

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**TAM DİŞSİZ ÜST ÇENE ALL-ON-FOUR İMMEDİAT YÜKLEME
PROTOKOLÜNDE BRUKSİZMİN VE GEÇİCİ PROTEZ
MATERYALLERİNİN STRESE ETKİSİ: SONLU ELEMAN
ANALİZİ**

HAZIRLAYAN

SEDA YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

ANKARA-2022

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**TAM DİŞSİZ ÜST ÇENE ALL-ON-FOUR İMMEDİAT YÜKLEME
PROTOKOLÜNDE BRUKSİZMİN VE GEÇİCİ PROTEZ
MATERYALLERİNİN STRESE ETKİSİ: SONLU ELEMAN
ANALİZİ**

HAZIRLAYAN

SEDA YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. BULEM YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER

ANKARA-2022

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAGLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Seda Yıldırım tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 31/03/2022

Tez Adı: Tam Dişsiz Üst Çene All-On-Four İmmediat Yükleme Protokolünde Bruksizmin Ve Geçici Protez Materyallerinin Strese Etkisi: Sonlu Eleman Analizi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

ONAY

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 26 / 02 / 2022

Öğrencinin Adı, Soyadı: Seda Yıldırım

Öğrencinin Numarası: 21810313

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

Programı: Doktora

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı: Tam Dişsiz Üst Çene All-On-Four İmmediat Yükleme Protokolünde Bruksizmin
Ve Geçici Protez Materyallerinin Strese Etkisi: Sonlu Eleman Analizi

Yukarıda başlığı belirtilen Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 90 sayfalık kısmına ilişkin, 26/02/2022 tarihinde tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 20'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası

ONAY

:

Tarih: 26/ 02 / 2022

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad,Soyad, İmza:

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince akademik bilgi birikimini paylaşan, yol gösteren ve her konuda desteğini hissettiren değerli danışman hocam Prof. Dr. Bulem Yüzügüllü Tütüncüler'e, her konuşmasında farklı bir bakış açısı kazandırarak ufkumuzu açan değerli Ana Bilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Selim Erkut'a, doktora eğitimim boyunca yanımda olan asistan arkadaşlarıma, tez çalışmamda desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Sedat Hakan Terzioğlu'na, sağladığı teknik destek için mühendis Kaan Yardımcı'ya teşekkür ederim.

Doktora eğitimime başlamama vesile olan ve desteğini esirgemeyen değerli Mustafa Şadan Eren'e teşekkür ederim.

Doktora hayatımı varlıklarıyla anlamlandıran sevgili arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Cemre Koç'a, Dr. Begüm Berkmen'e ve Dt. Onur Altuğ Sakallı'ya teşekkür ederim.

Hayatımın her evresinde koşulsuzca yanımda olan, elimden sınıksız tutan ve her zaman destekleyen sevgili ailem Adem Yıldırım, Ayten Yıldırım ve Elif Kurt'a minnettarım.

ÖZET

Seda Yıldırım

Tam Dişsiz Üst Çene All-On-Four İmmediat Yükleme Protokolünde Bruksizmin Ve Geçici Protez Materyallerinin Strese Etkisi: Sonlu Eleman Analizi Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı 2022

Bu çalışmada tam dişsiz üst çenede dört implant üzerine all-on-four konseptine uygun olarak planlanan immediat geçici protez uygulamasında, bruksizmin ve protez materyal farklılığının, implantlar çevresindeki kortikal ve spongios kemikte oluşturduğu stresin incelenmesi ve kıyaslanması amaçlanmaktadır.

Tam dişsiz çenelerde geleneksel tam protez uygulamasının fonksiyon ve kullanım sürecinde yarattığı kısıtlama ve problemlerin çözülmesi amacıyla günümüzde implant destekli sabit restorasyonlar tercih edilmektedir. Yeterli kemik hacmi bulunmayan hastalarda ileri cerrahi işlemlerden kaçınmak, maliyeti düşürmek ve kantilever mesafesinin oluşturacağı stresi azaltmak amacıyla all-on-four implantasyon protokolü geliştirilmiştir. İmplantasyon sonrası daimi restorasyonun yükleneceği sürece kadar hastalara immediat sabit geçici restorasyon uygulaması yaygınlaşmıştır. Literatür taramasında immediat all-on-four geçici protez materyali olarak tercih edilen güçlendirilmiş polimerlerin monoblok olarak kullanımıyla ilgili kapsamlı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yine yapılan çalışmalar incelendiğinde bruksist bireylerde artan çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel kuvvetlerin all-on-four protez uygulamasına ve immediat yüklemeye etkisiyle ilgili bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmada, bruksizm varlığında all-on-four implantasyon sonrası immediat yüklemeye üç farklı polimer monoblok olarak üretilerek uygulanmış ve statik ve dinamik yükleme altında incelenmiştir.

Tam dişsiz üst çeneye lateral diş bölgesine dik, ikinci premolar bölgesine 45 derecelik açıyla all-on-four konseptine uygun implantlar yerleştirilmiştir. Polimetilmetakrilat(PMMA), Polietereterketon(PEEK), Polieterketonketon(PEKK) olmak üzere üç farklı polimerden monoblok protezler tasarlanmıştır. Karşıt ark doğal dentisyon olarak planlanmıştır. Bruksizmi taklit etmek amacıyla; diş sıkma aktivitesini göstermek için artmış dik, diş gıcırdatma aktivitesini göstermek için de oblik olmak üzere iki farklı açıda kuvvet oluşturulmuştur. 10 saniyelik bruksizm atağı taklit edilecek şekilde kuvvetler dinamik bir

yüklemeye uygulanmıştır. Tek vaka tasarımında 3 materyal ve 2 farklı kuvvet senaryosu olmak üzere 6 modelde stres analizi incelenmiştir. Gerilim analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değerleri veren üç boyutlu SEA(Sonlu Eleman Analizi) yöntemi kullanılmıştır.

Çalışmada implant ve dayanaklarda elde edilen von Mises stres değerleri kırılma değerlerinin altında gözlenmiştir. Spongioz ve kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri kemik rezorpsiyonunun başlayacağı bildirilen değerlerin altında ölçülmüştür. Statik yükleme koşulları altında elde edilen stres değerleri dinamik yükleme değerlerinden daha yüksek çıkmıştır. PEKK ile oluşturulan modelde protezde yer değiştirme miktarı, implant, dayanak ve kortikal kemikte ölçülen stres değerleri PEEK ve PMMA ile oluşturulan modellerden daha düşük bulunmuştur.

Çalışma sonucunun, özellikle bruksist hastalarda, immedat protez uygulamalarında geçici protez materyal seçiminde yol gösterici olması amaçlanmaktadır.

Anahtar Kelimeler: all-on-four, immedat yükleme, bruksizm, sonlu eleman analizi

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış(Proje no: D-DA 21/01) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Seda Yıldırım

The Effect Of Bruxism And Temporary Prosthetic Materials On Stress Distribution In All-On-Four Immediate Loading Protocol For Edentulous Maxilla: Finite Element Analysis Baskent University Institute of Health Science Department of Prostodontics PhD Programme 2022

The aim of this study is to evaluate the effect of temporary prosthetic materials and bruxism on stress distribution in cortical and cancellous bone around the implants in the immediate loaded all-on-four prosthetic design for an edentulous maxilla.

Implant supported fixed restorations are preferred in dentistry today in order to solve the limitations and problems caused by the conventional complete dentures under function for edentulous jaws. The all-on-four concept has been developed in order to avoid advanced surgical procedures in patients with insufficient bone volume, to reduce the stress caused by the cantilever distance and to reduce cost. It is a common procedure to fabricate a temporary fixed prosthetic restoration immediately after implantation for use until the permanent restoration's loading time. The literature review revealed that there was no comprehensive study about the use of monoblock reinforced polymers for immediate all-on-four prosthesis. In addition to this, there is no study found on the effect of increased chewing and parafunctional forces on immediately loaded all-on-four prosthesis in bruxist patients. Hence, three different polymers for temporary prosthesis on immediately loaded all-on-four implants was evaluated in the presented study under static and dynamic loading.

According to the all-on-four concept, two implants have been placed perpendicular to the lateral area and two implants 45 degrees inclined to the second premolar area. Monoblock prostheses was fabricated from three different polymers: polymethylmethacrylate (PMMA), polyetheretherketone (PEEK), polyetherketonketone (PEKK). The worst scenario was applied considering the opposite arch as natural dentition. Predicting the presence of bruxism, two different angles of force was created: an increased vertical force to imitate the clenching activity and an oblique force to imitate the grinding activity. The forces was applied as a dynamic loading in the form of a 10-seconds bruxism attack. Stress analysis was examined on 6 models with 3 materials and 2 different force scenarios in a single case design. Among the stress analysis methods, three dimensional SEA(Finite Element Analysis)

method, which works in computer environment and gives the most detailed numerical values, was used.

In the study, the von Mises stress values obtained on the implants and abutments were observed below the fracture strength. The maximum principal stress values obtained in spongy and cortical bone were measured below the values reported to initiate bone resorption. The stress values obtained under static loading conditions were higher than the dynamic loading values. In the model fabricated with PEKK, the amount of displacement in the prosthesis, the stress values measured in the implant, abutment and cortical bone were found to be lower than the models fabricated with PEEK and PMMA. The result of this study is aimed to guide the selection of temporary prosthetic material for immediate prosthesis applications, especially in bruxist patients.

Keywords: all-on-four, immediate loading, finite element analysis

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board(Project No: DDA21/01) and supported by Baskent University Research Fund.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLOLAR LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Bruksizm.....	3
2.1.1. Bruksizm tanımı ve görülme sıklığı.....	3
2.1.2. Bruksizm etiyolojisi.....	3
2.1.2.1. Periferik faktörler.....	4
2.1.2.2. Santral faktörler.....	4
2.1.3. Bruksizm atağı.....	5
2.1.4. Bruksizm tanısı.....	6
2.2. Dental İmplantlar.....	7
2.2.1. Oral implantolojinin tanımı ve osseointegrasyon.....	7
2.2.1.1. Alveolar kemik yapısı ve kalitesi.....	7
2.2.1.1.1. Kemik miktarı açısından alveolar kemiğin sınıflandırılması.....	8
2.2.1.1.2. Kemik kalitesi açısından alveolar kemiğin sınıflandırılması.....	9
2.2.2. İmplant destekli protezler.....	10
2.2.2.1. Kısmi diş eksiklikleri.....	11
2.2.2.1.1. Tek diş eksiklikleri için sabit bölümlü protez.....	11
2.2.2.1.2. Ara dişsiz boşluklar için sabit bölümlü protez.....	12
2.2.2.1.3. Serbest sonlu alanlar için sabit bölümlü protez.....	12
2.2.2.2. Total diş eksiklikleri.....	12
2.2.2.2.1. İmplant destekli sabit bölümlü protezler.....	12

2.2.2.2.2. İmplant destekli ve implant-doku destekli overdenture protezler.....	13
2.2.2.2.3. All-on-four protokolü.....	14
2.2.2.2.3.1. Temel prensipler.....	14
2.2.2.2.3.2. İmmediat geçici protez yükleme prosedürü.....	17
2.2.2.2.3.3. Daimi protez uygulama prosedürü.....	17
2.2.2.2.3.4. All-on-four protokolüne uygun protezlerde oklüzyon.....	18
2.3. Polimerik Protez Kaide Materyalleri.....	18
2.3.1. Polimetilmetakrilat (PMMA).....	19
2.3.1.1. PMMA'nın kimyasal özellikleri ve sınıflandırması.....	19
2.3.1.2. PMMA'nın mekanik özellikleri.....	20
2.3.1.3. PMMA'nın kullanım alanları.....	20
2.3.2. Polietereterketon (PEEK).....	21
2.3.2.1. İmplant dayanağı olarak PEEK kullanımı.....	22
2.3.2.2. Hareketli protezlerde PEEK kullanımı.....	22
2.3.2.3. Kron ve köprülerde PEEK kullanımı.....	23
2.3.3. Polieterketonketon (PEKK).....	23
2.3.3.1. PEKK'in yapısı ve sentezi.....	23
2.3.3.2. PEKK'in fiziksel ve mekanik özellikleri.....	24
2.3.3.3. PEKK'in biyolojik özellikleri.....	24
2.3.3.4. PEKK'in implant biyomateryali, dayanak ve üst yapı materyali olarak kullanımı.....	25
2.3.3.5. PEKK'in sabit protezlerde kullanımı.....	26
2.4. Biyomekanik.....	27
2.4.1. Kuvvet.....	27
2.4.2. Kütle ve ağırlık.....	27
2.4.3. Gerilme (stres).....	28
2.4.4. Gerinim (strain).....	28
2.4.5. Elastisite (Young's) modülü.....	29
2.4.6. Hooke kanunu.....	29
2.4.7. Poisson oranı (Poisson's ratio).....	29
2.4.8. Kuvvet analiz yöntemleri.....	30
2.4.8.1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi.....	30
2.4.8.2. Gerinim ölçer (strain gauge) kuvvet analiz yöntemi.....	30

2.4.8.3. Kırılğan vernik (brittle lacquer) kuvvet analiz yöntemi.....	31
2.4.8.4. Holografik interferometri ile kuvvet analiz yöntemi.....	31
2.4.8.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi.....	31
2.4.8.6. Radyoteleometri kuvvet analiz yöntemi.....	32
2.4.8.7. Sonlu elemanlar (finite element) kuvvet analizi yöntemi.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
3.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	37
3.2. Kortikal ve Spongios Kemikğin Modellenmesi.....	40
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	42
3.4. Materyal Tanımları.....	42
3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları.....	43
3.5.1. Kanin koruyuculu oklüzyonda statik yükleme.....	43
3.5.2. Kanin koruyuculu oklüzyonda dinamik yükleme.....	44
3.6. Kantitatif Model Bilgileri.....	48
3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik-İmplant Bağlantı Durumu.....	48
4. BULGULAR.....	49
4.1. Ana Model Üzerinde Statik Yükleme Bulguları.....	49
4.1.1. PMMA immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular.....	51
4.1.1.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları.....	51
4.1.1.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	51
4.1.1.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	53
4.1.1.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	54
4.1.1.5. Spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	55
4.1.2. PEEK immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular.....	55
4.1.2.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları.....	55
4.1.2.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	56
4.1.2.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	57
4.1.2.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	58
4.1.2.5. Spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	59
4.1.3. PEKK immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular.....	60

4.1.3.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları.....	60
4.1.3.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	61
4.1.3.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	62
4.1.3.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	64
4.1.3.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	64
4.2. Ana model üzerinde dinamik yükleme bulguları.....	65
4.2.1. PMMA immedat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular.....	67
4.2.1.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları.....	67
4.2.1.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	68
4.2.1.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	69
4.2.1.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	70
4.2.1.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	71
4.2.2. PEEK immedat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular.....	72
4.2.2.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları.....	72
4.2.2.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	73
4.2.2.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	74
4.2.2.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	76
4.2.2.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	76
4.2.3. PEKK immedat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular.....	77
4.2.3.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları.....	77
4.2.3.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	78
4.2.3.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	79
4.2.3.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	81
4.2.3.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	81
5. TARTIŞMA.....	83
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
KAYNAKLAR.....	93

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Materyal Özellikleri.....	43
Tablo 3.2. Modellemede kullanılan düğüm ve eleman sayısı.....	48
Tablo 4.1. All-on-four immedat geçici protezlere uygulanan statik yükleme değerleri..	50
Tablo 4.2. PMMA, PEEK, PEKK protez materyalleriyle oluşturulan modellere uygulanan dinamik yüklemenin 0.25, 0.50 ve 0.75 sn.lerde elde edilen bulguları.....	66



ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik sınıflandırılması.....	10
Şekil 2.2. Polimerizasyon aktivasyonuna ve ADA spesifikasyonuna göre sınıflandırılması.....	20
Şekil 3.1. Modellenen implant.....	38
Şekil 3.2. Modellemede anterior bölgeye yerleştirilen Xeal özelliğine sahip açılı multiunit dayanak.....	38
Şekil 3.3. Anterior bölge için modellenen implant ve açılı multiunit dayanağın birleştirilmiş şekli.....	39
Şekil 3.4. Modellenen protez bileşeni.....	39
Şekil 3.5. Modellemede vida deliklerinin protezden çıkış bölgeleri.....	40
Şekil 3.6. Modellenen spongios kemik.....	41
Şekil 3.7. Modellenen kortikal kemik.....	41
Şekil 3.8. ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modelleme.....	42
Şekil 3.9. Statik yükleme şeması.....	44
Şekil 3.10. Fx düzleminde uygulanan dinamik yüklemenin kuvvet-zaman grafiği.....	45
Şekil 3.11. Fy düzleminde uygulanan dinamik yüklemenin kuvvet-zaman grafiği.....	45
Şekil 3.12. Fz düzleminde uygulanan dinamik yüklemenin kuvvet-zaman grafiği.....	46
Şekil 3.13. Dinamik yükleme sınır koşulları 0.25. sn.....	46
Şekil 3.14. Dinamik yükleme sınır koşulları 0.5. sn.....	47
Şekil 3.15. Dinamik yükleme sınır koşulları 0.75. sn.....	47
Şekil 4.1. PMMA ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları.....	51
Şekil 4.2. PMMA ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	52
Şekil 4.3. PMMA ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	52
Şekil 4.4. PMMA ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	53
Şekil 4.5. PMMA ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	54

Şekil 4.6. PMMA ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	54
Şekil 4.7. PMMA ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	55
Şekil 4.8. PEEK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları.....	55
Şekil 4.9. PEEK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	56
Şekil 4.10. PEEK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	57
Şekil 4.11. PEEK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	58
Şekil 4.12. PEEK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	58
Şekil 4.13. PEEK ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	59
Şekil 4.14. PEEK ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	60
Şekil 4.15. PEKK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları.....	61
Şekil 4.16. PEKK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	62
Şekil 4.17. PEKK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	62
Şekil 4.18. PEKK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	63
Şekil 4.19. PEKK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	63
Şekil 4.20. PEKK ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	64
Şekil 4.21. PEKK ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	65
Şekil 4.22. PMMA ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları.....	67
Şekil 4.23. PMMA ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	68
Şekil 4.24. PMMA ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme	

bulguları.....	69
Şekil 4.25. PMMA ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	70
Şekil 4.26. PMMA ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	70
Şekil 4.27. PMMA ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilm bulguları	71
Şekil 4.28. PMMA ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	72
Şekil 4.29. PEEK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları.....	72
Şekil 4.30. PEEK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	73
Şekil 4.31. PEEK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	74
Şekil 4.32. PEEK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	75
Şekil 4.33. PEEK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	75
Şekil 4.34. PEEK ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	76
Şekil 4.35. PEEK ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	77
Şekil 4.36. PEKK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları.....	78
Şekil 4.37. PEKK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	79
Şekil 4.38. PEKK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları.....	79
Şekil 4.39. PEKK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	80
Şekil 4.40. PEKK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları.....	80
Şekil 4.41. PEKK ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları.....	81
Şekil 4.42. PEKK ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal	



SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

A	cismin kesit alanı
ASA	Amerikan Anesteziyoloji Derneği
ADA	American Dental Association
AP	anterior-posterior
BaSO ₄	baryum sulfat
BT	bilgisayarlı tomografi
CAD	bilgisayar destekli tasarım(Computer Aided Design)
CAM	bilgisayar destekli üretim(Computer Aided Manufacture)
CCD	geleneksel tam protez
C ₅ O ₂ H ₈	metilmetakrilat
cm ²	santimetrekare
.dcm	DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)
dk	dakika
°	derece
EMG	elektromiyografi
ENA	Vita Enamik
Σ	cismin toplam uzaması
l	cismin uzunluğu
CFR-PEEK	karbon fiber takviyeli PEEK
E	cismin elastisite modülü
F	kuvvet
GFR-PEEK	cam fiber takviyeli PEEK
GPa	gigapaskal
gr/ml	gram/mililitre
ICFDP	implant destekli tam ark sabit protezler(Implant-supported complete fixed dental prostheses)
IUPAC	Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği
τ	kayma gerilimleri
kg	kilogram

kg/m ³	kilogram/metreküp
MPa	megapaskal
mm	milimetre
µm	mikrometre
µ	mikro
MRI	manyetik rezonans görüntüleme
MZD	Mazic Duro
N	Newton
Ncm	newton santimetre
σ	normal gerilimler
Pa	Paskal
PAEK	poliarileterketon
PEEKK	polietereterketonketon
PEEK	polietereterketon
PEKK	polieterketonketon
PMMA	polimetilmetakrilat
P	cismi uzatan kuvvet
SO ₃ H	sülfonik asit
sn.	saniye
°C	santigrat
SSRI	selektif seratonin gerilimi inhibitörleri
SEA	sonlu elemanlar kuvvet analizi
S	stres
TiO ₂	titanyum dioksit
W/mK	ısı iletkenlik katsayısı
v	Poisson oranı
VBM	Vipi Block Monocolor
YAP	Yamahachi PMMA
%	yüzde
3D	üç boyutlu

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde; hastaların fonksiyon, konuşma ve estetik problemlerini iyileştirmeye yönelik tedaviler yapılmaktadır. Kısmi diş eksikliklerinde sabit ve hareketli geleneksel veya implant destekli protezler uygulanmaktadır. Özellikle tam dişsizlik durumlarında geleneksel tam protezlere alternatif olarak implant destekli sabit veya hareketli protez seçenekleri ön plana çıkmaktadır.(1)

Tam dişsiz çenelerde posterior bölgede ileri derecede atrofi gözlenebilmektedir. Bu bölgelere standart boyutlarda implant yerleştirilebilmesi için cerrahi greft augmentasyonunun yapılması gerekmektedir.(2) İleri cerrahi işlemler, komplikasyon ve yüksek morbidite riski taşıması, süre ve maliyeti arttırması gibi dezavantajlara sahiptir.(2) All-on-four tedavi protokolü, 4 implantın açılı bir planlamayla yerleştirilmesiyle kantilever uzunluğunun arttırılarak biyomekanik açıdan avantajın sağlanması prensibiyle uygulanan bir tedavi yöntemidir. Düşük maliyetli, immediat geçici protez uygulamaları sayesinde de hastanın estetik ve fonksiyonu hızlıca geri kazandırılabilir.(2) (3)

İmplantasyonu takiben kısa süre içerisinde implantların splintlenerek yüklenmesi osseointegrasyon başarısı açısından önem taşımaktadır.(4) İyileşmekte olan kemiğe hafif düzeyde kuvvet uygulaması kemik iyileşmesini hızlandırmaktadır.(5) All-on-four tedavi protokolü; implantasyon, immediat geçici protez uygulaması ve daimi protez uygulaması aşamalarından oluşmaktadır.

