at Loma Linda University*. The Journal of oral implantology, 1996. 22(1): p. 34-36.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. Fettig, R.H. and J.F. 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.
34. 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.
35. Nordquist, W.D. and D.J. Krutchkoff, *The Custom Endosteal Implant: Histology and Case Report of a Retrieved Maxillary Custom Osseous-Integrated Implant Nine Years in Service*. Journal of Oral Implantology, 2014. 40(2): p. 195-201.
36. Tomasi, C., et al., *Early healing of peri-implant mucosa in man*. Journal of Clinical Periodontology, 2016. 43(10): p. 816-824.
37. Mounir, M., M. Atef, A. Abou-Elfetouh, and M. Hakam, *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.
38. G, D.E.V., et al., *Rationale for tilted implants: FEA considerations and clinical reports*. Oral Implantol (Rome), 2011. 4(3-4): p. 23-33.
39. Mommaerts, M.Y., *Additively manufactured sub-periosteal jaw implants*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2017. 46(7): p. 938-940.

40. Bosker, H., R.D. Jordan, S. Sindet-Pedersen, and R. Koole, *The transmandibular implant: A 13-year survey of its use*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1991. 49(5): p. 482-492.
41. Fontijn-Tekamp, E., et al., *Bite Forces with Mandibular Implant-retained Overdentures*. Journal of Dental Research, 1998. 77(10): p. 1832-1839.
42. Paton, G., J. Fuss, and A.N. Goss, *The transmandibular implant: A 5- and 15-year single-center study*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2002. 60(8): p. 851-857.
43. Verhoeven, J.W., M.S. Cune, F.M.C. Van Kampen, and R. Koole, *The use of the transmandibular implant system in extreme atrophy of the mandible; a retrospective study of the results in two different hospital situations*. Journal of Oral Rehabilitation, 2001. 28(6): p. 497-506.
44. Garg, A., *The Historical Development of Dental Implants*. Implant Dentistry, 2010: p. 1-13.
45. Pourdanesh, F., M. Ejlall, and A. Sayyedi, *Does subperiosteal implants still work as an option for management of sever atrophic ridge?* International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2015. 44: p. e125.
46. Misch, C.E., *Contemporary implant dentistry*. Implant Dentistry, 1999. 8(1): p. 90.
47. Linkow, L., *The endosseous blade--a progress report*. The Probe, 1970. 13(4): p. 105.
48. Hobo, S., *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. 1989: Quintessence Publishing (IL).
49. Zohrabian, V.M., M. Sonick, D. Hwang, and J.J. Abrahams. *Dental implants*. in *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. 2015. Elsevier.
50. Albrektsson, T. and G.A. Zarb, *The Brånemark osseointegrated implant*. 1989: Chicago: Quintessence Publishing Company.
51. Cui, C., B. Hu, L. Zhao, and S. Liu, *Titanium alloy production technology, market prospects and industry development*. Materials & Design, 2011. 32(3): p. 1684-1691.
52. Smith, D.C., *Dental implants: materials and design considerations*. International Journal of Prosthodontics, 1993. 6(2).
53. Parr, G.R., L.K. Gardner, and R.W. Toth, *Titanium: the mystery metal of implant dentistry*. *Dental materials aspects*. The Journal of prosthetic dentistry, 1985. 54(3): p. 410-414.

54. Osman, R.B. and M.V. Swain, *A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia*. *Materials*, 2015. 8(3): p. 932-958.
55. Meffert, R.M., B. Langer, and M.E. Fritz, *Dental implants: a review*. *Journal of periodontology*, 1992. 63(11): p. 859-870.
56. Neville, B.W., D.D. Damm, C.M. Allen, and A.C. Chi, *Oral and maxillofacial pathology*. 2015: Elsevier Health Sciences.
57. Contreras, E.F.R., G.E.P. Henriques, S.R. Giolo, and M.A.A. Nobilo, *Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002. 88(5): p. 467-472.
58. Elias, C., J. Lima, R. Valiev, and M. Meyers, *Biomedical applications of titanium and its alloys*. *Jom*, 2008. 60: p. 46-49.
59. Roach, M., *Base metal alloys used for dental restorations and implants*. *Dental Clinics of North America*, 2007. 51(3): p. 603-627.
60. Davies, J., *Mechanisms of endosseous integration*. *International Journal of Prosthodontics*, 1998. 11(5).
61. Özkurt, Z. and E. Kazazoğlu, *Zirconia dental implants: a literature review*. *Journal of oral implantology*, 2011. 37(3): p. 367-376.
62. Oliva, J., X. Oliva, and J.D. Oliva, *One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2007. 22(3).
63. Boening, K.W., et al., *Clinical fit of Procera AllCeram crowns*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000. 84(4): p. 419-424.
64. Dayangaç, B., *İmplant materyali olarak titanyum*. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*, 1988. 12: p. 241-3.
65. Ardlin, B.I., *Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure*. *Dental Materials*, 2002. 18(8): p. 590-595.
66. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. *Biomaterials*, 1999. 20(1): p. 1-25.
67. Boudrias, P., E. Shoghikian, E. Morin, and P. Hutnik, *Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration-treatment sequence with a ceramic abutment*. *JOURNAL-CANADIAN DENTAL ASSOCIATION*, 2001. 67(9): p. 508-515.