Bruksizm diurnal (gündüz) ve nokturnal (gece) parafonksiyonel aktivite sonucu dişlerin sıkılması, gıcırdatılması veya öğütülmesi olarak tanımlanmaktadır.(6) Bruksist bireylerde sağlıklı bireylere kıyasla; oklüzal temas sayısı yaklaşık 4 kat(7), çiğneme kuvvetlerinin ise %50 oranında arttığı(8) bildirilmektedir. Parafonksiyonel aktivitenin gözlemlendiği periyot “bruksizm atağı” olarak adlandırılmaktadır.(9) (10)

Bruksizm varlığının dental implantlarda ve üst yapılarında aşırı oklüzal yüklemeye neden olacağı düşünülerek kemik kaybı ve implant başarısızlığı ile sonuçlanabileceği öne sürülmüştür. Dolayısıyla bruksizm varlığı implant tedavisi için bir kontrendikasyon olarak kabul edilmiştir ancak bruksizm-implant başarısızlığı arasındaki olası neden-sonuç ilişkisine yönelik tutarlı ve spesifik sonuçlar veren bir çalışma bulunmamaktadır. Lobezzo ve ark.(11) bruksizm varlığını kontrendikasyon olarak değerlendirmemekte, dikkatli bir

yaklaşım ile implant tedavisinin gerçekleştirilmesinin olası başarısızlıkların önüne geçeceğini bildirmektedir.

Sonlu eleman analiz yöntemi (SEA), komplike mekanik problemlerin analitik çözümlemesi amacıyla kullanılan sayısal bir yöntemdir. Günümüzde mühendislik, tıp, diş hekimliği gibi birçok alanda problem çözme amacıyla tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir. Diş hekimliğinde dental implant sisteminin karmaşık yapısı nedeniyle, 3 boyutlu SEA kullanılacak en uygun yöntemlerden biri olarak kabul görmektedir.(12) Farklı koşullar altında dental implantlarda oluşacak stresler SEA ile hassasiyetle ölçülebilmektedir. Bu analiz yöntemi sayesinde, modellemeler gerçeğe uygun olarak hazırlanmaktadır ve kuvvetler altında oluşacak stres değerleri ve lokalizasyonları detaylı bir şekilde gözlemlenebilmektedir.(13)

Bu çalışmanın amacı; bruksizm olduğu varsayılan bir bireyde minimum optimal koşullarda all-on-four konseptiyle planlanan implantlar üzerine farklı materyallerle yapılan immediyat protez uygulaması sonucunda, bu vakalarda hangi geçici protez materyali ile yapılan protezin implantlar üzerine daha az stres oluşturacağını araştırmaktır. Modellemede Polimetilmetakrilat (PMMA), Polietereterketon (PEEK), Polieterketonketon (PEKK) materyalleri kullanılmış ve farklı mekanik özelliklerin bileşenler üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Daha az sayıda implant ile desteklenen protezlerin ve farklı materyallerle hazırlanan immediyat protez uygulamalarının kullanımlarının yaygınlaşması nedeniyle araştırmamızın klinik çalışmalara ışık tutması hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bruksizm

2.1.1. Bruksizm tanımı ve görülme sıklığı

Bruksizm, Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi tarafından parafonksiyonel aktivite sonucu dişlerin diurnal veya nokturnal olarak sıkılması, gıcırdatılması veya öğütülmesi olarak tanımlanmaktadır. Stomatognatik sistemin parafonksiyonel aktiviteleri içinde, diş aşınması, periodontal doku hasarı, eklem ve kas hasarına yol açması nedeniyle en zararlısı olarak kabul edilmektedir.(14)

Miller(15), “bruksizm” teriminin uyku halinde diş gıcırdatma anlamına geldiğini ve psikolojik nedenlerle uyanırken gerçekleşen diş gıcırdatma hareketinin ‘bruksomani’ terimi ile ifade edilmesi gerektiğini öne sürmüştür. Çeşitli araştırmacılar bruksizmi tanımlarken, oklüzal nevrotik alışkanlık(16), travmatik nevroz(17) ve gıcırdatma(18) gibi terimler kullanmıştır. Ash ve Ramjford(19) ise diş sıkma ve diş gıcırdatma faaliyetlerini; sentrik ve eksentrik bruksizm şeklinde ikiye ayırmıştır. Okeson’a göre(20) ise bruksizm, dişlerin sıkılması veya gıcırdatılması ile karakterize parafonksiyonel çiğneme kası aktivitesi olarak tanımlanmaktadır.

Literatürde toplumdaki bruksizm prevalansı %6 ile %95 arasında geniş bir aralıkta bildirilirken; diurnal diş sıkma prevalansı %20, nokturnal diş sıkma prevalansı %10, diş gıcırdatma prevalansı ise %10 olarak bildirilmiştir.(21) (22) (23) Bazı araştırmacılar bruksizm yaygınlığının cinsiyete bağlı farklılık göstermediğini savunsa da(24) (25), literatürde bruksizmin kadınlarda daha sık görüldüğü konusunda daha fazla sayıda çalışma bulunmaktadır.(26) (27) (28) (29) (30) (31)

2.1.2. Bruksizm etiyolojisi

Bruksizmin etiyolojisi karmaşık ve multifaktöriyel yapılıdır.(9) (32) (33) Etiyolojik faktörler periferik ve santral olarak iki temel başlık altında incelenebilmektedir.(32) Periferik faktörler lokal ve/veya dental bileşenleri içermektedir.(34) (35) Santral faktörler ise psikolojik etkenler, sistemik rahatsızlıklar, ilaç ve alkol kullanımına bağlı gelişen etkiler olarak sıralanmaktadır.(34) (36)

2.1.2.1. Periferik faktörler

Periferik faktörler arasında dişsiz boşluklar, uzamış dişler, diştaşı oluşumu, aşırı kasp eğimleri, hatalı yapılmış restorasyonlar ve oklüzyon bozuklukları sayılabilmektedir. (16) (34) (37) Bu faktörler, temelde oklüzyonun bozulması nedeniyle periodontal basınç reseptörleri üzerinde oluşan etki ile çiğneme kaslarının refleks olarak uyarılması teorisine dayanmaktadır. Günümüzde bruksizm ile ilgili yapılan çalışmalarda oklüzyon bozukluklarının tetikleyici bir faktör olduğu ancak direkt olarak bruksizme neden olmayacağı bildirilmektedir. (27) (38) (39) (40)

2.1.2.2. Santral faktörler

Santral faktörler arasında psikolojik etkenler, sistemik rahatsızlıklar, ilaç ve alkol kullanımına bağlı gelişen etkiler sayılabilmektedir.(27) (34) (36) (41) Bruksizmin fazla araştırılan ve çalışmalara konu edilen nedenlerinin başında psikolojik faktörler gelmektedir. Bruksizm alışkanlığının bireylerin karakteriyle ilişkisi incelenirken; öfke kontrolü bozukluğu, saldırganlık dürtüsü, hiperaktivite, anksiyete ve depresyon varlığının oral yönden dışavurumu ile pozitif bir korelasyonda olduğu öne sürülmektedir.(27) (34) Basic ve Mehulic(42), Freud'un teorisi olan oral kavitenin, psikoseksüel davranışlar ve gelişimde öneminden yola çıkarak, bruksizm alışkanlığının ruhsal gerilimlerin dışavurumu olarak düşünülebileceğini bildirmişlerdir.

Bruksizm etiolojisinde yer aldığı düşünülen etkenlerden bir diğeri sistemik faktörlerdir.(34) Bunlar arasında; medulla ve ponsu ilgilendiren bozukluklar ve kortikal lezyonlar, nefrit, kore hastalığı, felç ve çocuk felci, endokrin bozukluklar ve mesane bozuklukları, hipertiroidi, sinüzit, allerji, beslenme bozuklukları, gastrointestinal bozukluklar, serebral palsi, travmatik epilepsi, mental retardasyon, Down sendromu, magnezyum eksikliği gibi rahatsızlıklar bildirilmektedir.(33) (34) Lobbezoo ve ark.(36) çalışmalarında santral nörotransmitter sistemdeki bir takım kimyasal bozuklukların da bruksizm etiolojisinde yer aldığını savunmaktadır.

Dopaminerjik sistem aktivitelerinin stimüle edildiği sigara, alkol kullanımı, selektif serotonin geri alımı inhibitörleri (SSRI) gibi ilaçlar, amfetamin, Parkinson hastalığında kullanılan L-dopa ve kronik nöroleptik kullanımının da bruksizm alışkanlığına yol açabileceği belirtilmektedir.(36) (41) Bunların yanında literatürde merkezi sinir sistemindeki

ani uyarılmalar ve diğer uyku bozuklukları ile bruksizm arasında ilişki bulunduğu bildirilmektedir.(43) (32) (44) (36) (45) Bruksizmin etiyolojisini araştırmak amacıyla ikizler üzerinde yapılan çalışmalarda genetik geçiş olabileceği öne sürülse de(34) (46), aksini savunan araştırmalar da bulunmaktadır.(47)

2.1.3. Bruksizm atağı

Bruksizm atağı, bireylerin dişler maksimum interkaspasyondayken gıcırdatma, sıkma ve öğütme hareketini yaptığı periyottur. Her bir atağın ortalama 8-9 sn sürdüğü kabul edilse de(9), bir vakada 5 dk. sürdüğü de bildirilmiştir.(10) Dişler maksimum interkaspasyondayken ve/veya eksentrik hareketlerin varlığında görülebilen bruksizmin süre ve sıklığına ilişkin çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir.(7) (8) (48) (49) Trenouth'ın çalışmasında(7), bruksist bireylerde bir gecede ortalama diş temas sayısı 1325,5 olarak tespit edilmiştir. Sağlıklı bireylerde diş temas sayısının ortalamasının ise 359,95 olduğu belirtilmektedir. Aynı çalışmada sekiz saatlik uyku süresince bruksizmi olan bireylerde diş temas sayısının sağlıklı bireylere göre yaklaşık yedi kat arttığı belirtilmiştir. Amemori ve ark.(8) ise, bir saat içerisinde görülen bruksizm atağı süresini 47,8-174,9 sn. olarak bildirmiştir. Raadsheer ve ark.(48) normal ısırma kuvvetini kadınlarda ortalama 386.6 N, erkeklerde 545.7 N olarak ölçmüştür. Aynı çalışma sonuçlarına göre kadınlarda gözlenen maksimum kuvvet 576 N, erkeklerde ise 888 N'dir. Farklı bir çalışmada ise bruksizm sırasında oblik kuvvet bileşenin 1000 N'a kadar çıktığı belirtilmiştir.(49) Oklüzyon tipine göre de dental arkın farklı bölgelerine iletilen kuvvet değerlerinin değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Grup fonksiyonlu oklüzyonda molar dişe gelen kuvvet, premolar diş bölgesine iletilen kuvvetin iki katı, premolar diş bölgesine gelen kuvvet ise kanin bölgesine gelen kuvvetin iki katı olarak bildirilmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyonda ise oblik kuvvetler yalnızca kanin diş üzerine iletilmektedir ve kuvvet miktarı toplam kuvvet bileşeni oranlanarak hesaplanmaktadır. (50) (51)

Bruksizm doğal dişler üzerine yıkıcı kuvvetler oluşturduğu gibi, dental implantlarda ve üst yapılarında da aşırı oklüzal yüklenmeye neden olmaktadır. İmplantlara iletilecek artmış oklüzal kuvvetler ve parafonksiyonel alışkanlıklar nedeniyle oluşan lateral kuvvetlerin kemik kaybı ve implant başarısızlığına yol açabileceği öne sürülmüştür. Bu nedenle ilk zamanlarda implant tedavisi uygulanması düşünülen hastalarda bruksizm varlığı kontrendikasyon olarak görülmüştür. Ancak implant başarısızlığı ve bruksizm arasındaki neden-sonuç ilişkisine yönelik belirgin bir sonuç bulunmamaktadır. Bruksizmin etkileri göz

önünde bulundurularak Lobezzo ve ark.(11) brüksizm varlığında implant tedavisinin dikkatli bir yaklaşım ile gerçekleştirilebileceğini bildirmişlerdir. İmplant başarısızlığını minimuma indirmek amacıyla; implant sayısı ve boyutları ile birlikte oklüzyon tipinin düzenlenmesinin yanısıra, tedavi sonunda sert oklüzal stabilizasyon splintinin kullanımı önerilmektedir.

2.1.4. Bruksizm tanısı

Bruksizm, tanı koyulması güç rahatsızlıklardandır. Genellikle birey bazı semptomların varlığının farkında olmamaktadır, bu nedenle teşhis için bireyin yakınlarının da gözlemlerine başvurulmalı ve klinik bir muayene ile birlikte tanı konulmalıdır. Lavigne ve ark.(52) brüksizmin polisomnografik yöntemler aracılığıyla tespit edilmesi için, masseter ve temporal kaslarda Elektromiyografi (EMG) değerlerinin uyanırken maksimum diş sıkmanın %20'sinden daha şiddetli olanlarının değerlendirmeye alınması ve EMG atak süresinin 0,25 sn'den fazla olması gibi ön kriterler önermiştir.

Bruksizmin teşhis edilmesinde halen altın standart olan polisomnografik kesin tanı kriterleri ise şu şekilde sıralanmaktadır:

(1) en az iki brüksizm atağına eşlik eden gıcırdatma sesleri

(2) bir saatlik uykuda dörtten fazla brüksizm atağı ve/veya saat başına 25'ten fazla brüksim atağı ve/veya atak başına 6'dan fazla ritmik çigneme kası atağı varlığı

Başlıca klinik bulgular:

-Dişlerde ve/veya restorasyonlarda aşınma (atrizyon) ve kırılmalar, dişlerde mobilite ve periodontal aralıkta genişleme, dişlerde hassasiyet, hipersementoz ve pulpitis

-Kaslarda yorgunluk, kas hipertrofisi, özellikle masseter kasta artmış EMG değerleri

-Artmış eklem sesleri, kondil konturunda radyografik değişiklikler(9) (32) (38) (53) (54)

-Yanakta Linea Alba görüntüsü, dilde yaprak dil görünümü(55) (56) (57)

-Baş-boyun ağrıları, sabahları ağız açmada güçlük, alveoler kemikte rezorpsiyon, vestibüler ekzositoz(58)

2.2. Dental İmplantlar

2.2.1. Oral implantolojinin tanımı ve osseointegrasyon

Protez Terimleri Sözlüğü'ne göre(59) “dental implant, sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacı ile mukoza ve/veya periost tabakası altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyallerden; metal, metal alaşımı veya porselenden; yapılmış protetik bir gereçtir.” şeklinde tanımlanmıştır.(60) İmplantların kök formuna uygun üretilmesiyle birlikte diş eksikliklerinde kullanımı yaygınlaşmış ve protetik planlamalarda önemli bir yer edinmiştir.

Oral implantolojinin temel kavramlarından olan osseointegrasyon kavramı, 1952 yılında İsveç Lund Üniversitesi'nde Branemark ve ark.(61) tarafından tanımlanmıştır. Araştırmacılar tavşan tibiaalarında kemik iyileşmesini mikroskopik olarak gözlemlemişlerdir. Branemark ve ark.(61) kemik iyileşmesi sırasında gelişen revaskülarizasyon, mikrovasküler yapı ve bu yapının fonksiyonlarını inceledikleri çalışmalarıyla, 1960'larda kemik dokusundaki osseointegrasyonu tanımlamış ve 1969 yılında osseointegre implantlar ile tedavi edilen vakalarını ilk defa yayınlamışlardır.(62) 1976 yılında İsviçre-Bern Üniversitesi'nde Schroeder'in(63) çalışmalarında titanyum implantlar ile kemik dokusu arasında temas olduğu gözlenmiş ve "fonksiyonel ankiloz" adı verilmiştir. Branemark ve ark.(61) 1977'de osseointegrasyon kavramını ilk kez kullanmış ve "canlı kemik ile yük uygulanmış kemik içi implant arasında, ancak ışık mikroskobu düzeyinde görülebilen direkt bağlantı" olarak tanımlamışlardır.

El Askary'nin(64) osseointegrasyon tanımı ise, yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bağlantı olarak belirtilmiştir. Bu tanım osseointegrasyonu her açıdan tanımladığı için güncel kaynaklarda daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Osseointegrasyon kavramı üzerine günümüze dek bir çok araştırmacı çalışmalar yapmış ve uzun dönem implant başarısında en önemli faktör olduğunu belirtmişlerdir.(61) (65) (66)

2.2.1.1. Alveoler kemik yapısı ve kalitesi

Dental implantlarda osseointegrasyonun başarılı olabilmesi için kemik kalitesi çok önemlidir. Kemik kalitesi, kemiğin yoğunluğu ve miktarı ile belirlenir(67) (68) ve gerek primer stabilitenin sağlanmasında, gerekse protetik uygulamalarda önemli rol oynamaktadır.(69) Kortikal kemiğin yük taşıma kapasitesi spongioz kemige göre daha

fazladır. Bu nedenle implantın yerleştirileceği bölgede kortikal kemiğin fazla, trabeküler yapının sıkı olması tercih edilmektedir.(6) (61) (70)

Çiğneme kuvvetleriyle oluşan mekanik stimülasyon alveol kemiğin korunması ve diş sağlığı açısından önemlidir. Diş kayıpları alveolar kemiğin geri dönüşümsüz rezorpsiyonuna neden olur. Alveolar kemik dişlere destek sağlamasının yanı sıra protetik restorasyon yapımına da katkı sağlamaktadır. Protetik restorasyonların fonksiyonel ve estetik sonuçları kemik kalitesi ve miktarı ile doğrudan ilişkilidir.(71)

Diş çekimi sonrası sırasıyla; çekim socketinin fibrin ağı içeren kan pıhtısı ile dolması, 2-3 gün sonra granülasyon dokusu oluşumu, 4. gün itibarıyla osteoklast aktivitesi ile kemik rezorpsiyonunun başlaması, 7. günde bağ dokusu oluşumunun başlaması, 20. gün sonunda reepitelizasyonun tamamlanarak mineralizasyonun başlaması ve 40 gün sonunda kret yüksekliğinin 1/3'ünün kaybı görülmektedir.(71)

Rezorpsiyon üç boyutlu olarak gerçekleşerek ömür boyu sürmektedir, geri dönüşümsüzdür, kronik ve kümülatiftir. Rezorpsiyon, ilk üç ay artan bir hızda olacak şekilde -en fazla ilk yılda- görülmektedir. Lokal ve sistemik değişkenler rezorpsiyon sürecinde farklılıklar yaratabilmektedir. Örneğin, kemik kalitesi ve miktarı yeterli ve uygun olan hastalarda diş çekimi sonrası görülen kemik rezorpsiyonunun olumsuz sonuçları daha az belirgindir.(71) (72)

Alveoler kretlerde yükseklik kaybı üst çenede alt çeneye oranla 4 kat daha azdır. Bunun nedeni alt çenede üst çeneye göre daha dar bir yüzeye yükün iletilmesidir.(72)

Rezorpsiyon, estetik bölgede ve çekim öncesi alveolar kemik miktarının az olduğu durumlarda sorun yaratmaktadır. Özellikle anterior maksiller alan rezorpsiyon açısından daha kritik bir bölgedir. Posterior bölgede alveoler kemik daha kalın kompakt kemiğe sahiptir ve rezorpsiyondan daha az etkilenmektedir.(73)

2.2.1.1.1. Kemik miktarı açısından alveoler kemiğin sınıflandırılması

Rezidüel kretlerin ve alveoler kretlerde görülen atrofi miktarının sınıflandırılması için birçok çalışma yapılmıştır. Cawood ve Howell(74) (75) çalışmaları sonucunda alveoler kemikte oluşan rezorpsiyon farklarına göre kretleri sınıflandırmıştır. Günümüzde de halen kullanılan sınıflama şu şekildedir:

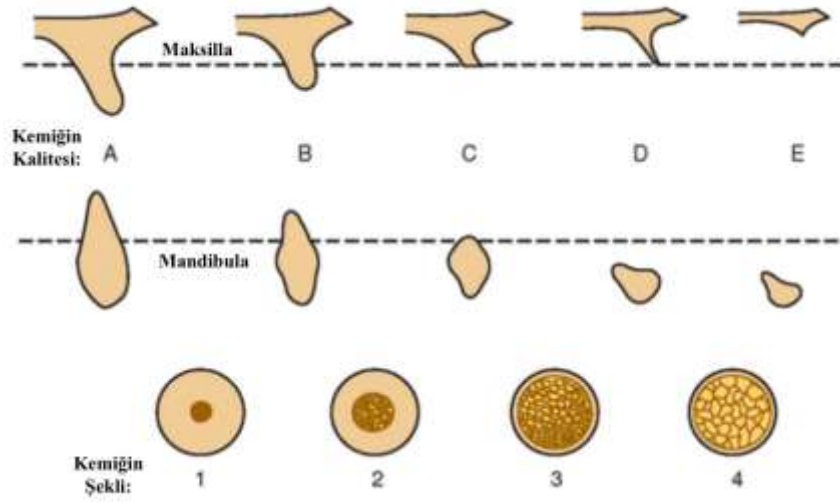
- i. Sınıf I: Dişli kret
- ii. Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesi yeni tamamlanmış kret
- iii. Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte, tepesi yuvarlak formda kret
- iv. Sınıf IV: Uygun yükseklikte, yetersiz genişlikteki bıçak sırtı formda kret
- v. Sınıf V: Yetersiz yükseklik ve genişliğe sahip, düz kret formu
- vi. Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybının gözlemlendiği, basık kret formu

2.2.1.1.2. Kemik kalitesi açısından alveolar kemiğin sınıflandırılması

Dental implantların primer stabilitesi ve uzun dönem başarısı açısından kemik kalitesi büyük önem taşımaktadır. Kemik miktarının yanı sıra kemik kalitesini etkileyen bir diğer parametre de kemiğin yapısıdır.(67) (68) (76)

Kemik kalitesi için yapılmış pek çok sınıflama bulunmaktadır ve en sık kullanılanlar; Lekholm ve Zarb'ın(61) 1985 yılında, Misch'in(70) 1988 yılında yaptıkları sınıflamalarıdır. Lekholm ve Zarb'ın yaptıkları sınıflama şu şekildedir (Şekil 2.1.):

- Tip I kemik: Kalın kortikal kemik ve ince spongioz kemikten oluşur. Atrofiye olmuş, dişsiz mandibuler ön bölgede görülür.
- Tip II kemik: Kalın kortikal kemik ve kalın spongioz kemikten oluşur. Mandibuler ön ve arka dişler bölgesi ile maksiller palatinal bölgede görülür.
- Tip III kemik: İnce kortikal kemik ve ince spongioz kemikten oluşur. Maksiller ön ve arka dişler bölgesinde görülür.
- Tip IV kemik: İnce kortikal kemik ve çok boşluklu spongioz kemikten oluşur. Maksiller arka dişler bölgesinde görülür.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik sınıflandırılması

Misch ise 1988 yılında kemiğin lokalizasyonuna göre değil, makroskopik kompakt veya trabeküler karakteristiklerine göre bir sınıflama daha yapmıştır.(70) Buna göre:

- D1: Yoğun kortikal kemik,
- D2: İç kısmında kalın spongioz kemik bulunan poröz kortikal kemik,
- D3: İç kısmında ince spongioz kemik bulunan ince poröz kortikal kemik,
- D4: İnce spongioz kemik,
- D5: Gelişmemiş, mineralize olmamış kemiktir.

2.2.2. İmplant destekli protezler

Protez kavramı, vücutta kaybedilen bir kısmın yapay olarak yerine konulması amacıyla üretilen gereçleri tanımlamaktadır. Dental protezler ile ağız içerisinde kaybedilen yumuşak veya sert dokuların suni materyallerle yerine konması amaçlanmaktadır.(77) Hastaların çiğneme, konuşma, estetik, psikolojik yoksunluklarının giderilmesi, doku devamlılığı ve bütünlüğünün korunması hedeflenerek dental protezler uygulanmaktadır.(78) (79)

Yaygın bir kullanım alanına sahip dental implantlar; serbest sonlu kretler, uzun dişsiz alanlar ve tek diş eksiklikleri gibi farklı dişsizlik koşullarında kullanılmaktadır.(1)

İmplant destekli protezlerin kullanım koşulları aşağıdaki şekillerde olabilir:(80)

Kısmi diş eksikliklerinde:

- Tek diş eksiklikleri için sabit bölümlü protez
- Ara dişsiz boşluklar için sabit bölümlü protez
- Serbest sonlu alanlar için sabit bölümlü protez

Total diş eksikliklerinde:

- İmplant destekli sabit bölümlü protez
- İmplant destekli overdenture protez
- İmplant ve doku destekli overdenture protez

2.2.2.1. Kısmi diş eksiklikleri

2.2.2.1.1. Tek diş eksiklikleri için sabit bölümlü protez

Diş eksikliği konjenital olabileceği gibi, çürük, travma veya periodontal rahatsızlık kaynaklı da görülebilmektedir.(81) Tek diş eksikliklerinin tedavisinde sabit bölümlü protezler, adeziv köprüler, implant destekli restorasyonlar uygulanabilmektedir. Tek diş eksikliği olan vakalarda konvansiyonel sabit protetik restorasyon yapımı için dişsiz boşluğa komşu dişlerin prepare edilip destek olarak kullanılması gerekmektedir. Teknolojinin gelişmesi sonucunda adeziv restorasyonların kullanımı da popüler hale gelmiştir ancak bu restorasyonların, proksimal yüzeylerinin temizliğinde problemlerin ortaya çıkması, desimantasyon görülmesi ve az da olsa dayanak dişlerden aşındırma yapılması gerekliliği gibi dezavantajları vardır.(82) (83) (84)

Dayanak dişlerde redüksiyon gerekliliği gibi nedenlerden dolayı, tek diş eksikliğinin giderilmesi için dental implantların kullanımı idealdir ve protetik üst yapılarında simante veya vidalı sistemler tercih edilebilmektedir.(82) (83)

Tek diş eksikliğinin implant ile rehabilitasyonu ile ilgili bir çok bilimsel çalışma bulunmaktadır. Uzun dönem takipli klinik çalışmalarda implantlar %96 ile %100 arasında değişen oranlarda başarı göstermiştir.(85) (86) (87) (88) Misch, bu çalışmalar temel alındığında 5 yıllık bir zaman diliminde implantların başarısızlık oranınının ortalama %2.8 olduğunu ve bu yaklaşımın köprü şeklindeki protezlerinde 3 yıllık zaman diliminde ortaya çıkan %20'lik, 10 yıllık zaman diliminde ise %50'lik başarısızlık oranı ile karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir.(89)

2.2.2.1.2. Ara dişsiz boşluklar için sabit bölümlü protez

Ara dişsiz boşluklar birden fazla diş kaybı nedeniyle oluşan dişsiz boşluğun her iki tarafında doğal diş bulunan alanlardır. Dişsiz bölgenin lokalizasyonuna, uzunluğuna ve bölgeye gelen oklüzal yüklere göre implant sayısı ve protetik üst yapı tasarımı belirlenmektedir.(90)

2.2.2.1.3. Serbest sonlu alanlar için sabit bölümlü protez

Tek ve çift taraflı serbest sonlu vakalarda özellikle uzun dişsiz alanlar için implant yapılmadığı takdirde tedavi seçeneği hareketli bölümlü protezlerle sınırlı kalmaktadır. İmplant destekli protez planlamasında; karşıt arkta diş varlığı/yokluğu, arklar arası mesafe, estetik gereksinimler ve ekonomik faktörler etkili olmaktadır.(91)

Hareketli bölümlü protezlerle ilişkili klinik takip sonuçlarına göre;

- Destek dişlerin sağlığının 4 yılda %60, 10 yılda %35 azaldığı,
- Destek dişlerin tedavi gereksiminin 5 yılda %60, 10 yılda %80 arttığı,
- Destek dişte mobilite, plak, kanama, çürük artışı,
- Destek dişlerin %44'ünde 10 yıl içinde kayıp,
- Hızlanmış kemik rezorpsiyonu oluştuğu bildirilmektedir.(89)

Attard ve ark.(92) çalışmalarında, serbest sonlu dişsiz ağızlarda uygulanan implant destekli protezlerin 10 yıllık klinik takiplerinde %94 başarı ile sağkalım bildirmektedir. Lekholm ve ark(93) da benzer bir çalışmada implantların başarı oranını %92 olarak bildirmiştir.

2.2.2.2. Total diş eksiklikleri

2.2.2.2.1. İmplant destekli sabit bölümlü protezler

Hastaların ilk tercihleri çoğu zaman implant destekli sabit protezlerdir. Tam dişsizlik vakalarında 6-8 implant, sabit protetik restorasyonlara yeterli desteği sağlamaktadır. Sabit protetik planlama; protez hacminin azalması, bulantı refleksi oluşturmaması, hastanın

proteze alışması ve yaşam kalitesini arttırması bakımından avantajlıdır. Ancak bu tip protetik rehabilitasyonlarda planlamanın zor olması, oral hijyen sağlanmasının güçleşmesi, cerrahi işlemlerin daha komplike olması, protez maliyetinin daha fazla olması gibi dezavantajlar bulunmaktadır. Sert ve yumuşak doku kaybı fazla olan hastalarda implant destekli sabit protezler ile estetiğin sağlanması mümkün olmamaktadır. Bu gibi durumlarda implant destekli hibrit veya hareketli protez tasarımları ile estetik açıdan daha tatmin edici sonuçlar elde edilebilmektedir.(80) (94) (95) (96)

2.2.2.2.2. İmplant destekli ve implant-doku destekli overdenture protezler

Tam dişsizlik vakalarında geleneksel tam protez uygulamaları hasta memnuniyeti ve kullanımı açısından hem diş hekimlerini hem hastaları zorlayan bir tedavi seçeneğidir. Tam protez kullanan hastaların çoğunluğu alt protezlerinin retansiyon ve stabilitesinden memnun olmadığını belirtmektedir.(97)

İmplant destekli ve implant-doku destekli overdenture protezler, genellikle 2-4 implant uygulanması ve implantlar üzerine bağlanan ataşmanlarla uygulanan protez tipidir. İmplant destekli sabit protezlere kıyasla avantajları; planlamanın daha kolay olması, oral hijyen sağlanmasının kolaylığı, daha basit cerrahi işlemler gerektirmesi, ekonomik olması ve ayrıca oluşabilecek estetik problemlerin akrilik kaideyle giderilebilmesi şeklinde sıralanabilmektedir.(80) (94) (95) (96) Özellikle uzun zaman tam protez kullanımına bağlı aşırı kemik rezorbsiyonu görülen, tutuculuk ve stabilitenin bozulduğu yaşlı bireylerde mandibulada implant-doku destekli overdenture protezler endikedir.(95)

Retansiyon ve stabilitenin arttırılması amacıyla alt çeneye uygulanan implant destekli tam protez uygulaması ile büyük oranda başarı sağlandığı bildirilmektedir.(98) 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde gerçekleşen bilimsel toplantıda "McGill Uzlaşısı" olarak bilinen ortak bir görüş üzerinde tartışılmış ve tam dişsizlik vakalarında alt tam protezlerin iki adet kemik içi implantla desteklenmesinin ilk tedavi alternatifi olarak önerilmesi tavsiye edilmiştir.(99)

Geleneksel tam protezlerin dezavantajları; stabilite, retansiyon eksikliği, devam eden kemik yıkımı, çiğneme fonksiyon bozukluğu ve sosyal problemler olarak sıralanabilmektedir.(100) Kordatzis ve ark.(101) 150 hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında, 5 sene sonunda geleneksel mandibuler tam protez kullanan hastalarda kret yüksekliği kaybını ortalama 1,63 mm, implant destekli alt tam protez kullanan hastalarda ise

ortalama 0,69 mm olduğunu bildirmişlerdir. Dolayısıyla, dişsiz bölgelerdeki kemik rezorpsiyonunun azaltılmasında implant destekli protez planlanmasının önemi büyüktür.

İmplant-doku destekli overdenture protezlerin de implant destekli sabit protezlere kıyasla dezavantajları ve kısıtlamaları bulunmaktadır. Sabit restorasyonlar hastaların vücudunun bir parçası haline gelmektedir, hareketli protezlerde ise böyle bir durum söz konusu değildir. İmplant destekli hareketli protez yapımında interark mesafesi kısıtlayıcı bir faktördür ve 12 mm'nin altında mesafe bulunan hastalarda ataşmanların, akrilik kaide ve dişlerin yerleştirilmesi pek mümkün olmamaktadır. Ayrıca hareketli protezlerde protez kenarları ağız tabanına kadar uzanmamaktadır ve protez altına yiyecek sıkışması sıklıkla yaşanan bir diğer problemidir.(102)

İmplant destekli tam protezlerde tutucu ataşman olarak top başlı tutucular, bar tutucular, mıknatıslar veya teleskop destekler kullanılabilmektedir. Ark şekli, implantların boyutu, implantlar arası mesafe, ekonomik faktörler, hastanın oral hijyen alışkanlığı gibi değişkenler tutucu seçiminde etkili olmaktadır. Ayrıca tutucu seçiminde yumuşak dokunun reziliensi de çok önemlidir. Rijit tutucular gelen kuvvetleri direkt olarak implantlara iletilmektedir. Bu nedenle implantların sayıca fazla olduğu hibrit protezlerin kullanılması tavsiye edilmektedir ve bu tip protez tasarımlarına “implant destekli overdenture protezler” adı verilmektedir ve rijit bar ataşman tutucular ile kullanılmaktadır.(94) (103) (104) İmplant-doku destekli overdenture protezlerde ise tutuculardaki esneklik miktarı arttıkça, kuvvetlerin implantlarla birlikte dişsiz krete de iletilmesi sağlanmaktadır. (103) (104)

2.2.2.2.3. All-on-four protokolü

2.2.2.2.3.1. Temel prensipler

Tam dişsiz çenelerde, diş çekimini takiben alveoler kret rezorpsiyonu ilerlemekte ve çene kemiklerinde atrofi gözlenmektedir. Atrofi gözlenen tam dişsiz hastalar; total protezler, implant destekli hareketli veya sabit protezler ile rehabilite edilebilmektedir.(105) Yapılan çalışmalarda implant destekli protez kullanan hastaların memnuniyetinin, geleneksel tam protez kullanan hastalardan daha fazla olduğu bildirilmiştir.(106) (107) (2)

İmplant destekli sabit protez planlanan hastaların alt ve üst çenesinin posterior bölgelerinde ileri derecede atrofi gözlenebilmektedir. Standart boyutlarda implantların uygulanabilmesi için (10-12 mm uzunluk, ~ 3,5 mm çap) cerrahi greft ogmentasyonu gerekmektedir.(2) Ogmentasyon işlemi, rekonstrüksiyonun tipinden bağımsız olarak komplikasyon ve yüksek morbidite riski taşıması, tedavi maliyet ve süresinin uzaması gibi

dezavantajlara sahiptir.(2) All-on-four konseptinde tam dişsiz çeneler yerleştirilen 4 implant üzerine immediat yüklenen sabit protezler ile rehabilite edilmektedir. Bu tedavi protokolünde, alt ve üst çenelerin anterior bölgesine aksiyal olarak 2 implant, posterior bölgede ise protezin kantilever uzunluğunu azaltmak amacıyla distale eğimlendirilecek şekilde açılı yerleştirilmiş 2 implant olmak üzere toplamda 4 implant yerleştirilmektedir.(108) (109)

All-on-four tedavi şekli, yüksek başarı oranına sahip olması, posteriora implantların açılı bir şekilde yerleştirilmesi ile anatomik yapılara zarar verme riskinin azalması, kemik ankrajının artması, kantilever uzunluğunun azaltılması ve biyomekanik açıdan avantajlı olması, daha az sayıda implant gerektirmesi, greft ogmentasyonu gerektirmemesi ve bu nedenle daha düşük maliyetli olması, fonksiyon ve estetiğin anında sağlanabilmesi, sabit veya hareketli daimi protez yapımına olanak sağlaması gibi avantajlara sahiptir.(2) (3) Ancak, cerrahi işlemlerin öncesinde detaylı planlama ve cerrahi splint yapımı gerektirmesi, cerrahi deneyim gerektirmesi, kantilever uzunluğunun bir sınırı olması gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır.(110) (111)

Amerikan Anesteziyoloji Derneği (ASA)'nin 2017'de yaptığı sınıflamaya göre; ASA I ve ASA II skoru ile uyumlu hastalar all-on-four konseptiyle tedavi edilebilmektedir.(112) ASA I, sistemik sorunu olmayan sağlıklı kişileri kapsarken; ASA II sınıfı, cerrahinin girişim gerektiren nedene veya başka bir hastalığa (hipertansiyon, hafif derecede anemi, amfizem, şişmanlık, kronik bronşit, diabet gibi) bağlı hafif sistemik rahatsızlığı olan kişileri kapsamaktadır.(113) Bu tedavi konsepti, rejenerasyon prosedürleri (sinüs lifting, greft ogmentasyonu gibi) uygulanmasını istemeyen hastalarda, alt ve üst çenenin posterior bölgesinde atrofik kemiğin görüldüğü durumlarda uygulanabilmektedir.(114) (115) Tedavi konseptinin uygulanabilmesi için kemik genişliğinin minimum 5 mm olması gerekirken, kanin-kanin arası bölgede minimum kemik yüksekliğinin üst çenede 10 mm, alt çenede 8 mm olması gerekmektedir.(110) Hastanın genel sağlık durumunun iyi olmadığı durumlarda(114) (116) (117), bazı hematolojik hastalıklarda ve koagülasyon bozukluklarında, immünolojik rahatsızlıklarda,(118) kontrol altında olmayan diyabet varlığında,(114) (116) (117) (119) (120) (121) baş boyun bölgesine son 1 yılda radyasyon veya kemoterapi alan hastalarda,(114) (119) (120) (122) bifosfonat kullananlarda,(123) (121) (122) metabolik kemik hastalığı olanlarda,(114) (116) (120) (124) hamilelik ve emzirme dönemlerinde, (114) günde 15 adetten fazla sigara içenlerde,(118) implant yerleştirilmesi düşünülen bölgede akut enfeksiyon varlığında,(114) (118) şiddetli parafonksiyon varlığında,(114) (116) (117) yetersiz oral hijyen ve düşük motivasyonu olan

hastalarda(114) (116) (124) (117) all-on-four tedavi konseptinin uygulanması önerilmemektedir. Cerrahi aşamada, implantların yerleşiminden önce çekim planlanan dişler çekilerek, alveol kreti üzerindeki kemik çıkıntıları düzeltilmelidir.(114) Cerrahi operasyon, klasik flep açılarak veya bilgisayar destekli planlama ile hazırlanan rehberler aracılığıyla da yapılabilmektedir.(114) (119) (118) Son zamanlarda morbiditeyi azaltmak amacıyla prefabrike veya kişiselleştirilen cerrahi rehberler yardımıyla flepsiz cerrahi uygulamalar da yapılabilmektedir.(125) Cerrahi rehberler, implantların doğru açı ve pozisyonda yerleştirilmesini kolaylaştırmaktadır.(118) (124) (126) (127) (128)

4 implanttan, üst çene posterior bölgedeki distal implantlar, üst çene antruma doğru anterior yönde açılarak pozisyonlandırılırken; alt çene posterior bölgedeki distal implantlar, mental foramene doğru anterior yönde açılı pozisyonlandırılırlar.(110) İmplantlar çene kemiğine, anatomik lokasyona göre, 30° ile 45° arasında değişen açılarda yerleştirilmektedir.(110) (112) Literatürde, 0°, 15° ve 30° eğimle yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan gerilim stresleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, 45° açı ile yerleştirilen implantlar çevresinde oluşan gerilim stresleri daha yüksek bulunmuştur.(129) Distal implantlar ark üzerinde ne kadar posteriora doğru açılarak pozisyonlandırılırsa, protezdeki kantilever mesafesi o kadar kısalacak ve implant üzerine gelen stres o kadar azalacaktır.(130) Splintlenmiş ve açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında kortikal ve spongioz kemikte oluşan stres miktarı, açılmasından önceki yerleştirilen ve daha uzun kantilever mesafesi bulunan protezlerin varlığında oluşan stres miktarından daha azdır. Ayrıca distal implantlar açılı yerleştirildiğinde protezin yüzey alanı artmakta ve implantlara iletilen oklüzal yükler azalmaktadır.(131) İmplantlar çene kemiği içine 25-50 Ncm arası kuvvetle torklanarak yerleştirilmektedir. İmmüdiat yükleme, yerleştirilen implantlar etrafındaki mekanik stimülasyonu sağlayarak, kemik mediyatörlerinin salınımını pozitif yönde etkilemektedir.(112) İmplantların yüksek tork ile yerleştirildiği durumda, implant yüzeyinde aşınma oluşmakta ve yüzeyden salınan titanyum debrisleri ve iyonlar nedeniyle yabancı cisim reaksiyonu oluşmaktadır.(132) Farklı kaynaklara göre, all-on-four konseptinde kullanılan implantların boyu 7 mm(133) ile 18 mm(114) (121) (128) arasında değişebilirken, çapları ise 3,3 mm(108) (127) ile 5 mm(134) arasında değişmektedir. Yerleştirilen implantların üzerine düz veya 17°'den 35°'ye kadar değişen açılarda multiunit dayanaklar yerleştirilerek rijit protezin pasif oturtulabilmesi için paralellik sağlanmaya çalışılmaktadır.(110) (119)