68. Scarano, A., F. Di Carlo, M. Quaranta, and A. Piattelli, *Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits*. Journal of Oral Implantology, 2003. 29(1): p. 8-12.
69. Munoz-Saldana, J., et al., *Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing*. Journal of materials research, 2003. 18: p. 2415-2426.
70. Grössner-Schreiber, B., et al., *Prevalence of dental caries and periodontal disease in patients with inflammatory bowel disease: a case-control study*. Journal of clinical periodontology, 2006. 33(7): p. 478-484.
71. Eschbach, L., *Nonresorbable polymers in bone surgery*. Injury, 2000. 31: p. D22-D27.
72. Najeeb, S., M.S. Zafar, Z. Khurshid, and F. Siddiqui, *Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics*. Journal of prosthodontic research, 2016. 60(1): p. 12-19.
73. Balcı, B., *Farklı estetik abutmentların döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi*. 2015.
74. KALAYCI, E., O. AVİNÇ, and A. Yavaş, *Polieter eter keton (peek) lifleri*. Fen Bilimleri Dergisi (CFD), 2017. 38(2).
75. Kurtz, S.M. and J.N. Devine, *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*. Biomaterials, 2007. 28(32): p. 4845-4869.
76. SKINNER, H.B., *Composite technology for total hip arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 1988. 235: p. 224-236.
77. Paratelli, A., G. Perrone, R. Ortega, and M. Gómez-Polo, *Polyetheretherketone in implant prosthodontics: a scoping review*. Int. J. Prosthodont, 2020. 33: p. 671-679.
78. Clarke, I.C., et al., *Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing*. Orthopedic Clinics, 2005. 36(2): p. 143-162.
79. Nakahara, I., et al., *In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model*. Journal of Orthopaedic Research, 2013. 31(3): p. 485-492.
80. 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.
81. Li, C.S., C. Vannabouathong, S. Sprague, and M. Bhandari, *The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: a systematic review*. Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders, 2015. 8: p. CMAMD. S20354.

82. 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.
83. 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.
84. 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.
85. 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.
86. Siddiqi, A., A.G. Payne, R.K. De Silva, and W.J. Duncan, *Titanium allergy: could it affect dental implant integration?* Clinical oral implants research, 2011. 22(7): p. 673-680.
87. ÖZDEN S, D.R.H., *Material Rising in Dentistry Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK)*. Necmettin Erbakan University Dental Journal, 2020. 2(2): p. 76-85.
88. 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.
89. 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.
90. Najeeb, S., et al., *Nanomodified peek dental implants: Bioactive composites and surface modification—A review*. International journal of dentistry, 2015. 2015.
91. Suska, F., et al., *Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: a rabbit model*. Journal of Biomaterials Applications, 2014. 29(2): p. 234-242.
92. Barkarmo, S., et al., *Nano-hydroxyapatite-coated PEEK implants: a pilot study in rabbit bone*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2013. 101(2): p. 465-471.
93. Waser-Althaus, J., et al., *Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2014. 25: p. 515-525.
94. Randolph, S., J. Fowlkes, and P. Rack, *Focused, nanoscale electron-beam-induced deposition and etching*. Critical reviews in solid state and materials sciences, 2006. 31(3): p. 55-89.

95. Mantese, J.V., I.G. Brown, N.W. Cheung, and G.A. Collins, *Plasma-immersion ion implantation*. Mrs Bulletin, 1996. 21(8): p. 52-56.
96. Al Qahtani, M.S., et al., *UV-A and UV-C light induced hydrophilization of dental implants*. Dental Materials, 2015. 31(8): p. e157-e167.
97. Wenz, L., et al., *In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites*. Journal of biomedical materials research, 1990. 24(2): p. 207-215.
98. Gittens, R.A., et al., *A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects*. Acta biomaterialia, 2014. 10(7): p. 2907-2918.
99. Zarb, G. and A. Schmitt, *Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study*. British dental journal, 1991. 170(12): p. 439-444.
100. El Askary, A.S., R.M. Meffert, and T. Griffin, *Why do dental implants fail? Part I*. Implant dentistry, 1999. 8(2): p. 173-185.
101. Zarb, G.A. and T. Albrektsson, *Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1991. 11(1): p. 88-91.
102. Esposito, M., J.-M. Hirsch, U. Lekholm, and P. Thomsen, *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(II). Etiopathogenesis*. European journal of oral sciences, 1998. 106(3): p. 721-764.
103. Kermack, A., et al., *The 'Developmental Origins' Hypothesis: relevance to the obstetrician and gynecologist*. Journal of developmental origins of health and disease, 2015. 6(5): p. 415-424.
104. Florencio-Silva, R., et al., *Biology of bone tissue: structure, function, and factors that influence bone cells*. BioMed research international, 2015. 2015.
105. CA, B., *Maxillary antroplasty with augmentation bone grafting..* Dent Implant Art Sci Philadelphia, Pa WB Saunders Co, 2001: p. 151-79.
106. Chugh, T., et al., *Bone density and its importance in orthodontics*. Journal of oral biology and craniofacial research, 2013. 3(2): p. 92-97.
107. Branemark, P.-I., *Tissue-Integrated Prostheses*. Osseointegration in clinical dentistry, 1985: p. 11-344.
108. Norton, M.R. and C. Gamble, *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan*. Clinical oral implants research, 2001. 12(1): p. 79-84.

109. Truhlar, R.S., I.H. Orenstein, H.F. Morris, and S. Ochi, *Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1997. 55(12): p. 38-45.
110. Misch, C., *Bone character: second vital implant criterion*. Dent today, 1988. 7: p. 39.
111. Miloro, M., G. Ghali, P.E. Larsen, and P.D. Waite, *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. Vol. 1. 2004: Springer.
112. Liebgott, B., *The Anatomical Basis of Dentistry-E-Book*. 2017: Elsevier Health Sciences.
113. Williams, P.L., Bannister, L.H., Berry, M.M., Collins, P., Dyson, M., Dussek, J.E. and and M.W. Ferguson, *Gray's anatomy: The anatomical basis of medicine and surgery*. 38 ed. 1995, Churchill Livingstone, New York.
114. Brånemark, P., et al., *An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1984. 42(8): p. 497-505.
115. Misch, C.E. and H. Abbas, *Contemporary implant dentistry. 3rd*. St. Louis: Mosby, 2008. 1061.
116. DeFronzo, R.A., R.C. Bonadonna, and E. Ferrannini, *Pathogenesis of NIDDM: a balanced overview*. Diabetes care, 1992. 15(3): p. 318-368.
117. Clarke, B., *Normal bone anatomy and physiology*. Clinical journal of the American Society of Nephrology: CJASN, 2008. 3(Suppl 3): p. S131.
118. Kalenderer, Ö., *Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi*. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi, 2008. 7: p. 3-4.
119. Hudieb, M., N. Wakabayashi, T. Suzuki, and S. Kasugai, *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).
120. Parr, G.R., *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry: Per-Ingvar Branemark, MD, Ph. D., George A. Zarb, DSS, MS, FRCO (C), and Thomas Albrektsson, MD, Ph. D. Chicago, 1985, Quintessence Publishing Company, Inc. 350 pages, illustrated, indexed. Price \$88.00. 1985, Mosby.*
121. Guillaume, B., *Dental implants: A review*. Morphologie, 2016. 100(331): p. 189-198.
122. Da, A., *Reduction of residual ridges: a major oral disease entity*. J Prosthet Dent, 1971. 26: p. 266-279.

123. Garg, A.K., *Bone biology, harvesting, grafting for dental implants: rationale and clinical applications*. (No Title), 2004.
124. Cawood, J. and R. Howell, *A classification of the edentulous jaws*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1988. 17(4): p. 232-236.
125. Misch, C. and K. Judy, *Classification of partially edentulous arches for implant dentistry*. The International journal of oral implantology: implantologist, 1987. 4(2): p. 7-13.
126. 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.
127. Polat, S., *Titanyum ve polieter eter keton (Peek) subperiosteal çene implantlarının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi*. 2021.
128. Şahin, S., M.C. Cehreli, and E. Yalçın, *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review*. Journal of dentistry, 2002. 30(7-8): p. 271-282.
129. Ulm, C., et al., *Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, 1992. 74(2): p. 131-136.
130. An, Y.H., W.R. Barfield, and R.A. Draughn, *Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics*. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface, 2000: p. 23-40.
131. Avallone, E.A., T. Baumeister III, and A. Sadegh, *Marks' standard handbook for mechanical engineers*. 2007: McGraw-Hill Education.
132. 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.
133. 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.
134. 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.
135. SC, C., *Bone mechanics Florida*. CRC Pres, 1991.
136. Askeland, D.R., P.P. Phulé, W.J. Wright, and D. Bhattacharya, *The science and engineering of materials*. 2003.