2.2.2.2.3.2. İmmediat geçici protez yükleme prosedürü

Literatürde all-on-four sistemine göre planlanmış 4 implantın cerrahi olarak yerleştirilmesinden sonra, 2- 8 saat içerisinde(114) (115) (128) (135) (136), 24 saat içerisinde(137) (138) ve 48 saat içerisinde(119) (120) (124) (139) (140) immediat yükleme yapılan çalışmalar bulunmuştur. İmmediat yüklenen ve implantların splintlendiği bir tam ark restorasyonda, implantların yerleştirilme torku ile elde edilen primer stabilite, osseointegrasyon sürecinin başarısı ve implantların sağ kalımı açısından önem taşımaktadır.(4) İyileşmekte olan kemiğe hafif düzeyde kuvvet uygulanması kemiğin iyileşmesini hızlandırmaktadır.(5) İmmediat yükleme uygulanan hastalara, kantilever içermeyen veya minimum uzunlukta kantilever içeren, akrilik veya polimerik protez materyallerinden hazırlanan sabit geçici protezler uygulanmaktadır.(110) (141) Geçici protezler ağız içerisinde 15 Ncm tork ile sabitlenmektedir. Geçici protez yapılan hastaların; 1 hafta, 3 hafta ve 3 aylık kontrollerinin yapılması çok önemlidir.(110)

2.2.2.2.3.3. Daimi protez uygulama prosedürü

Genellikle hastalar 4-6 ay geçici protez kullandıktan sonra daimi protezlerin yapımına başlanmaktadır.(112) Daimi protezler; metal destekli porselen kronlar, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile üretilmiş zirkonya veya titanyum alt yapı üzerine simante edilen kronlar veya akrilik rezin dişlerin kullanıldığı sabit protez şeklinde tasarlanabildiği gibi, hareketli tutucularla bağlanan overdenture protezler şeklinde de tasarlanabilmektedir.(110) Farklı kaynaklara göre daimi protezleri dayanaklara bağlayan vidalarının 10-20 Ncm kuvvetle torklanması gerektiği bildirilmiştir.(114) (119) (121) (142) Protezde kantilever bölgesine gelen oklüzal yükler, yükün uygulandığı bölgeye en yakın distal implantlarda bir menteşe hareketi yaratmaktadır.(143) Distal kantilever uzunluğunun artmasıyla protezde deformasyon, kırılma, vida gevşemesi, vida kırılması, akrilik rezin dişlerde kırılma meydana gelebilmektedir.(110) İmplant destekli sabit protezlerde kantilever uzunluğu, implantlar arası anterior-posterior (AP) mesafenin 1,5 katından fazla olmamalıdır. Kantilever mesafesinin, alt çenede 10-12 mm' yi, nispeten düşük kemik yoğunluğuna sahip olan üst çenede ise 6-8 mm' yi geçmemesi önerilmektedir.(110) (144) Malhotra ve ark.(145) all-on-four konseptinde farklı açı ve farklı kantilever uzunluğuna sahip protez tasarımlarında stres analizlerini 3 boyutlu SEA ile değerlendirdikleri çalışmalarında, 4 mm ve 12 mm kantilever uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamışlardır.(146)

2.2.2.2.3.4. All-on-four protokolüne uygun protezlerde oklüzyon

All-on-four protokolünde daimi protez oklüzyonu düzenlenirken karşıt çenede doğal dişlenme, sabit veya hareketli protez varlığına bağlı olarak oklüzyon tipi değişiklik gösterebilmektedir.(147) Taruna ve ark.(110) (141) all-on-four tedavi konseptini anlattıkları kitaplarında;

-sentrikte dişlerde eş zamanlı, bilateral nokta temaslar sağlanmasını,

-lateral hareketlerde karşıt çenede;

- doğal dentisyon varlığında kanin rehberliği,
- posteriorda sabit protez varlığında grup fonksiyonlu oklüzyon oluşturulması,
- tam protez, implant destekli overdenture protez veya serbest sonlu hareketli bölümlü protez varlığında ise en distaldeki diş oklüzyondan düşürülerek, lateral hareketlerde dengeleyici temasların oluşturulmasını önermişlerdir.

Türker ve ark.'ın(148) all-on-four protez tasarımında oklüzyon tiplerinin kıyasladığı SEA çalışmalarında; kanin koruyuculu, grup fonksiyonlu, bilateral balanslı, lingualize, monoplan oklüzyon düzenleri karşılaştırılmıştır. Grup fonksiyonlu oklüzyonun dayanak, vida ve protezde gerilimi azalttığı gözlenmiştir. Kortikal kemikte oluşan stres değeri ise en düşük kanin koruyuculu oklüzyon tipinde gözlenmiştir.

Yapılan çalışmalarda tedavileri tamamlanan hastalara uygulanan anketlerde hastaların fonksiyonel, estetik, fonetik ve psikolojik açıdan tedavi sonucundan memnun kaldığı belirtilmiştir.(119) (120) (121) (135) (142)

2.3. Polimerik Protez Materyalleri

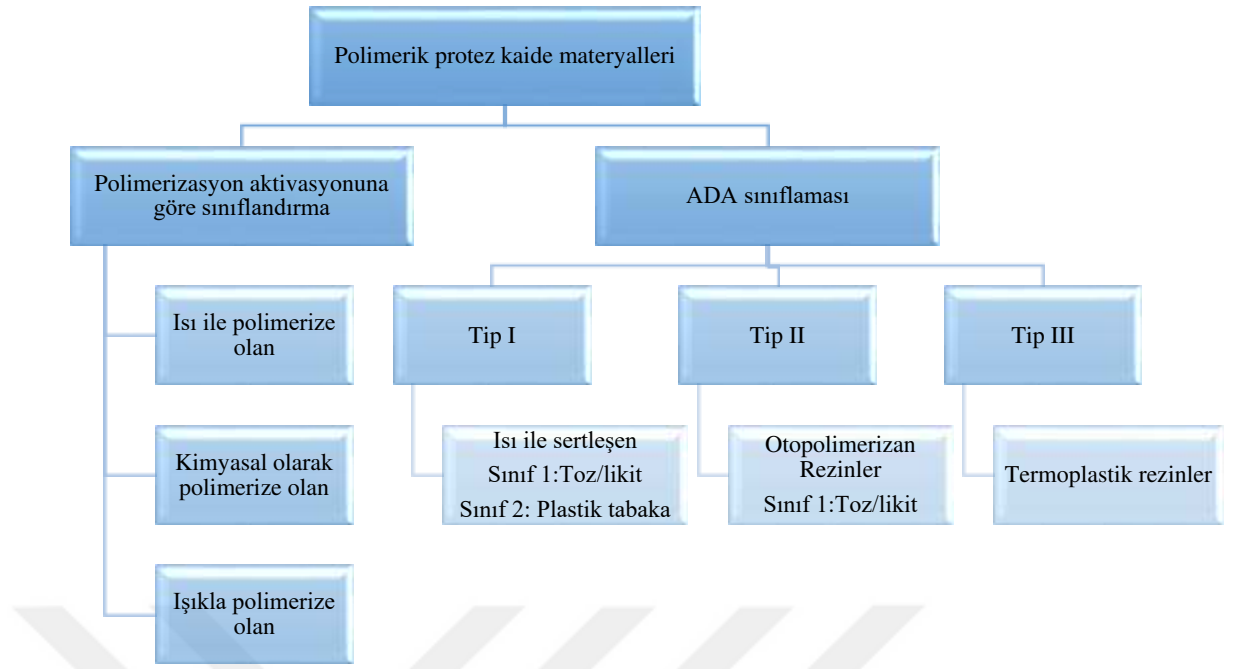
Diş hekimliğinde temel malzemelerden biri olan polimerler, iyi fiziksel, mekanik ve biyouyumluluk özelliklerine sahiptir. Polimerlerden hareketli apareyler, sabit restorasyonlar ve protez kaideleri üretilebilmektedir.(149) (150) Polimetilmetakrilat (PMMA) en yaygın kullanımı olan polimerik protez materyalidir. Polieterketonketon (PEKK) ve polietereterketon (PEEK), poliarileterketon (PAEK) ailesinin en iyi bilinen iki türevidir. PAEK ailesi termoplastik polimerlerdir ve 1980'lerden bu yana mühendislik alanında kullanılmakta olup iyi mekanik ve kimyasal özellikler göstermektedirler.(151)

2.3.1. Polimetilmetakrilat (PMMA)

Dental protezler ile kaybedilen dişler ve çevre dokuların yerine konması, stomatognatik sistemin korunması, estetik, fonetik ve fonksiyonel gereksinimlerin karşılanması amaçlanmaktadır. Protez kaidesi, hareketli protezlerin yumuşak dokularla temas eden bölümüdür. Protez kaidesi olarak akrilik rezinlerin 1937 yılında kullanılmasından önce bu amaçla pek çok materyal kullanılmıştır. Bu materyaller; vulkanit, nitroselüloz, vinil plastik, formaldehit ve porselen gibi malzemelerdir.(152) (153) Günümüzde ise diş hekimliğinde yaygın olarak protez kaide rezini olarak PMMA kullanılmaktadır.(154) Akrilik rezinlerin estetik özellikleri, uygulama ve tamir kolaylığı gibi avantajları mevcuttur. Transvers, çarpma, yorulma dayanımının düşük olması gibi zayıf mekanik özellikleri ise dezavantaj olarak değerlendirilir.(155)

2.3.1.1.PMMA'nın kimyasal özellikleri ve sınıflandırması

PMMA'nın Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği (IUPAC)'ne göre adı poli (1-[metoksi karbonil]-1-metil etilen)'dir ve polimetil metakrilata ($C_5O_2H_8$)n serbest radikal eklenmesi ve metil metakrilatın ($C_5O_2H_8$) polimerizasyonu ile hazırlanan sentetik bir polimerdir.(156) Polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal olarak veya enerji ile (ısı, ışık, mikrodalgalar gibi) bir serbest radikal üreterek başlatılmakta ve aktive edilmektedir. Yayılma aşamasında, aktive edilmiş polimerizasyon, monomerlerin bağlanması ve ardından serbest elektronların zincir ucuna kaydırılarak sonlandırılması yoluyla devam etmektedir. Monomere kimyasal inhibitörlerin (hidrokinon veya metil-eter) eklenmesi gibi polimerizasyon reaksiyonunu sonlandırabilen çeşitli mekanizmalar bulunmaktadır. Benzer şekilde, monomerde bulunan herhangi bir safsızlık, serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyonu engelleyebilmektedir.(157) American Dental Association (ADA) 12 (158) (159) Spesifikasyonuna göre, protez kaidesi polimerleri mekanizmalarına göre sınıflandırılmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonunun aktivasyonuna bağlı olarak, polimerizasyon reaksiyonları ve bileşimleri açısından birbirinden farklı olabilen üç ana protez kaide polimeri türü vardır (Şekil 2.2.)(160) (161) .



Şekil 2.2. Polimerizasyon aktivasyonuna ve ADA spesifikasyonuna göre sınıflandırılması

2.3.1.2. PMMA'nın mekanik özellikleri

PMMA'nın özellikle transvers, çarpma ve yorulma dayanımının düşük olması nedeniyle bazı dezavantajları bulunmaktadır.(162) (163) PMMA'nın negatif özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla akrilik kaideye cam, karbon, polipropilen ve polietilen fiberler ilave edilerek güçlendirilmiş akrilik rezinler üretilmektedir. Güçlendirilmiş akrilik rezinler, geleneksel rezinlere kıyasla çok yüksek çarpma, basma, transvers ve yorulma dayanımına sahiptir.(164) (165)

PMMA yüksek dayanıklılık, iyi optik özellikler, boyutsal stabilite ve düşük su absorbe etme gibi olumlu özelliklere sahiptir.(166) PMMA'nın Knopp sertlik değeri 18-20, çekme dayanımı 59 MPa, elastiklik modülü 2400 MPa, özgül ağırlığı 1,19 gr/ml' dir.(167)

2.3.1.3. PMMA'nın kullanım alanları

Geçmişte yalnızca protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezin, günümüzde protetik tedavide hareketli protezlerde kaide materyali, suni diş üretimi, tamir, rebazaj, astarlama materyali olarak, kron-köprü protezlerinde faset materyali olarak, kişisel ölçü

kaşığı yapımında, okluzal splint eldesinde, 3D (3 boyutlu) yazıcı veya milledme ile model eldesinde, geçici kron yapımında ve obturatör yapımında kullanılmaktadır.(161) (167)

2.3.2. Polietereeterketon (PEEK)

PEEK, yüksek sıcaklık dayanımı (300 °C'yi aşan), yüksek mekanik ve kimyasal direnci olan PAEK polimer ailesinin bir üyesidir.(168) 1980'li yıllarda bu polimerin yüksek potansiyeli ve mekanik özelliklerinin öne çıkması ile birlikte, üretici firmalar da bu polimer materyali geliştirme çalışmaları başlatmıştır.(169) Bu çalışmalar arasında DuPont tarafından geliştirilen PEKK ve Hoechst tarafından geliştirilen Polietereeterketonketon (PEEKK) öne çıkmıştır.(170) PEEK doğal olarak radyolüsent olup bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve X-ray gibi görüntüleme teknikleriyle uyumludur. PEEK'in radyoopasitesi alt yapıyı uzaklaştırma veya değiştirmeye gerek kalmadan klinik hastalıkların muayene, tanı ve tedavisine olanak tanır. Bu nedenle PEEK ortopedik, spinal ve travma implantlarında geleneksel metalik malzemelerin (titanyum ve paslanmaz çelik gibi) yerine alternatif olarak geliştirilmiştir.(171) (151)

PEEK çözünme direnci, ısıya dayanıklılık, mükemmel elektriksel izolasyon, yüksek yorulma direnci ve iyi aşınma direnci gibi avantajlı mekanik özelliklerinden dolayı otomotiv, elektronik, havacılık ve tıbbi ekipman gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.(172)

Yapılan araştırmalarda(173) (174) PEEK'in in vitro ortamda fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılık gösterdiği kanıtlanmıştır. Lieberman ve ark.'ın(175), PEEK, PMMA ve kompozit rezini karşılaştırdığı çalışmalarında, çözünürlük ve su absorpsiyon bakımından PEEK'in daha iyi değerlere sahip olduğunu göstermiştir. PEEK'in eğilme modülü 140-170 MPa, yoğunluğu 1300 kg/m³ ve ısı iletkenliği 0.29 W/mK 'dir.(176)

PEEK materyalinin en önemli özelliği, elastik modülünün insan kemiğine yakın (3-4 GPa) olmasıdır.(177) Titanyum ve alaşımları, kemikten çok daha yüksek elastik modülüne sahip olduğundan dolayı dokular üzerinde ciddi bir gerilim oluşturmaktadır.(178) Doldurucusuz PEEK yaklaşık 4 GP elastik modüle ve 100 MPa gerilim direncine sahiptir. Dental implant materyali ve özellikle üst yapılar için kullanılan PEEK'in daha yüksek elastik modüle sahip olması beklenmektedir. PEEK materyalinin elastik modülünü gerek kortikal kemik gerekse spongioz kemiğin elastik modülüne yaklaştırmak için çeşitli yapısal katkı maddeleri kullanılmaktadır. PEEK farklı doldurucuların [karbon, çeşitli uzunluklarda cam fiberler, %30'a varan baryum sulfat (BaSO₄) ve titanyum dioksit (TiO₂) gibi küresel dolgu

parçacıkları] katılmasıyla kolaylıkla modifiye edilebilmektedir. Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiber takviyeli PEEK (GFR-PEEK) gibi çeşitli PEEK kompozitleri geliştirilmiş ve elastik modülü; CFR-PEEK için 18 GPa'a, GFR-PEEK için 12 GPa'a kadar çıkartılmıştır.(178) (179) CFR-PEEK, modern görüntüleme yöntemleriyle uyumu, mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sonucunda tıbbi implant üretiminde dikkat çeken bir duruma gelmiştir. CFR-PEEK'in elastik modülü, kortikal kemik ve dentin dokusuna benzerdir, bu nedenle PEEK polimeri implant malzemesi olarak kullanılan titanyumla karşılaştırıldığında daha az gerilme direnci göstermektedir.(180)

2.3.2.1. İmplant dayanağı olarak PEEK kullanımı

PEEK materyalinin modifikasyonu sayesinde implant iyileşme başlıkları, geçici ve kişisel dayanaklar üretilmektedir ve genellikle geçici üst yapı restorasyonları için kullanılmaktadır.(181) PEEK materyalinin elastik modülünün kemiğe yakın olması, implantlara gelen kuvvetlerin daha iyi paylaştırılmasını sağlamaktadır ve sonuç olarak kemiğe iletilen stres azalarak kemik remodelasyonu hızlanmaktadır. Koutouzis ve ark.(182)'in randomize kontrollü klinik çalışmasında PEEK ve titanyum dayanaklar etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu açısından anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca, PEEK dayanakların oral mikrobiyal flora bağlantısı titanyum, zirkonya ve PMMA'dan üretilenlere benzerdir.(183)

2.3.2.2. Hareketli protezlerde PEEK kullanımı

Hareketli protezlerin yapımında kullanılan % 20 seramik lifler içeren modifiye PEEK malzemesi (BioHPP; Bredent GmbH, Senden, Almanya) yüksek biyouyumluluk, iyi mekanik özellikler, yüksek sıcaklık direnci ve kimyasal stabilite sunan yüksek performanslı bir polimer haline gelmektedir. Bu malzeme 4 GPa elastik modülü nedeniyle, kemik kadar elastik olduğundan dayanak dişlere aktarılan gerilme azaltılabilmektedir. Bu polimer malzemenin, metalik tadı ve alerjik reaksiyonlarının olmaması, yüksek parlatılabilirlik özelliğinin, iyi aşınma direncinin ve düşük plak afinitesi olması gibi avantajları vardır.(184) PEEK materyali ile ilgili yapılan in vitro çalışmaların sonuçları, 1200 N'dan yüksek kırılma değerleri göstermesine rağmen, hareketli protez altyapısı olarak kullanıldığında yorgunluk stresi altında nasıl bir davranışta bulunduğu dair bilimsel bir kanıt bulunmamaktadır.(185) (186)

2.3.2.3. Kron ve köprülerde PEEK kullanımı

Hastaların artan estetik beklentileri, metal içermeyen restorasyonların geliştirilmesi ve kullanımının yaygınlaşmasında önem kazanmaktadır. PEEK metalik olmayan rengi, düşük ağırlık ve yüksek mukavemetinden dolayı sabit bölümlü protezler için geleneksel metal destekli porselenlere alternatif bir materyal olarak kullanılmaktadır.(187) PEEK biyouyumludur ve doğal dişe yakın renktedir ancak düşük translüsensi ve grimsi pigmentasyon problemleri nedeniyle estetik kompozit rezinlerle kaplanması gerekmektedir. Bu nedenle PEEK kron ve köprüler monoblok olarak üretilmemektedir.(188)

2.3.3. Polieterketonketon (PEKK)

PEKK, çeşitli alanlarda kullanılabilen avantajlı mekanik özellikleri nedeniyle araştırmacıların ilgisini çeken yeni polimerik bir malzemedir.(180) PEKK, metakrilat içermeyen yüksek performanslı termoplastik bir polimerdir. 1962 yılında ilk olarak Bonner tarafından tanıtılmış olup(189), günümüze kadar askeri ve farklı endüstriyel sektörlerde kullanım alanı bulmuştur.(190) Son yıllarda medikal ve dental uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır.(191) Geniş yelpazedeki biyomedikal uygulamaları, yüksek mekanik mukavemetinden ve yüzey modifikasyonuna izin veren ikinci keton grubunun varlığından kaynaklanmaktadır.

2.3.3.1. PEKK'in yapısı ve sentezi

PAEK, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen ile temsil edilen doğrusal bir aromatik polieter ketondur. PEEK ve PEKK, eter ve keto grubu oranında farklılık gösteren aromatik halkalara sahiptir.(192) PEKK, ikinci bir keton grubuna sahiptir ve bu yapısal farklılık, polaritesini ve sertliğini arttırmakta olup ve böylece cam faza geçiş ve erime sıcaklığında artışa neden olmaktadır.(193) Ek olarak, PEKK'de ekstra keton grubunun bulunmasından dolayı PEKK, güçlü polimer zincirine sahiptir dolayısıyla basınç dayanımı gibi iyi fiziksel ve mekanik özellikler göstermektedir.(194) PEKK bir astar termoplastik polimerdir ve eter veya keton grupları tarafından ardışık olarak bağlanan bir benzen halkasından oluşmaktadır.(195) PEKK, alüminyum klorür ($AlCl_3$) ve nitrobenzen ile difenil

eter ve izo- ve tereftaloil klorürlerden üretilebilmektedir.(193) Ayrıca PEKK'in hem amorf hem de kristalin davranış göstermesi farklı ürünlerin üretilmesini sağlamaktadır.

2.3.3.2. PEKK'in fiziksel ve mekanik özellikleri

PEKK, diğer polimerik malzemelere göre daha yüksek erime sıcaklığı ve basınç dayanımı gibi mükemmel fiziksel ve mekanik özellikler göstermektedir.(194) Saf ve cam takviyeli PEEK ile karşılaştırıldığında, PEKK eğilme, çekme ve basınç dayanımı açısından daha iyi mekanik özellikler göstermektedir.(196) Bir PEKK ürünü olan Pekkton® fildişi (Cendres+Métaux, SA, İsviçre), takviyesiz PEEK'e kıyasla %80 daha yüksek basınç dayanımına sahiptir.(197) PEKK'e titanyum dioksit (TiO₂) eklenmesi sertliği ve aşınma direncini arttırmaktadır.(198) PEKK'in uygun mukavemet (65 MPa) ve kırılma direnci özelliklerine sahip şok absorbansı, restoratif materyal olarak kullanılma olasılığını yükseltmektedir.(199) (200) PEKK'in elastik modülü dentinden düşüktür ancak PEKK'e benzer şekilde kemik ile kıyaslanabilir düzeydedir.(200) Bu nedenle PEKK, iyi mekanik özellikleri nedeniyle dental implant biyomateryali olarak kullanılabilir. Alsadon ve ark.(196) veneerlenen PEKK kronların yorulma davranışını Zirkonya ve Nikel-Krom altyapılı kronlarla karşılaştırmıştır. PEKK'in (754 N), Zirkonya (422 N) ve Nikel-Krom (586 N) ile karşılaştırıldığında yorgunluk sınırının oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir. Benzer şekilde, PEKK kompozit kaplamalı molar kronların yorulma sınırı da Kobalt-Krom ve PMMA (750N) ile karşılaştırılabilir düzeydedir.

2.3.3.3. PEKK'in biyolojik özellikler

PEKK'in biyoyumluluğu mükemmeldir ve titanyuma alternatif olarak ortopedik uygulamalarda kullanımı umut vericidir.(195) (201) (202) FDA tarafından maksillofasiyal ve spinal cerrahi alanlarında kullanımı onaylanmıştır.(203) PEKK, diş hekimliğinde protez ve implant biyomateryali olarak yaygın olarak kullanılmaktadır. Metal içermeyen restorasyonlar yapılabildiğinden alerjisi olan hastalar için iyi bir alternatif oluşturur.(199) Yuan ve ark.(204) implant malzemesi olarak kullanılabilen PEKK'in osteointegrasyonunu yüzey mikroyapısı açısından araştırmış ve PEKK'deki ikinci keton grubunun yüzeydeki kimyasal modifikasyon oluşturma yeteneğini arttırdığı bildirilmiştir. PEKK'de daha fazla sayıda keton grubunun varlığı, PEEK'den daha fazla olacağından hücre davranışı ve osteointegrasyonu etkileyecek olan geniş yüzey alanı ve mikro pürüzlü yüzey PEKK'de daha

fazla görülmektedir.(205) Bu sayede yüzey gözenekliliği artarak hidroksiapatitin (HA) tutunmasını sağlamaktadır.(204) Biyoaktif PAEK'in yüzey modifikasyonu malzemesi, beta-trikalsiyum fosfat (β -TCP), hidroksiapatit (HA) ve biyoaktif cam (BG) gibi çeşitli biyoaktif seramikler kullanılarak elde edilebilmektedir. Converse ve ark.(206), HA takviyeli gözenekli PEKK geliştirmek için basınçlı muflalama, partikül süzme, tozların işlenmesi gibi farklı yöntemlerin kombinasyonunu kullanmıştır. Kaplanmamış PEEK ile karşılaştırıldığında, Walsh ve ark.(207) plazma püskürtmeli titanyum kullanılarak PEEK kaplamanın implantasyondan sonra kemik-implant arayüzünün histolojik ve mekanik özelliklerini iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Antibakteriyel aktivite ile ilgili olarak, Wang'a göre(191) PEKK, PEEK'e kıyasla yüzeyinde daha az bakteri adezyonunu göstermektedir. Ayrıca Moore ve ark.(208)'ın sıçanlar üzerinde yaptıkları bir çalışmada, PMMA'ya kıyasla PEKK'de daha az inflamatuvar yanıt oluştuğunu bulmuşlardır.

2.3.3.4. PEKK'in implant biyomateriyali, dayanak ve üst yapı materyali olarak kullanımı

PEKK yüksek performanslı izoelastik bir materyal olması nedeniyle, oral implantoloji uygulamalar için yüksek potansiyele sahiptir.(199) Yeterli mukavemet, hafiflik, yüksek aşınma direnci ve dentine yakın elastik modüle sahip olma avantajlarını taşımaktadır.(209) Termoplastik rezinlerden üretilen dental implantlar, kemik teması yüzdeleri için kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir.(210) Oral implantolojide, implant dayanağı(202) (211) implant destekli protezlerde için çerçeve materyali(197) (212) (213) implant destekli kron materyali(197) ve implant biyomateriyali(202) olarak kullanılabilir. PEKK implantlar metal içermezler ve titanyum implantlara alternatif bir seçenek oluştururlar.(202) PEKK dayanakların avantajı ise uyumlama yoluyla modifiye edilebilmesi ve farklı kaplama materyalleriyle uyumlu olmalarıdır.(197) İmplant destekli tam ark sabit protezlerin (ICFDP) karşıt arkında geleneksel tam protez (CCD) uygulandığında, implantların yüklemesini takip eden birkaç yıl içerisinde suni akrilik dişlerde aşınmaya bağlı olarak posterior dişlerde boyut kaybı gözlenebilmektedir. Bu soruna daha çok geleneksel tam protezlerde (%47.7), daha az olarak da ICFDP'de (%19.6) rastlanmaktadır.(214) (215) Böyle vakalarda, monolitik zirkonya dişler, aşınma direncini artırmak için tam proteze veya implant destekli proteze dahil edilebilmektedir.(216) (217) (218) (219) Dawson ve ark.(212) PEKK'i, tam protezlerin çerçevesi ve tam ark implant destekli protezlerde lityum disilikat kronların altyapı materyali olarak kullanmışlardır.

PEKK ayrıca maksillofasiyal rehabilitasyonda da kullanılabilir.(220) PEKK çerçeve, çekme gerilimine kıyasla basma gerilimi altında implant ve dokuya daha az stres iletir.(221)

2.3.3.5. PEKK'in sabit protezlerde kullanımı

PEKK düşük yoğunluğa, düşük elastik modüle, yüksek mukavemete ve kabul edilebilir aşınma direncine sahiptir. Bu nedenle sabit protezlerin yapımında kullanılabilir.(209) (222) Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojileri modern restoratif yapıların üretimini kolaylaştırmıştır.(223) (224) Son zamanlarda, PEKK'den üretilen protetik restorasyonların üretiminde de CAD/CAM teknolojileri kullanılmaktadır.(223) (225) (226) Fildişi rengindeki PEKK monolitik olarak veya indirekt kompozit ile veneerlenerek iki katmanlı şekilde kullanılmaktadır.(197)

PEKK altyapıların iç yüzeyine uygulanan işlemler ve farklı simantasyon sistemlerinin kullanımında dişle bağlantısı geliştirilmiştir.(190) (227) (228) Lee ve ark.(227) PEKK'in bağlanma dayanımını incelemiştir ve PEKK ile üretilen restorasyonların simantasyonunda çeşitli yüzey işlemlerinin rezin kompozit ile bağlantısını arttırdığını ve mekanik yüzey işleminin (110 µm ve 50 µm alumina ile kumlama) kimyasal yüzey işleminden (%95 sülfürik asit uygulaması) daha olumlu sonuç verdiğini bulmuşlardır. Diğer adezivlerden farklı olarak, 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat ve silan içeren self-etch universal adeziv (Single Bond Universal) tüm işlemleri arasında en iyi kesme bağlanma dayanımını göstermiştir. Benzer şekilde, kumlama ile termal olmayan plazma yüzey modifikasyonu, rezin siman ve PEKK arasındaki kesme bağlanma gücünü arttırmıştır.(229) Üniversal siman, PEKK restorasyonların simantasyonu için visio-link (hafif polimerize edici PMMA ve kompozit rezin primeri) ile benzer bağlanma dayanımı göstermektedir.(230) Dental restorasyonunun marjinal uyumu, protetik diş hekimliğinde bir diğer önemli faktördür. Kötü marjinal uyum plak birikimine, tekrarlayan çürüklere ve restorasyonun başarısız olmasına neden olmaktadır.(231) (232) Birkaç araştırmacı, CAD/CAM ile üretilen sabit restorasyonlar için kabul edilebilir marjinal uyumsuzluk olarak 24-110 µm olarak bildirilmiştir.(233) (234) Bae ve ark.(223) PEKK'den üretilen kopinglerin marjinal iç uyumunun 51.64 ± 1.5 (36.12 ± 1.34) µm ve zirkonya kopinglerin ise 69.62 ± 8.11 (41.6 ± 1.63) µm olduğu bildirilmiştir.

Dental restorasyonların karşıt dentisyonda oluşturduğu aşınmalar restoratif materyallerin tipine göre değişmektedir. İdeal olarak, dental restorasyonlardan kaynaklanan

aşınma, dişlerin fizyolojik aşınmasından daha fazla olmamalıdır. Diş/mine aşınmasının zararlı ve geri döndürülemez sonuçlarını en aza indirmek veya geciktirmek için, diş minesine neredeyse benzer bir sertlik derecesine sahip restoratif materyallerin seçimi önemlidir.(235) (236) Choi ve ark.(237) CAD/CAM ile üretilen beş materyali karşılaştırmış ve polimerik restorasyonların karşıt diş aşınması üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Bu materyaller: Pektkon (PEKK), Yamahachi PMMA (YAP), Mazic Duro (MZD), Vipi Block Monocolor (VBM) ve Vita Enamik (ENA)'tir. Materyaller arasında en fazla madde kaybı PEKK'de gözlenirken aynı zamanda en az antagonist diş aşınmasına neden olan materyal de yine PEKK olmuştur. PEKK malzemeden üretilen kronlar, zirkonya, hibrit seramik ve rezin nanoseramik kronlardan daha yüksek aşınma göstermektedir. Spesifik bir klinik durum için uygun restoratif materyal seçimi yapılırken materyal aşınması veya karşıt diş aşınması göz önünde bulundurulmalıdır.(237) (238)

2.4. Biyomekanik

2.4.1. Kuvvet

Kuvvet, herhangi bir cismin yönünü, hızını ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanmaktadır. Büyüklük, süre, yön, tip ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvettir (kgf). 1 kgf, 9,8 N'a karşılık gelir. Formülü F (kuvvet) = m (kütle) x a (ivme) 'dir. Kuvvet tipleri; sıkışma (baskı/compressive), gerilme (çekme/tensile) ve makaslama (kayma/shear) olarak 3 gruba ayrılmaktadır. Baskı kuvvetleri cisim yapısındaki partikülleri bir araya getirmeye zorlamaktadır, çekme kuvveti partiküllerin birbirinden uzaklaşmasına, makaslama kuvvetleri ise birbiri üzerinde kaymalarına neden olmaktadır.

2.4.2. Kütle ve ağırlık

Bir cismi meydana getiren madde miktarına kütle denilmektedir. Cismin ivme kazanmaya karşı koyduğu direnç olarak da tanımlanmaktadır. Ağırlık ise, cisim üzerindeki yerçekimi kuvvetidir. Kütle ve ağırlık, tanım olarak benzerlik gösterse de kütle yerçekiminden bağımsızdır ve değişmeyen bir özelliktir.

2.4.3. Gerilme (stres)

Birim alana düşen kuvvet miktarı gerilme veya stres olarak adlandırılmaktadır. Dolayısıyla stres büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır.(239) (240) (50) Cisme bir yönde kuvvet uygulandığında, cisim içinde ters yönde kuvvet miktarıyla aynı miktarda bir tepki gerilmesi oluşmaktadır. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilmektedir. Uygulanan kuvvet ve oluşan gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılmaktadır.(241)

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formülize edilmektedir. Birimi Paskal'dır ($P = N/m^2$). Çalışmalarda genellikle gerilme birimi Megapaskal olarak geçmektedir. 1 MPa, $1N/mm^2$ 'ye eşittir.(242) (243) Kuvvet cisim üzerine çok farklı açı ve yönlerden gelebilmektedir. Bu kuvvetlerin bileşenleri sonucu stres türü ortaya çıkmaktadır. Cisme dik olarak uygulanan kuvvetler, cisim içinde dik (normal) stresleri yaratırken horizontal veya teğet olarak gelen kuvvetler ise makaslama (kayma/shear) streslerine neden olmaktadır.

Dik gelen stresler doğrultularına göre sıkışma (baskı) veya uzama (çekme) etkisi oluştururlar. Aynı doğrultuda ancak farklı yönlerde uygulanan kuvvetler cisimde uzamaya neden olurlar. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç, uzama stresi (tensile stress)' dir. Eğer cisme uygulanan kuvvet aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde ise, bu durumda cisim içinde baskı stresi (compressive stress) oluşur.(244) (245) (246) Normal gerilimler " σ " sembolü ile, kayma gerilimleri ise " τ " ile sembolize edilirler. Cisim üzerinde oluşan stresler genelde tek başına oluşmaz, bir kuvvet baskın olmakla beraber, 3 kuvvet de aynı anda mevcuttur. Bu streslere birleşik (kompleks) stresler denilmektedir.(166) (247)

2.4.4. Gerinim (strain)

Cisme kuvvet uygulandığında ve stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişim, elastik veya plastik fiziksel deformasyon olarak tanımlanmaktadır. Gerinim uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur.(248) Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline dönmektedir. Plastik gerinim ise geri dönülemez bir olaydır ve cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalara yol açmaktadır.(166) (249)

Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil, yalnızca orandır.(167) (248)

2.4.5. Elastisite (Young's) modülü

Kuvvet altında bir cisim üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme yetisine “elastisite” denilmektedir. İlk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denilmektedir.(250) (251) Elastisite modülü = gerilme / gerinim olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü verir ve birimi Gigapaskal (GPa)’dır.(248) Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülmektedir. Her maddenin kendine özgü elastisite modülü vardır.(248)

Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artmaktadır. Aynı kuvvetler altında yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, düşük elastisite modüle sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır.(248)

2.4.6. Hooke kanunu

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

Hooke kanununa göre;

$$\sigma = P / AE$$

σ : cismin toplam uzaması

P: cismi uzatan kuvvet

l: cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin elastisite modülü

Formülden de anlaşılabacağı gibi, cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı iken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır.(248)

2.4.7. Poisson oranı (Poisson's ratio)

Elastik sınırlar içinde kuvvete lateral gerinimin, aksiyal gerinime oranıdır.(252) Başka bir tanımla; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranı “Poisson oranı” olarak ifade edilmektedir ve “ ν ” ile sembolize edilmektedir.

Poisson oranı, tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisimler için ayırt edici bir özelliktir. Örnek olarak gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek gösterilebilir.(248) (241)

2.4.8. Kuvvet analizi yöntemleri

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi(253)

2.4.8.1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi

Modelde oluşan iç baskı ve gerilimi gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren, gerilimin doğrudan incelenmesine olanak sağlayan bir kuvvet analiz yöntemidir. Restoratif ve endodontik tedavilerde, implant tedavilerinde meydana gelebilecek stres dağılımı araştırılırken tercih edilmektedir.(253)

Yöntemin avantajları; ucuz ve kolay kullanımı, mekanik komplikasyonlarla ilgili fikir vermesi olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise; fotoelastik rezin kullanımı gerekliliği, in vivo çalışmalarda kullanılamaması olarak bildirilmiştir.(254)

2.4.8.2. Gerinim ölçer (strain gauge) kuvvet analiz yöntemi

Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektronik özellikli aletler kullanarak yük altındaki cisimlerde oluşabilecek doğrusal şekil değişikliklerinin incelendiği bir analiz yöntemidir. Diş hekimliğinde; kompozit materyaldeki polimerizasyon büzülmesinin değerlendirilmesi, implant vidalarında öncül yüklemelerin incelenmesi, farklı ölçü tekniklerinin karşılaştırılması gibi durumlarda kullanılmaktadır.(252)

Yöntemin avantajları; in vivo çalışmalarda kullanılabilmesi, nicel değerlendirmeye imkan sağlaması, elde edilen verilerin matematiksel hesaplamalarda kullanılabilmesi olarak bildirilmiştir. Dezavantajları ise; gerinim ölçer aletlerin boyutları nedeniyle küçük objelerde

kullanılamaması ve farklı kuvvetler benzer tek yönlü gerinim ölçüm sonuçları verebilmesidir.(254)

2.4.8.3. Kırılğan vernik (brittle lacquer) kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntem modelin üzerine özel bir vernik sürülerek fırınlanması ardından kuvvet yüklemesi şeklinde uygulanmaktadır. Kuvvet uygulaması sonrası model üzerinde oluşan çatlaklar kuvvet hattının doğrultusunun tespit edilmesini sağlamaktadır.(253) Serbest sonlanan protez vakalarında meydana gelen gerilim dağılımlarının tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda bu yöntemden yararlanılmıştır.(255) (256) Hazırlanan modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilim dağılımlarının incelenememesi bu yöntemin dezavantajları olarak bildirilmektedir.(256)

2.4.8.4. Holografik interferometri ile kuvvet analizi yöntemi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Yöntem, yüzey deformasyonlarının nanometre (nm) boyutunda algılanarak ışık saçaklarına dönüştürülmesiyle uygulanmaktadır.(253) Diş hekimliğinde, ortodontide kuvvet oluşturmak amacıyla kullanılan malzemelerin, sabit ve hareketli protezlerin yapımında kullanılan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ancak sabit restorasyonlarda destek dokularda meydana gelen gerilim dağılımlarının incelenmesi mümkün olmamaktadır.(256)

2.4.8.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntem, homojen ve izotropik bir materyale periyodik kuvvet yüklemeleri sırasında, materyalin ısı düzeyinde oluşan periyodik değişikliklerin hesaplanmasıyla uygulanmaktadır. Materyalde belirlenen noktalardaki asal streslerin toplamı ile ısı değişiminin doğru orantılı olduğu belirtilmektedir. Yöntemin uygulama şekli dental implant sistemlerinin statik yüklemesi için uygun olmadığından dolayı diş hekimliğinde tercih edilmemektedir.(253)

2.4.8.6. Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi

Bu kuvvet analiz yönteminde, bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, modele yapıştırılacak gerilim ölçer, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaynağı kullanılmaktadır. Gerilim ölçer cihazda oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine yol açmakta, bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturmaktadır. Hareketli protezlerde fonksiyon sırasında oluşan gerilim dağılımları bu yöntemle incelenebilmektedir.

Bu yöntemin avantajı, veri iletiminin kablosuz gerçekleşmesidir.(253) Dezavantajları ise termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerinin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının değerlendirilememesidir.(256)

2.4.8.7. Sonlu elemanlar (finite element) kuvvet analizi yöntemi

SEA yönteminde matematiksel modeli hazırlanan cisimlerin, her bir elementinin gerinim ve gerilmesini bilgisayar programları ile ölçme işlemlerini içermektedir. Yapının analizi, basınç, eksternal kuvvet, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanımaktadır. (251)

SEA yöntemi, sıklıkla mühendislik problemlerinin çözümü amacıyla kullanılmaktadır. 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiş ve günümüzde akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akustik gibi pek çok alanda kullanılır hale gelmiştir.(12) Bu yöntem her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik sistemleri için geliştirilmiş olsa da, bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dış hekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. SEA yöntemini dış hekimliğinde implantoloji alanında ilk kullanan Weinstein ve ark.(257) olmuştur. SEA yöntemi ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir.(248)

2 boyutlu SEA yönteminde modelleme hazırlığı ve uygulaması 3 boyutlu SEA'ya göre daha kolaydır, çok gelişmiş programlamalara ihtiyaç duyulmaktadır. Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip olan 2 boyutlu SEA modelleri 3-4 düğüm noktasından oluşmaktadır. 3 boyutlu SEA yönteminde ise tetrahedral (4 yüzeyli) veya hekzahedral (6 yüzeyli) şekillerden modelleme oluşturulmaktadır. Bu şekiller köşe noktalarından birleştirilir ve bu köşe noktalara düğüm(node) adı verilmektedir. Küçülen eleman ve artan düğüm sayısı, sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlamaktadır. Yapılan çalışmalar sonucu görülmüştür ki 2 boyutlu modellemeler

dental restorasyonların gerilme analizlerinin yapılabilmesi için yetersiz kalmaktadır.(258) Bu nedenle 3 boyutlu modellemeler sıklıkla tercih edilmektedir.(259) SEA yöntemi kompleks bir ana yapının küçük alt birimlere ayrılması, var olan veya oluşabilecek problemlerin alt birimler seviyesinde tespit edilerek çözülmesi ve elde edilen verilerin uygun bir formülle birleştirilmesi prensibiyle çalışmaktadır.(260) Özellikle klinik gözlemin zor olduğu bölgelerle ilgili verilerin kolaylıkla elde edilmesini sağlamaktadır.(261)

Diş hekimliğinde dental implant sisteminin karmaşık yapısı nedeniyle, SEA yöntemi kullanılacak en uygun yöntemlerden biri olarak kabul görmektedir.(12) Farklı koşullar altında dental implantlarda oluşacak stresler SEA yöntemi ile hassasiyetle ölçülebilmektedir. Bu analiz yöntemi sayesinde, modellemeler gerçeğe uygun olarak hazırlanmakta ve kuvvetler altında oluşacak stres değerleri ve lokalizasyonları detaylı bir şekilde gözlemlenebilmektedir.(13)

Diş hekimliğinde SEA yönteminde modellemede kullanılacak kemik, diş dokuları, yumuşak doku, implant, implant üstü protetik yapılar ve protez materyallerinin elastik modül ve Poisson oranları kullanılmaktadır.(262)

SEA yönteminin diğer stres ölçüm yöntemlerine göre avantajları;

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenenir.
- Yazılımlar sayesinde gerçeğe çok yakın modeller, yazılımlar sayesinde oluşturulabilir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetlerin malzeme özelliklerinin, geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir.