137. Gökçen Sargın, A., *Üst çenede iki implant destek üzerine uygulanan mesial uzantılı restorasyonlar oklüzal kuvvetlerin implant çevre dokularında neden olduğu stres dağılımının üç boyutlusonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015, Doktora Tezi, Ankara.
138. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2012: Elsevier Health Sciences.
139. Daskalaki, A., *Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry: Advanced Techniques for Clinical Dentistry*. 2009: IGI Global.
140. Mammadzada, S., *İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi*. 2009.
141. Soğancı, G., *Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilmelerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2012.
142. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, *Craig's restorative dental materials-e-book*. 2011: Elsevier Health Sciences.
143. İnan, M., *Cisimlerin mukavemeti*. 1967: Ari Kitabevi Matbaası.
144. Gere, J.M. and B.J. Goodno, *Mechanics of materials*. Cengage learning. Inc.: Independence, KY, 2009.
145. Craig, R., Powers JM. *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby, 2002.
146. Benson, D.J. and S. Okazawa, *Contact in a multi-material Eulerian finite element formulation*. Computer methods in applied mechanics and engineering, 2004. 193(39-41): p. 4277-4298.
147. Farah, J. and R.G. Craig, *Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar*. Journal of dental research, 1974. 53(4): p. 859-866.
148. Gümrükçü, Z. and K. Seveda, *SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2019. 29(3): p. 534-541.
149. SOYKAN, E., G. ESKİTAŞÇIOĞLU, E. ÜNSAL, and N. BAĞIŞ, *Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları*. European Annals of Dental Sciences, 2013. 40(2): p. 87-95.
150. Srirekha, A. and K. Bashetty, *Infinite to finite: an overview of finite element analysis*. Indian Journal of Dental Research, 2010. 21(3): p. 425.

151. İplikçioğlu, H. and K. Akça, *Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone*. Journal of dentistry, 2002. 30(1): p. 41-46.
152. Zienkiewicz, O.C. and R.L. Taylor, *The finite element method for solid and structural mechanics*. 2005: Elsevier.
153. Reddy, M.S., R. Sundram, and H.A.E. Abdemagyd, *Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review*. Journal of pharmacy & bioallied sciences, 2019. 11(Suppl 2): p. S85.
154. 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.
155. Wong, H.C. and W.C. Tang, *Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration*. Journal of biomechanics, 2011. 44(6): p. 1046-1050.
156. Daegling, D.J. and W.L. Hylander, *Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form*. American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists, 2000. 112(4): p. 541-551.
157. Keleş, H.G. and Ç. Karaca, *Comparison of Stress Distribution Among Standard Dental Implants Placed in Grafted Bone, Zygomatic Implants, and Subperiosteal Implants in the Atrophic Edentulous Maxilla: 3D Finite Element Analysis*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2023. 38(2).
158. Ra'ed Omar, A.H., A.O. Mahmoud Khalid, and A.W. Ahed Mahmoud, *Psychological impact on implant patients' oral health-related quality of life*. Clinical oral implants research, 2006. 17(2): p. 116-123.
159. Yerit, K.C., et al., *Implant survival in mandibles of irradiated oral cancer patients*. Clinical oral implants research, 2006. 17(3): p. 337-344.
160. Davo, R., O. Pons, J. Rojas, and E. Carpio, *Immediate function of four zygomatic implants: a one-year report of a prospective study*. Eur J Oral Implantol, 2010. 3(4): p. 1-11.
161. Sheikh, Z., C. Sima, and M. Glogauer, *Bone replacement materials and techniques used for achieving vertical alveolar bone augmentation*. Materials, 2015. 8(6): p. 2953-2993.
162. Nkenke, E., et al., *Morbidity of harvesting of retromolar bone grafts: a prospective study*. Clinical oral implants research, 2002. 13(5): p. 514-521.
163. Ying, T., et al., *Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2006. 34(5): p. 290-298.