SEA yöntemi çeşitleri ise;

- Termal analiz
- Nonlineer analiz
- Model analizi
- Burkulma (Buckling) analizi
- Dinamik analiz şeklindedir.(263)

SEA yönteminin aşamaları şöyledir:

Adım 1:

Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı 2 veya 3 boyutlu modeli hazırlanmaktadır. Cisim geometrisi belirlendikten sonra sonlu elemanlar yönteminde modeller sınırlı sayıda eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünmektedir. Bu elemanlar belli noktalardan birbirlerine düğümlerle (node) bağlıdır. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkiliyken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.

Daha sonra modeldeki yapıların materyal özelliklerinin değerleri (elastik modülü ve Poisson oranları) ve sınırlandırmalar (temel sınır [boundary] koşulları) belirlenmektedir. Oluşturulan sınırlar sayesinde problem tanımlanan bölge içerisinde çözümlenebilmektedir. Takiben uygulanacak yükleme koşulları ve kuvvet miktarları planlanmaktadır.

Adım 2:

Sonlu eleman modeli yaratılmaktadır. Geometrik modellerden “mesh” adı verilen basit ve küçük parçaların ayrıştırılmasıyla matematiksel modeller elde edilmektedir.

Adım 3:

Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirildikten sonra denklem dizisi haline getirilmektedir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılmaktadır.

Adım 4:

Sonuçlar değerlendirilerek yorumlanmaktadır. (263) (264)

Bir üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir normal, iki tane de makaslama tipi stres etki etmektedir. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bu streslere “Asal Gerilme (Principal Stress)” denilmektedir. 3 tip asal gerilme vardır.

1. En Yüksek Asal Gerilme (Maksimum Principal Stress): Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini tanımlanmaktadır.
2. Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress): Ara değerleri ifade etmektedir.

3. En Düşük Asal Gerilme (Minimum Principal Stress): Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini tanımlamaktadır.

Analiz sonuçlarında pozitif değerler en yüksek asal gerilme değerlerini, negatif değerler ise en düşük asal gerilme değerlerini belirtmektedir. Bir düğüm noktasında en yüksek asal gerilme miktarı en düşük asal gerilme miktarından yüksekse o düğüm noktasında değerlendirilmesi gereken stres en yüksek asal gerilme miktarıdır. Kırılgan materyaller için özellikle kemik dokuda asal stres değerleri çok önemlidir.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile elde edilen bir diğer veri von Mises gerilme (von Mises stress) değerleridir. Bu değer çekilebilir materyallerin (örn. titanyum) gerilme dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir. Bir yapının belirli bir bölgesinde iç enerji bir eşik değerini aşarsa yapı bu noktadan sonra şekil değiştirmektedir. Von Mises gerilme ile bileşenlerin arayüzlerinde oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilmektedir.(265)

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları:

- 1) Doğru bir analiz için matematik model sisteminin, mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
- 2) İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerektirmektedir.
- 3) Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu eleman analizi yazılımı esastır.
- 4) Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur.(266)

Bu çalışmanın amacı, bruksizm olduğu varsayılan bir bireyde tam dişsiz üst çenede minimum optimal koşullar altında all-on-four konseptine uygun planlanan implantlar üzerine immedat geçici protez uygulamasının farklı geçici protez materyalleri ve yükleme koşulları sonucunda, hangi protez materyali ile yapılan protezin implantlar üzerine daha az stres oluşturacağını araştırmaktır. Bruksizm varlığında oluşan artmış vertikal ve lateral çiğneme kuvvetlerinin in vivo çalışmalarda standardize edilmesi ve takip edilmesi mümkün olmamaktadır. Özellikle komplike bir vaka ve kuvvet yüklemesi planlandığında SEA yöntemi ile bileşenlerin değerlendirilmesi daha net sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. All-on-four tedavi protokolü diş hekimleri tarafından yaygın olarak uygulanan bir tedavi prosedürüdür ancak literatürde immedat geçici protez uygulamasında kullanılabilecek monoblok polimerik materyallerle ilgili detaylı bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda modelleme yaparken minimum optimal koşullar, kuvvet yüklemesi planlanırken literatürde

bildirilen maksimum değerler uygulanmıştır. Bu çalışmanın klinik uygulamalara yön vermesi ve ileride yapılacak in vivo araştırmalara ışık tutması hedeflenmektedir.

Çalışmanın boş hipotezi, kullanılan geçici protez materyallerinin; kortikal, spongioz kemik, implantlar, dayanaklar veya protezler arasında farklılık yaratmamasıdır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı; bruksizm olduğu varsayılan bir bireyde minimal optimum koşullarda all-on-four konseptiyle planlanan implantlar üzerine farklı materyallerle yapılan immediat protez uygulaması sonucunda, hangi geçici materyal ile yapılan protezin implantlar üzerine daha az stres oluşturacağını araştırmaktır. Modellemede polimetilmetakrilat, polietereketon, polietereketonketon materyalleri kullanılmış ve farklı mekanik özelliklerin bileşenler üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 21/01) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Bu araştırma Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinius Mühendislik iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

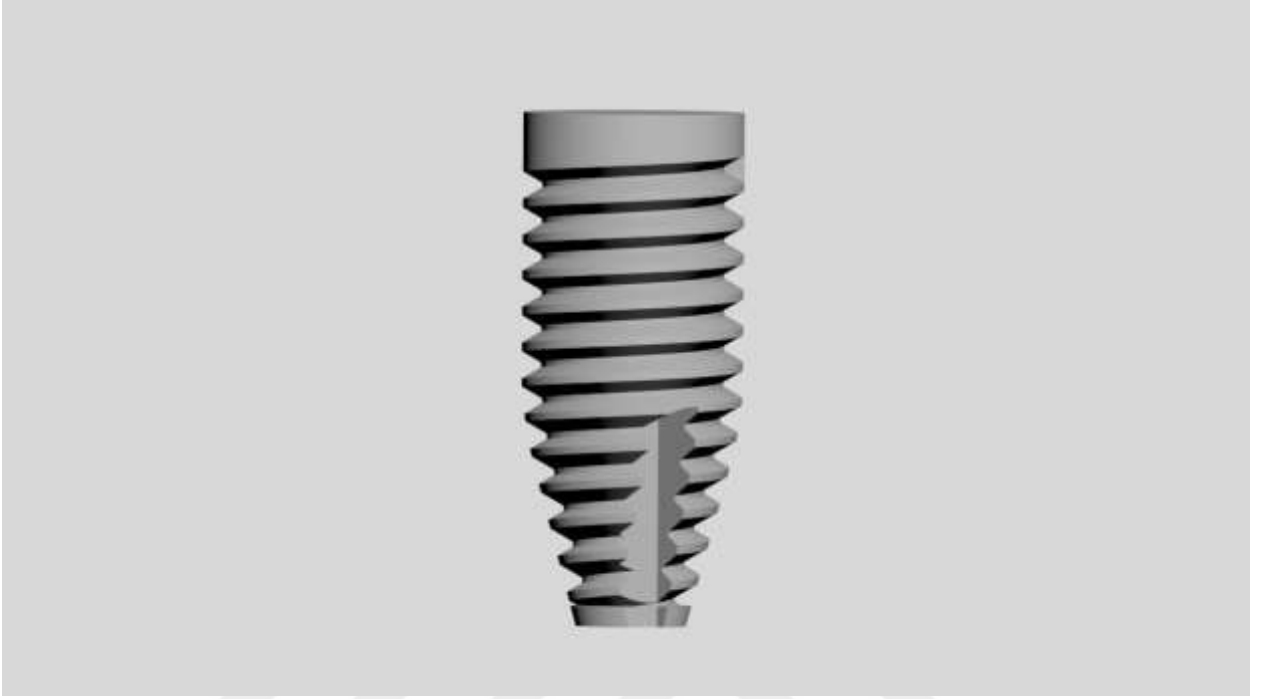
Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

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

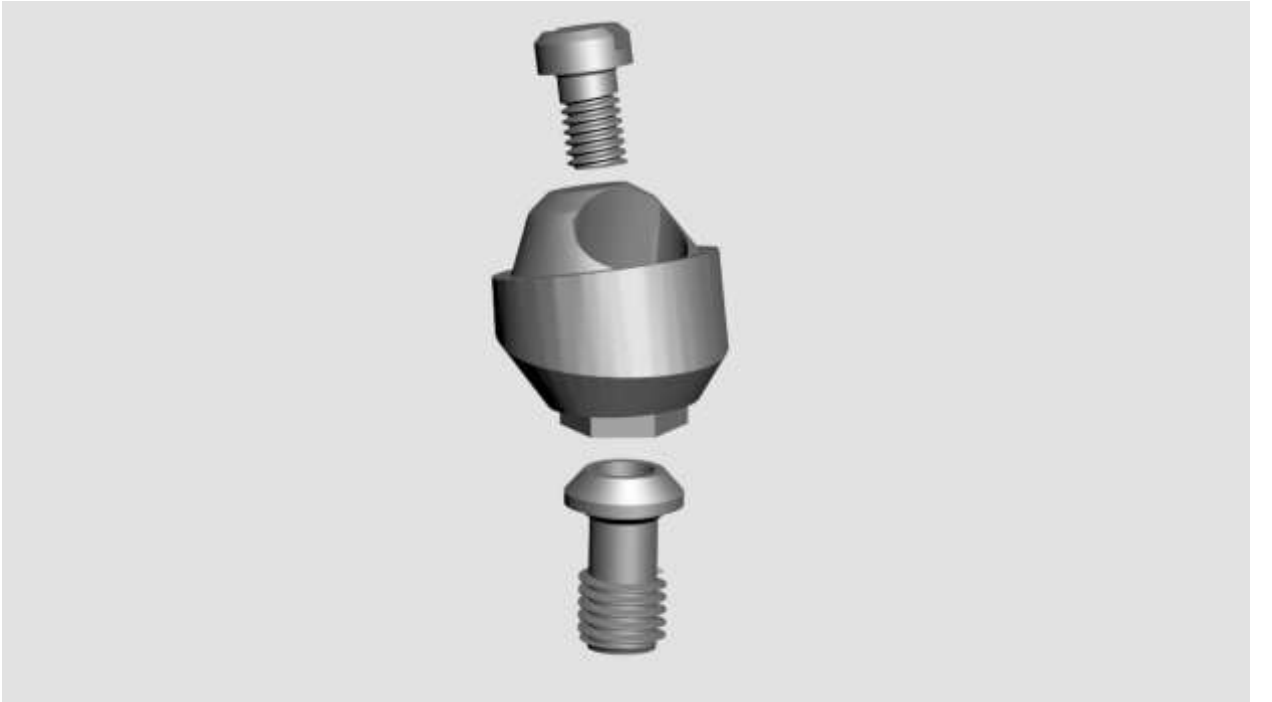
3.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan NobelParallel Conical Connection TiUltra implant ve Xeal dayanak özelliğine sahip multi-unit dayanaklar (Şekil 3.1., Şekil 3.2., Şekil 3.3.) Nobel Biocare firmasının All-on-four tedavi protokolüne ait ürün kataloğundaki ölçüler esas alınarak ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Benzer şekilde protez parçaları da

ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.4., Şekil 3.5.). Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



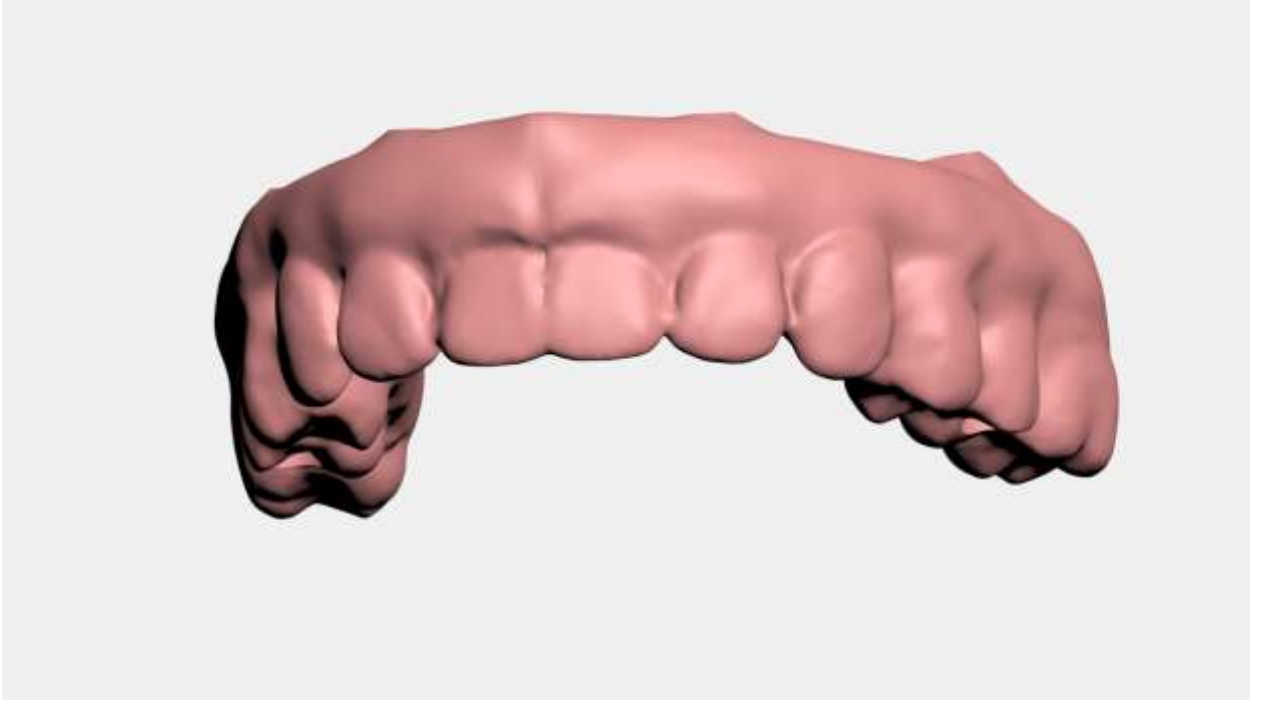
Şekil 3.1. Modellenen implant



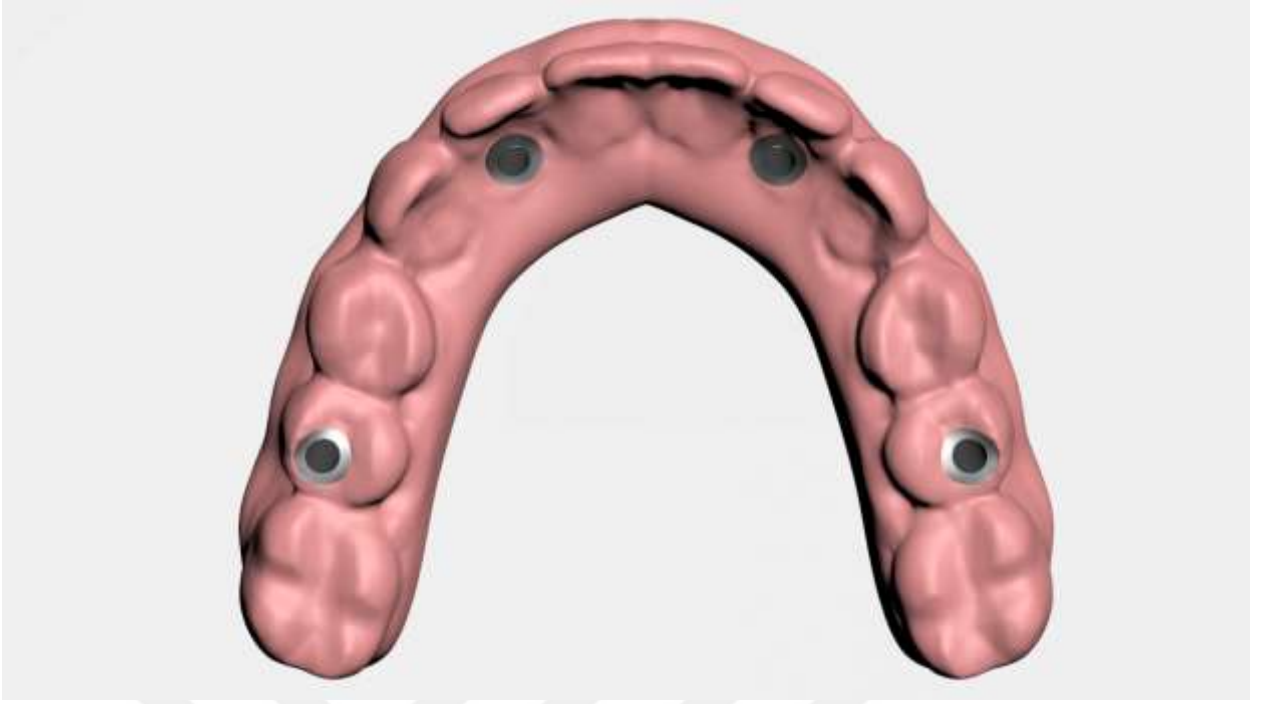
Şekil 3.2. Modellemede anterior bölgeye yerleştirilen Xeal özelliğine sahip açılı multiunit dayanak



Şekil 3.3. Anterior bölge için modellenen implant ve açılı multiunit dayanağın birleştirilmiş şekli



Şekil 3.4. Modellenen protez bileşeni



Şekil 3.5. Modellemede vida deliklerinin protezden çıkış bölgeleri

3.2. Kortikal ve Spongioz Kemiğin Modellenmesi

Tam dişsiz atrofik maksilla kemik modelinin oluşturulması için all-on-four protokolünün endikasyonu olan tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki BT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürüldükten sonra model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun atrofik maksilla kortikal geometrisi modellenmiştir. Üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak spongioz kemik elde edilmiştir (Şekil 3.6.). Kortikal kemik kalınlığı 1 mm, toplam kemik kalınlığı ise yaklaşık 8 mm olarak belirlenmiştir(267) (Şekil 3.7.). Yarım ark modelleme yapıp ayna simetrisi alınmış, maksiller arkın sağ ve sol kesiti eşit bir geometriyle modellenmiştir.

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



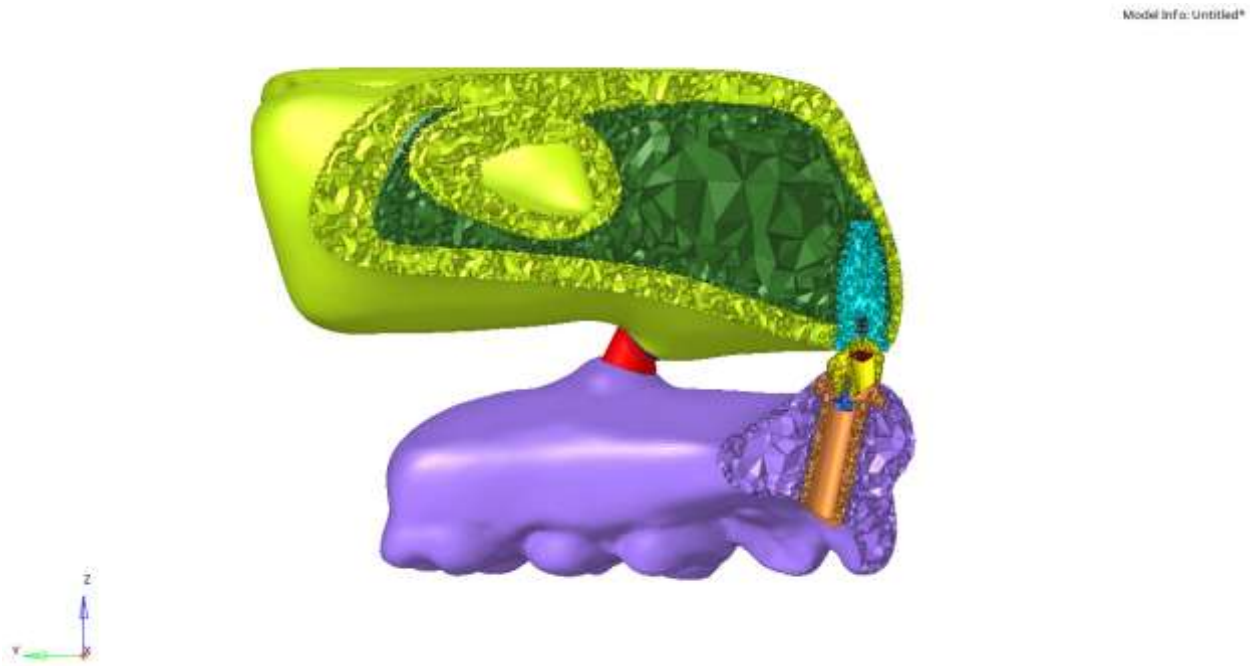
Şekil 3.6. Modellenen spongios kemik



Şekil 3.7. Modellenen kortikal kemik

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup değerlendirmeye hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır (Şekil 3.9.).



Şekil 3.8. ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modelleme

3.4. Materyal Tanımları

Analizlerde Tablo 'de elastik modül ve poisson oranı verilen materyallerin doğrusal (linear) materyal özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin materyal özellikleri Tablo .' de sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.1. Materyal Özellikleri

Materyal	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Titanyum	110000	0.3
PMMA	3000	0.35
PEEK	3600	0.39
PEKK	5100	0.4
Kortikal Kemik	13700	0.3
Spongioz Kemik	1370	0.3

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Çalışmada tek ana model için, üç farklı protez materyali kullanılarak (PEEK, PEKK, PMMA), statik ve kanin koruyuculu oklüzyonda dinamik yükleme koşulu olmak üzere iki farklı yükleme koşulu oluşturulmuştur. Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

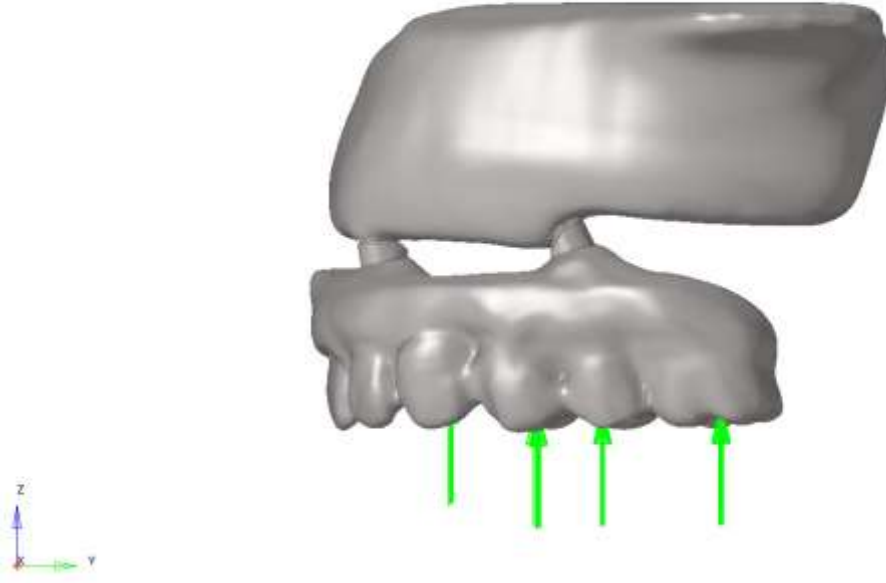
Modelde bulunan bütün parçalara; x eksenini normalinde, y-z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.

3.5.1. Kanin Koruyuculu Oklüzyonda Statik Yükleme

Statik yükleme senaryosunda yükleme kanin diş, premolar dişler ve birinci molar diş üzerinden uygulanmıştır. Kuvvetlerin uygulanma şeması Şekil 3.10.'da gösterilmiştir.

Bruksizm varlığı öngörülerek literatürdeki artmış çiğneme kuvvetleri esas alınmıştır. Çiğneme kuvvetlerinin literatürdeki verilere uygun olarak toplam kuvvet bileşkesi 30°'lik açı oluşturacak şekilde toplam 1000 N olarak planlanmıştır.(49)

Kanin : premolar : molar dişlere gelen kuvvet oranları 1:2:4 olacak şekilde -kanin koruyuculu oklüzyona uygun olarak-; kanin dişte 125 N, premolar dişlerde 250 N, birinci molar dişte 500 N olacak şekilde oranlanmış ve vertikal bileşenleri hesaplanarak her dişin santral fossasından uygulanmıştır.(50) (51)



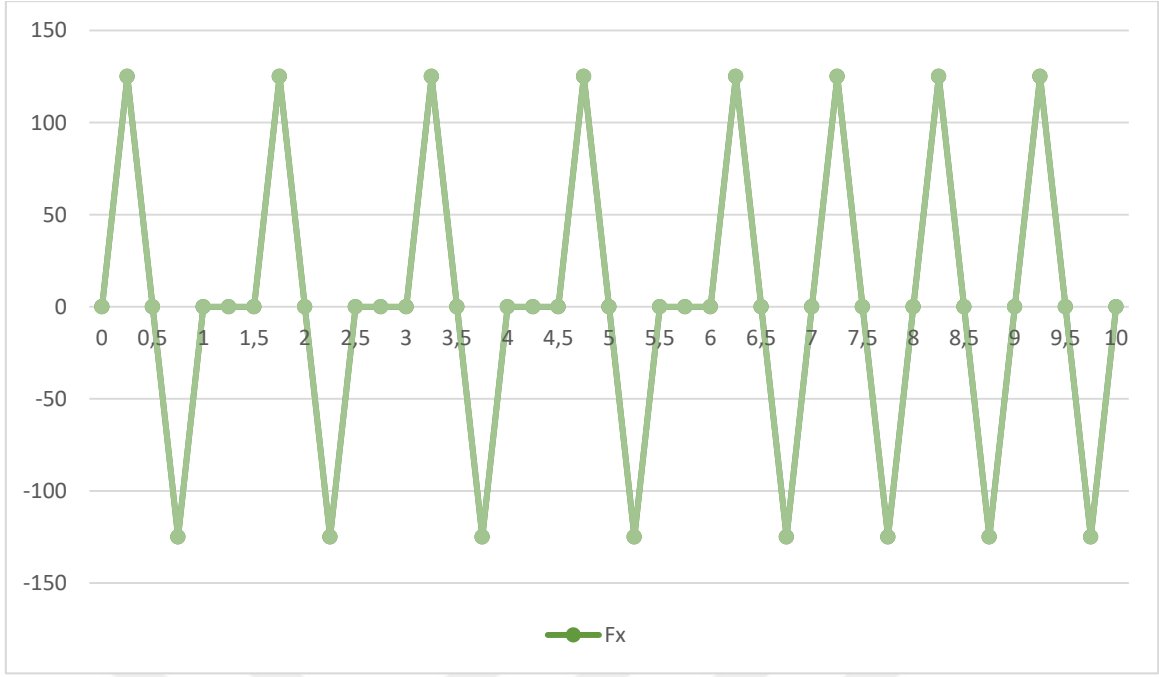
Şekil 3.9. Statik yükleme şeması

3.5.2. Kanin Koruyuculu Oklüzyonda Dinamik Yükleme:

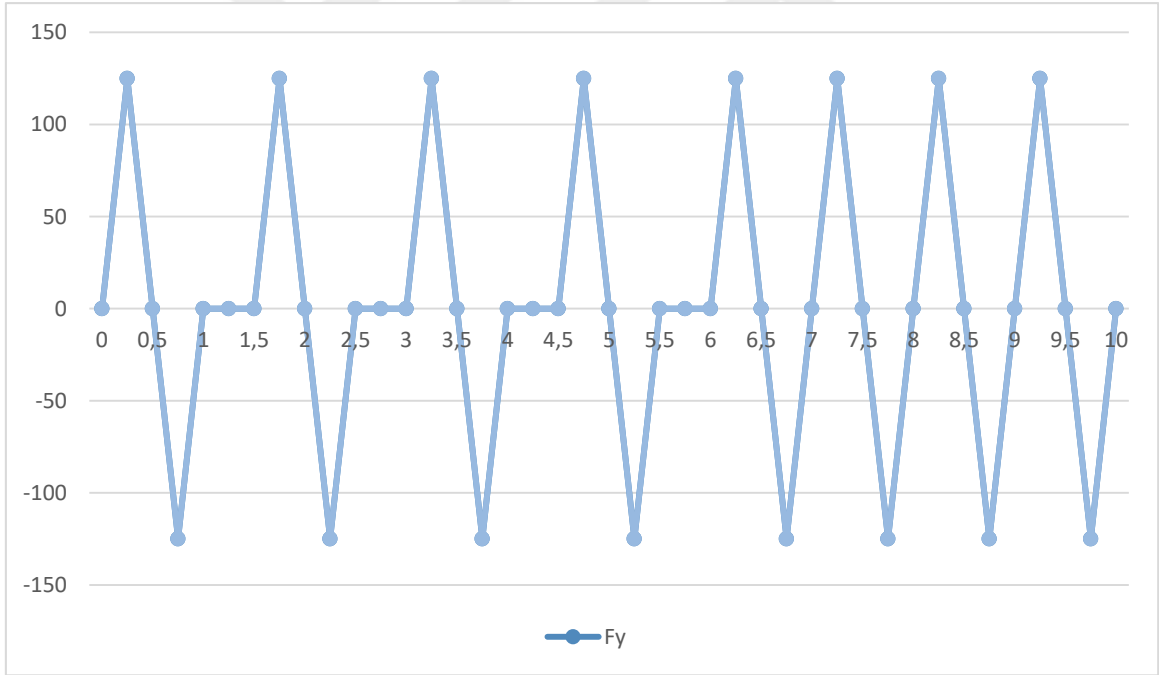
Bruksizm esnasında oluşan kuvvetler literatürde bildirildiği şekliyle 10 sn'lik bruksizm atağına uygun olarak dinamik yüklenmiştir.(49) (268) 10 sn'lik bruksizm atağının F_x , F_y ve F_z düzlemlerindeki kuvvet bileşenlerinin gösterildiği grafiklerde de görüldüğü gibi 1.25 sn sonrasında kuvvet değerleri ve açıları kendisini tekrarlamaktadır (Şekil 3.10., Şekil 3.11., Şekil 3.12.).

Kanin koruyuculu oklüzyonda belirtilen kuvvet değerleri referans alınarak uygulanan dinamik yükleme Şekil 3.13., Şekil 3.14. ve Şekil 3.15.'de görülmektedir. Bu yüklemede kuvvet yalnızca kanin diş üzerinden uygulanmıştır. Şekil 3.13., Şekil 3.14. ve Şekil 3.15.'de en yüksek kuvvet bileşkesi değerlerinin bildirildiği 0.25, 0.5 ve 0.75 sn.lerde dinamik yükleme sınır koşulları görülmektedir.

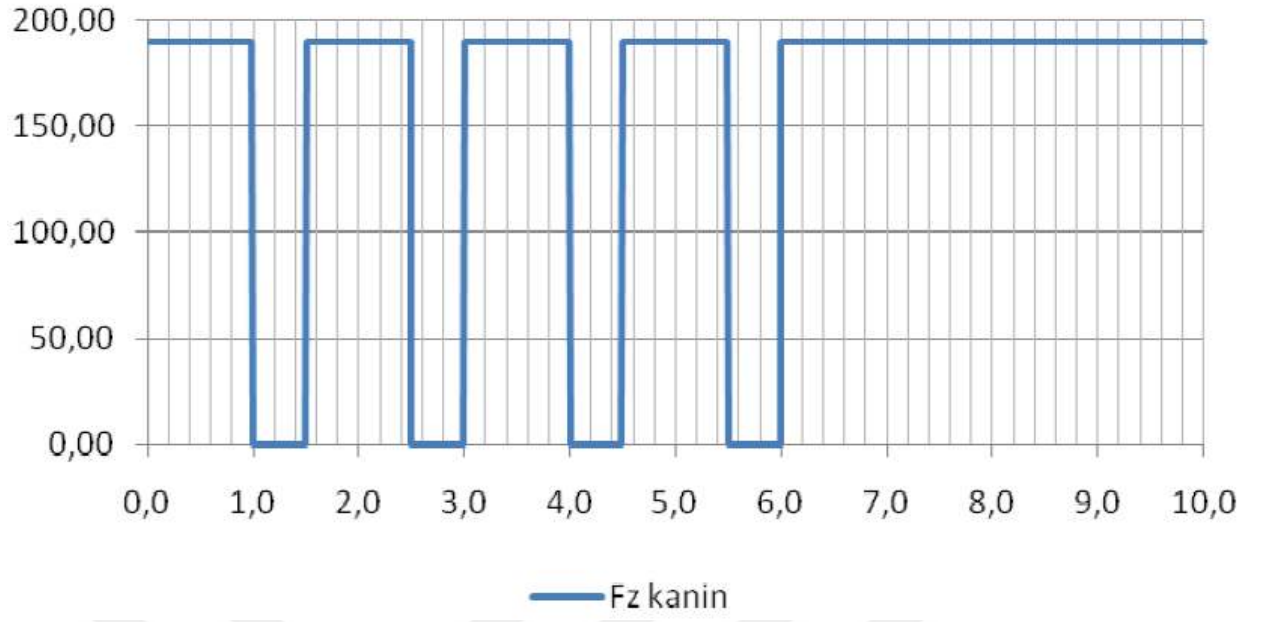
Grafğin y eksenini Newton (N) cinsinden kuvvet değerlerini, x eksenini sn. olarak yükleme süresini temsil etmektedir.



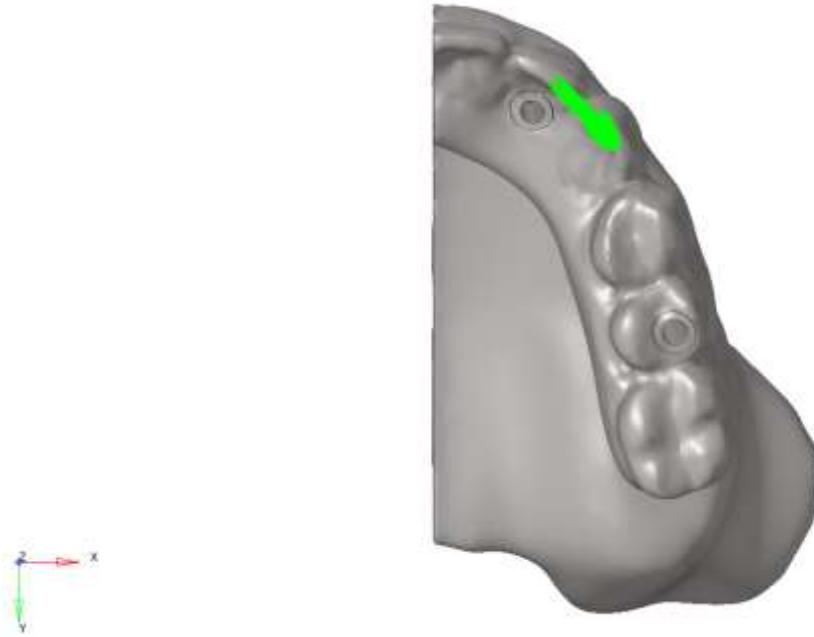
Şekil 3.10. Fx düzleminde uygulanan dinamik yüklemenin kuvvet-zaman grafiği



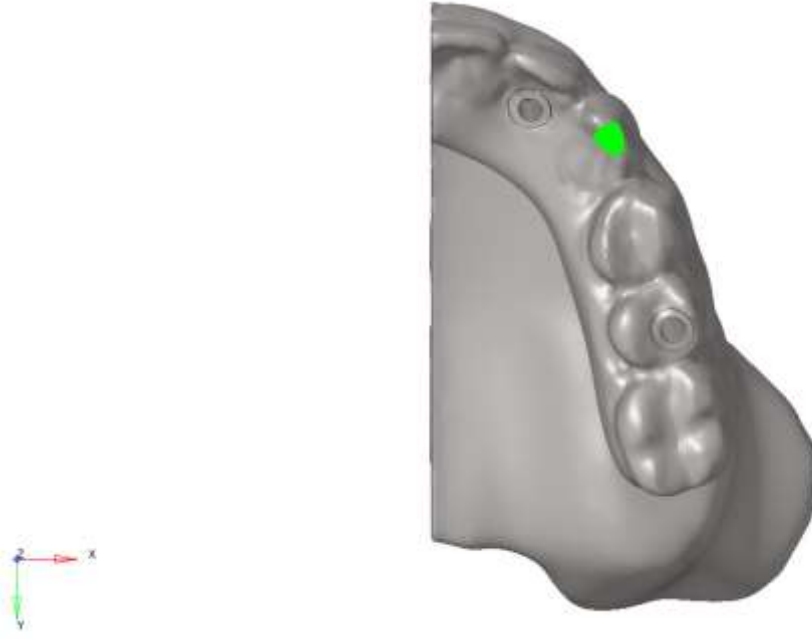
Şekil 3.11. Fy düzleminde uygulanan dinamik yüklemenin kuvvet-zaman grafiği



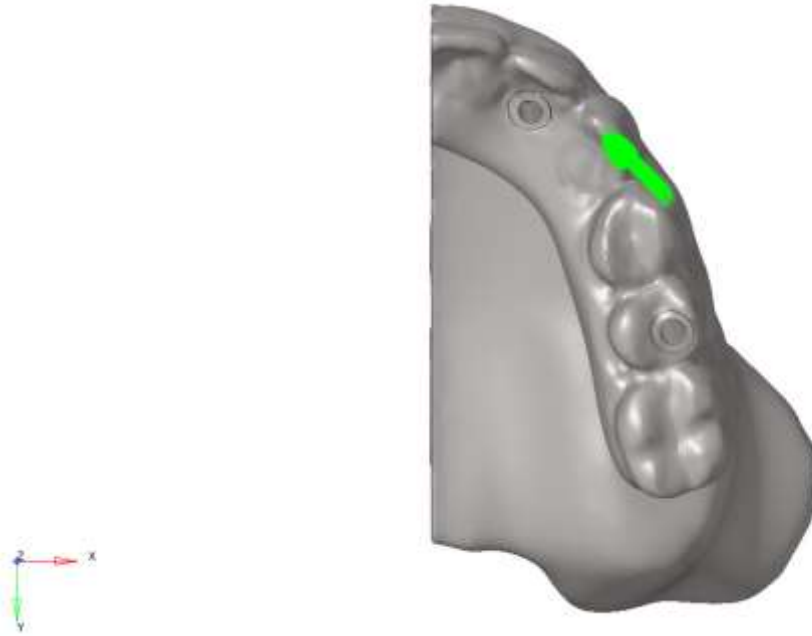
Şekil 3.12. Fz düzleminde uygulanan dinamik yüklemenin kuvvet-zaman grafiği



Şekil 3.13. Dinamik yükleme sınır koşulları 0.25. sn.



Şekil 3.14. Dinamik yükleme sınır koşulları 0.5. saniye-



Şekil 3.15. Dinamik yükleme sınır koşulları 0.75 sn

3.6. Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan analiz modeli için bilgiler Tablo 3.2.' de paylaşılmıştır.

Tablo 3.2. Modellemede kullanılan düğüm ve eleman sayısı

Model	
Toplam Düğüm Sayısı	921522
Toplam Eleman Sayısı	3805424

3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik-İmplant Arasındaki Bağlantı

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla çalışma modellerinde bulunan tüm parçalar arasında temas tanımları yapılmıştır.

SEA ile elde edilen temaslar osseointegrasyonun tamamlanmış olduğu senaryoyu tanımlamaktadır. İmmediat yüklemde osseointegrasyon süreci tamamlanamadığından yalnızca primer stabilizasyon varlığından söz edilebilmektedir. Çalışmadaki modellerin tamamı immediat yükleme koşulu için çözdürülmüştür. İmmediat yükleme için implant-kortikal kemik ve implant-spongios kemik arasındaki temas $\mu = 0.3$ katsayılı sürtünme teması ile tanımlanmıştır. Bu nedenle tüm analizler non-lineer olarak uygulanmıştır.(159) (269) (270)

Modeldeki diğer parçalar arasındaki temaslar FREEZE tipi kontakt tanımları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların tüm hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda all-on-four protokolünün endike olduğu tam dişsiz bir üst çene modellemesi yapılmıştır. Bu model üzerinde all-on-four konseptine uygun şekilde implantlar yerleştirildikten sonra immediat protez uygulaması planlanarak polimerik protez materyallerinden üç farklı geçici protez tasarlanmıştır. SEA kullanılarak protez üzerine statik ve dinamik olmak üzere kanin koruyuculu oklüzyonda iki farklı kuvvet senaryosu uygulanmıştır. Bruksizm varlığı düşünülerek, anlık statik bir yükleme ve bruksizm atağını taklit edecek şekilde belirli bir periyotta farklı açılarla dinamik kuvvet uygulaması gerçekleştirilmiştir. Statik yükleme senaryosunda çarpma ve diş sıkma hareketini taklit etmek, dinamik yükleme senaryosunda ise gıcırdatma hareketini düşünerek proteze farklı açılarda gelecek parafonksiyonel kuvvetlerin taklidi amaçlanmıştır. Bu kuvvet uygulamaları sonucunda implant ve multiunit dayanaklarda von Mises gerilme dağılımı, protez materyallerinde yer değiştirme miktarı, kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları incelenmiştir. Çalışmamızın amacı bruksizmi olan bir vakada all-on-four protokolüne uygun yerleştirilmiş implantlar üzerine farklı materyallerle hazırlanan geçici protezlerde ve implantlarda statik ve dinamik yükleme sonucunda oluşabilecek değişiklikleri incelemektir.