164. Aparicio, C., et al., *A prospective clinical study on titanium implants in the zygomatic arch for prosthetic rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla with a follow-up of 6 months to 5 years*. *Clinical implant dentistry and related research*, 2006. 8(3): p. 114-122.
165. Chrcanovic, B.R., T. Albrektsson, and A. Wennerberg, *Survival and complications of zygomatic implants: an updated systematic review*. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2016. 74(10): p. 1949-1964.
166. Ângelo, D.F. and J.R.V. Ferreira, *The role of custom-made subperiosteal implants for rehabilitation of atrophic jaws-a case report*. *Annals of maxillofacial surgery*, 2020. 10(2): p. 507.
167. 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(1): p. 1-14.
168. 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.
169. Mommaerts, M., *Additively manufactured sub-periosteal jaw implants*. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2017. 46(7): p. 938-940.
170. Dahl, G., *Om mojligheten for implantation i de kaken an metallskelett som bas eller retention for fosta eller aotaglosa protester*. *Odont. Tskr.*, 1943. 51: p. 440.
171. Golec, T.S., *CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging for subperiosteal implants*. *Dental Clinics of North America*, 1986. 30(1): p. 85-95.
172. Cranin, A.N., et al., *An in vitro comparison of the computerized tomography/CAD-CAM and direct bone impression techniques for subperiosteal implant model generation*. *Journal of Oral Implantology*, 1998. 24(2): p. 74-79.
173. Rinaldi, M. and M.Y. Mommaerts, *Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant (AMSJI)*, in *Implants and Oral Rehabilitation of the Atrophic Maxilla: Advanced Techniques and Technologies*. 2023, Springer. p. 277-315.
174. Staniland, P., et al., *Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers*. *Polymer*, 1992. 33(9): p. 1976-1981.
175. Tatum Jr, H., *Maxillary and sinus implant reconstructions*. *Dental Clinics of North America*, 1986. 30(2): p. 207-229.
176. Wood, I., Z. Jawad, C. Paisley, and P. Brunton, *Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review*. *Journal of dentistry*, 2008. 36(10): p. 759-766.

177. Geramy, A. and F. Sharafoddin, *Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method*. Quintessence international, 2003. 34(7).
178. Sevimay, M., F. Turhan, M. Kiliçarslan, and G. Eskitascioglu, *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.
179. Carlson, B.R., G.E. Carlsson, E. Helkimo, and E. Yontchev, *Masticatory function in patients with extensive fixed cantilever prostheses*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1992. 68(6): p. 918-923.
180. Carlsson, G.E. and L.W. Lindquist, *Ten-year longitudinal study of masticatory function in edentulous patients treated with fixed complete dentures on osseointegrated implants*. International Journal of Prosthodontics, 1994. 7(5).
181. Mericske-Stern, R., E. Venetz, F. Fahrländer, and W. Bürgin, *In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. 84(5): p. 535-547.
182. Altıparmak, N., S. Polat, and S. Onat, *Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and Cfr-peek additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla*. Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery, 2023. 124(1): p. 101290.
183. Koca, O.L., G. Eskitascioglu, and A. Usumez, *Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor*. The Journal of prosthetic dentistry, 2005. 93(1): p. 38-44.
184. Zampelis, A., B. Rangert, and L. Heijl, *Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis*. The Journal of prosthetic dentistry, 2007. 97(6): p. S35-S43.
185. Li, Y. and Y. Lou, *Tensile and bending strength improvements in PEEK parts using fused deposition modelling 3D printing considering multi-factor coupling*. Polymers, 2020. 12(11): p. 2497.
186. CE, M., *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji*. Atlas Kitapçılık. Üçüncü Baskı. Ankara, 2011: p. 26-37.
187. Güngör, M., M. Dündar, and C. Artunç, *Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri*. EÜ Dişhek Fak Derg, 2005. 26: p. 107-116.
188. Naert, I., J. Duyck, and K. Vandamme, *Occlusal overload and bone/implant loss*. Clinical oral implants research, 2012. 23: p. 95-107.
189. Frost, H.M., *A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians*. The Angle Orthodontist, 2004. 74(1): p. 3-15.

190. Baggi, L., et al., *The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008. 100(6): p. 422-431.
191. Sugiura, T., K. Horiuchi, M. Sugimura, and S. Tsutsumi, *Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate*. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2000. 1(2): p. 165-70.

8. EKLER

Ek 1. Orjinallik Raporu

tez

ORJİNALLİK RAPORU

% 19	% 19	% 3	% 9
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 6
2	acikerisim.dicle.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 4
3	dspace.kocaeli.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
4	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
5	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
7	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
8	Submitted to Erciyes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
9	acikerisim.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