4.1. Ana Model Üzerinde Statik Yükleme Bulguları

Ana model üzerinde statik kuvvet yüklemesi sonucunda elde edilen bulgular

Tablo 4.1.'de gösterilmektedir.

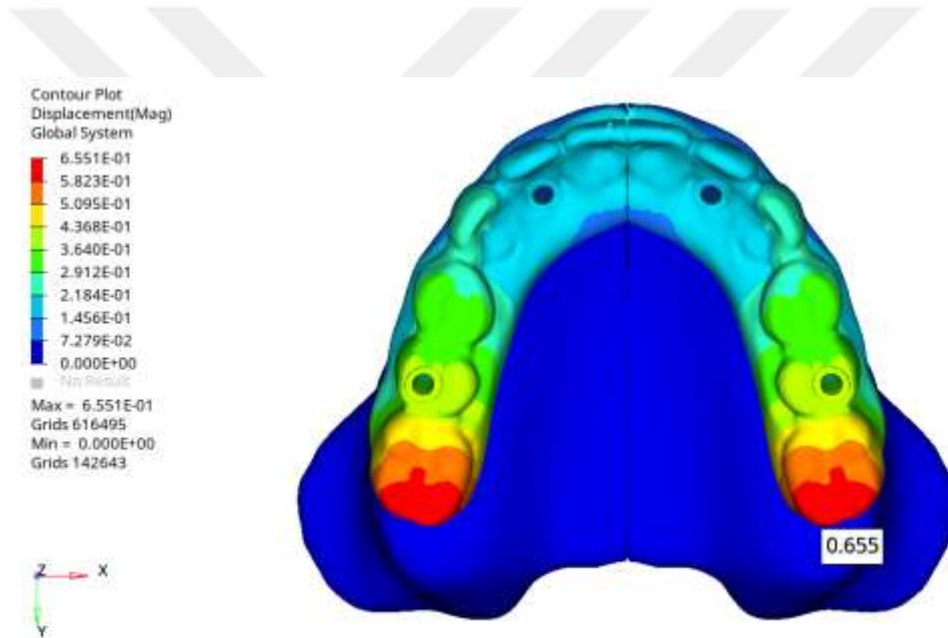
Tablo 4.1. All-on-four immedat geçici protezlere uygulanan statik yükleme değerleri

	Protezlerde yer değiştirme(mm)	Anterior implantta von Mises(MPa)	Posterior implantta von Mises(MPa)	Anterior dayanakta von Mises(MPa)	Posterior dayanakta von Mises(MPa)	Kortikal kemikte en yüksek asal gerilme (MPa)	Spongioz kemikte en yüksek asal gerilme (MPa)
PMMA	0,66	113,76	378,48	317,54	516,56	47,83	11,95
PEEK	0,60	107,63	372,30	311,50	483,76	47,62	12,02
PEKK	0,52	97,36	360,83	299,56	425,42	47,05	12,14

4.1.1. PMMA immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular

4.1.1.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları

Ana modelde yapılan statik yükleme sonrasında sistemde meydana gelen yer değiştirme miktarı birinci büyük azı dışın distal bölgesinde 0,655 mm olarak en yüksek değerde bulunmuştur. Şekil 4.1.'de yer değiştirme miktarları model üzerinde karşılaştırmalı renk kodları ile gösterilmiştir. Çalışmamızda PMMA, PEEK ve PEKK materyaller arasında en yüksek yer değiştirme miktarı statik yüklemde PMMA modelde gözlenmiştir.

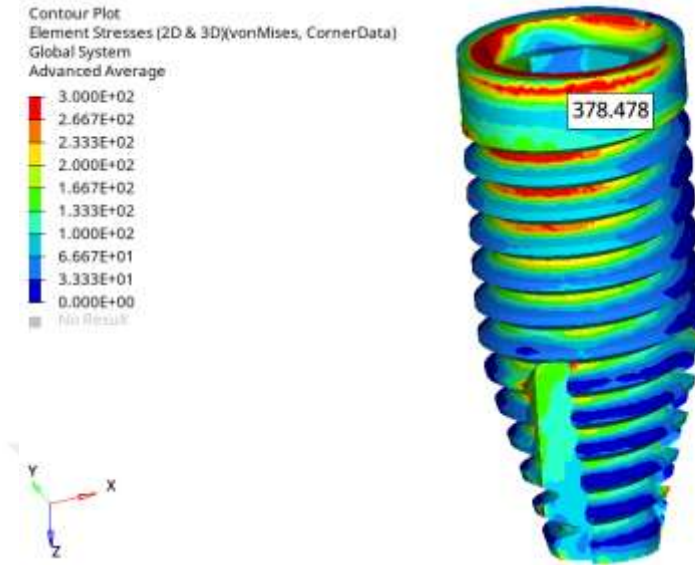


Şekil 4.1. PMMA ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları

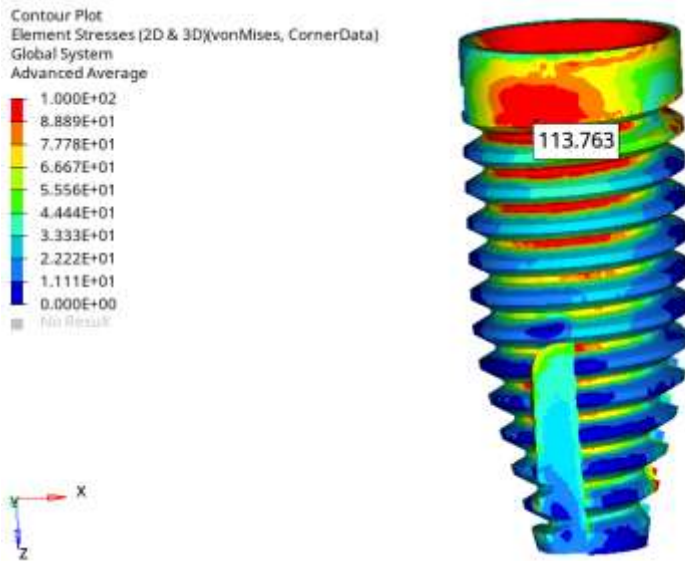
4.1.1.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.2. ve Şekil 4.3.'te gösterilmiştir. En yüksek von Mises gerilme değerleri posteriora yerleştirilen implantın distal boyun bölgesinde 378,478 MPa, anteriora yerleştirilen implantın distal boyun bölgesinde

113,763 MPa olarak bulunmuştur. Statik yükleme altında PMMA ile modellenen örnekte en yüksek von Mises stres değeri posterior bölgeye yerleştirilen implant yüzeyinde çıkmıştır.



Şekil 4.2. PMMA ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları

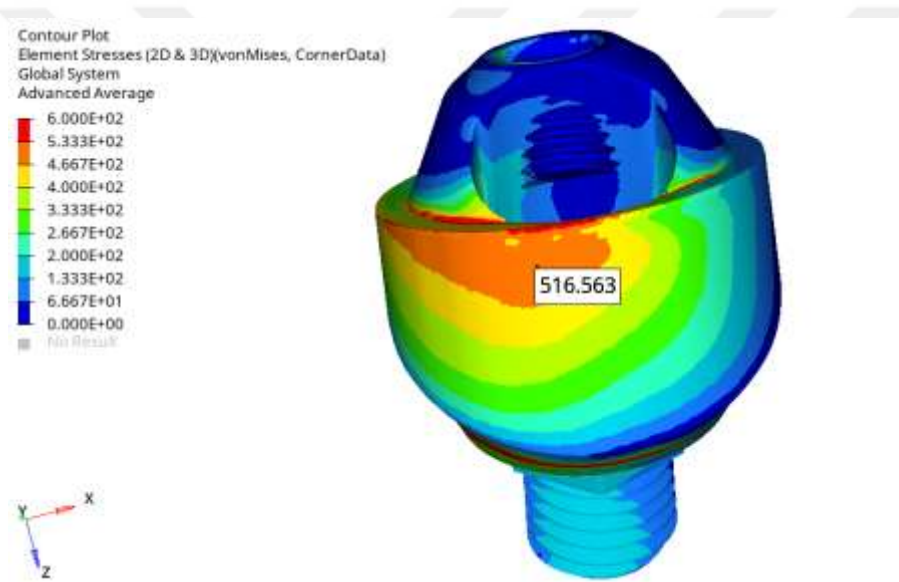


Şekil 4.3. PMMA ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları

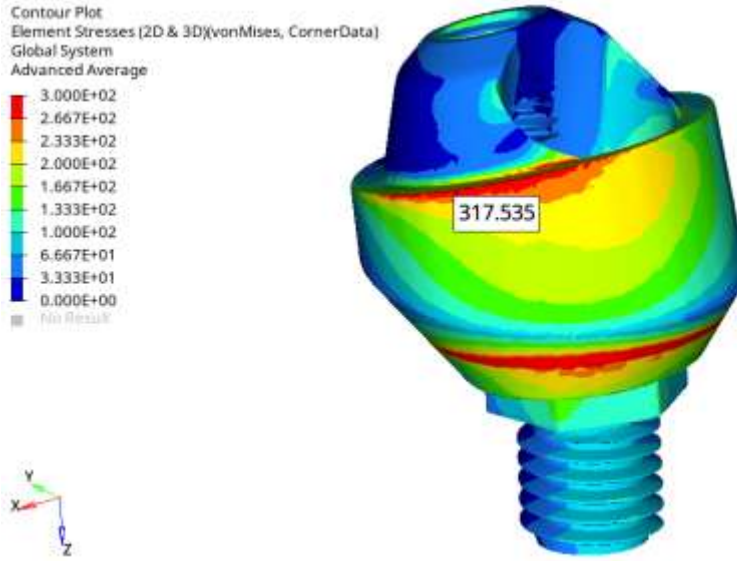
4.1.1.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.4. ve Şekil 4.5.'te gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posterior bölgeye yerleştirilen dayanağın distal yüzeyinde 516,563 MPa ve anterior bölgeye yerleştirilen dayanağın bukkal yüzeyinde 317,535 MPa olarak bulunmuştur. Posterior dayanakta gözlenen von Mises değeri anterior dayanaktan daha yüksek bulunmuştur.



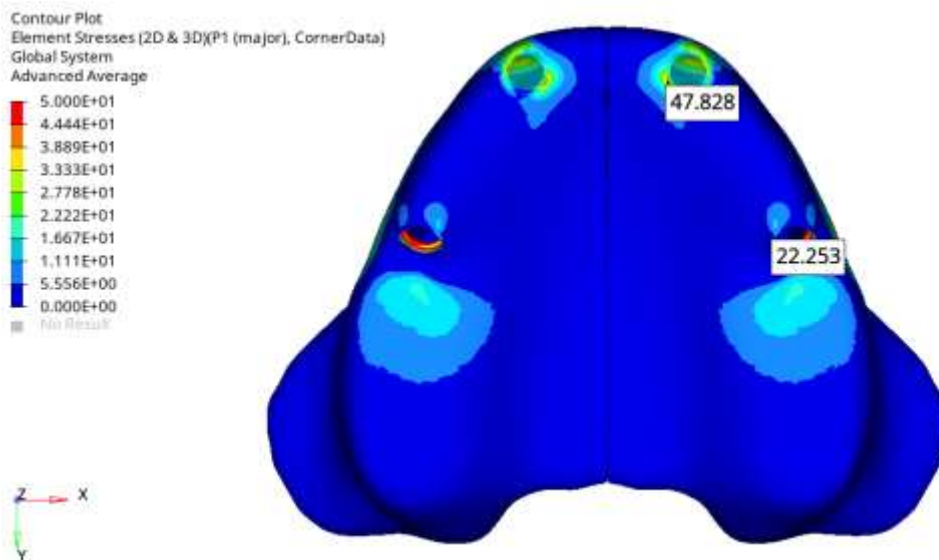
Şekil 4.4. PMMA ile yapılan modellemelerde posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları



Şekil 4.5. PMMA ile yapılan modellemelerde anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

4.1.1.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

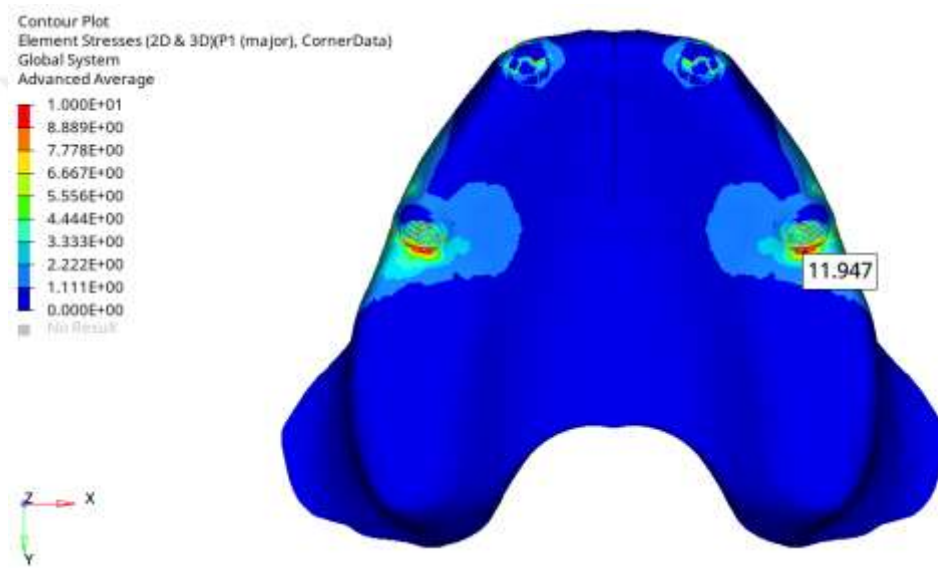
All-on-four implant uygulaması üzerine immedat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.6.'da gösterilmiştir. Asal gerilme, anteriora yerleştirilen implant bölgesinin palatinal yüzeyinde 47,828 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin palatinal yüzeyinde ise 22,253 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.6. PMMA ile yapılan modellemelerde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.1.1.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu oklüzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.7.'de gösterilmiştir. Asal gerilme posteriora yerleştirilen implant bölgesinin distal yüzeyinde 11,947 MPa olarak bulunmuştur. PMMA ile modellenen örnekte gözlenen en yüksek asal gerilme miktarı diğer polimerik materyallere kıyasla daha düşük bulunmuştur.

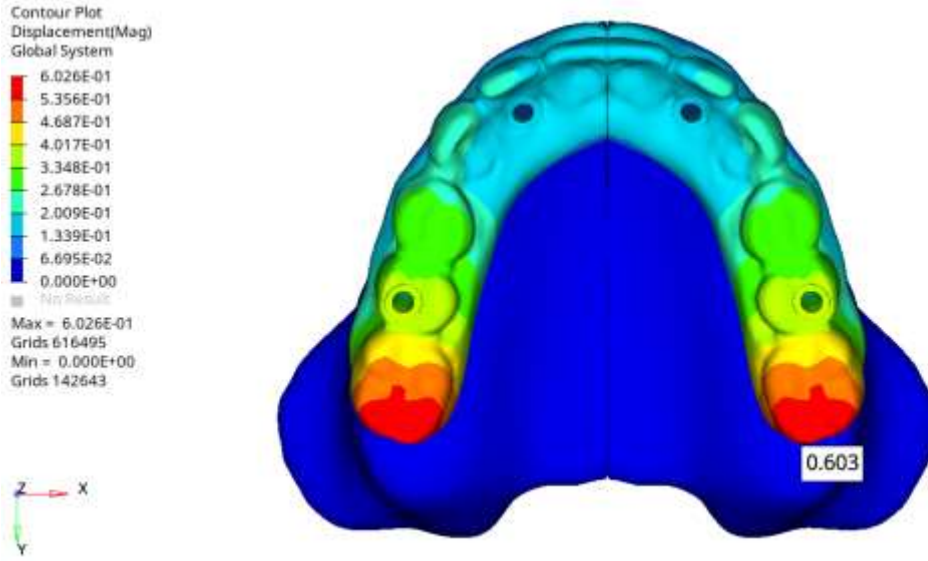


Şekil 4.7. PMMA ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.1.2. PEEK immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular

4.1.2.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları

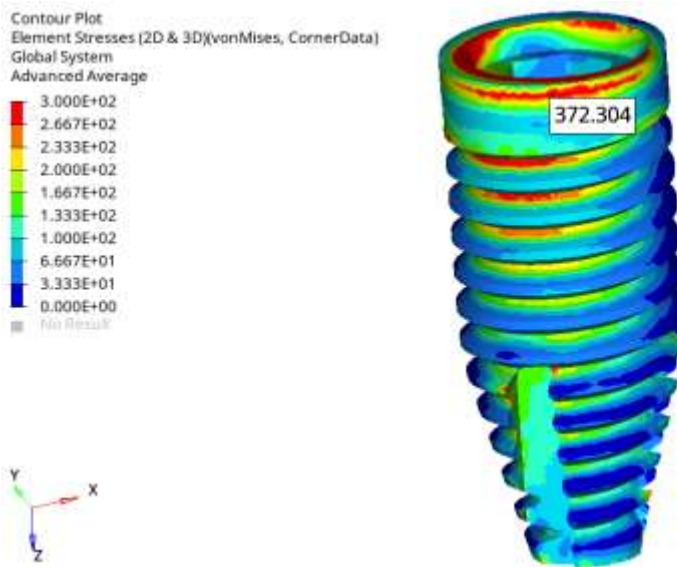
Ana modelde yapılan statik yükleme sonrasında sistemde meydana gelen yer değiştirme miktarı birinci büyük azı dişin distal bölgesinde 0,603 mm olmak üzere en yüksek değerde bulunmuştur. Sekil 4.8.'de yer değiştirme miktarları model üzerinde karşılaştırmalı renk kodları ile gösterilmiştir.



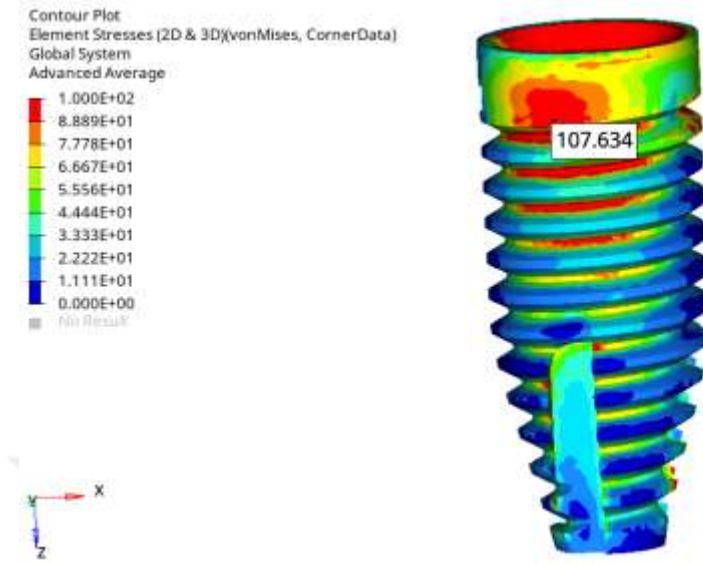
Şekil 4.8. PEEK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları

4.1.2.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu oklüzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.9. ve Şekil 4.10.'da gösterilmiştir. En yüksek von Mises gerilme değerleri posteriora yerleştirilen implantın distal boyun bölgesinde 372,304 MPa ve anteriora yerleştirilen implantın distal boyun bölgesinde 107,634 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.9. PEEK ile yapılan modellemelerde posterior implantta von Mises gerilme bulguları

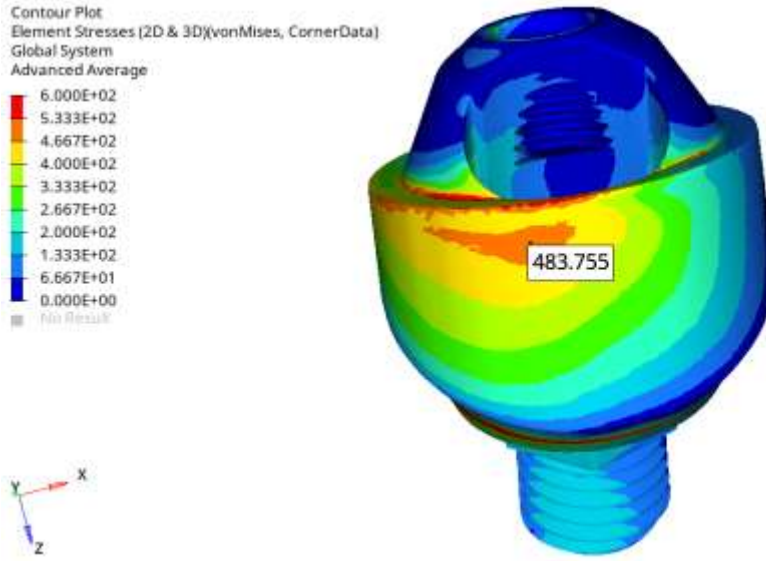


Şekil 4.10. PEEK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları

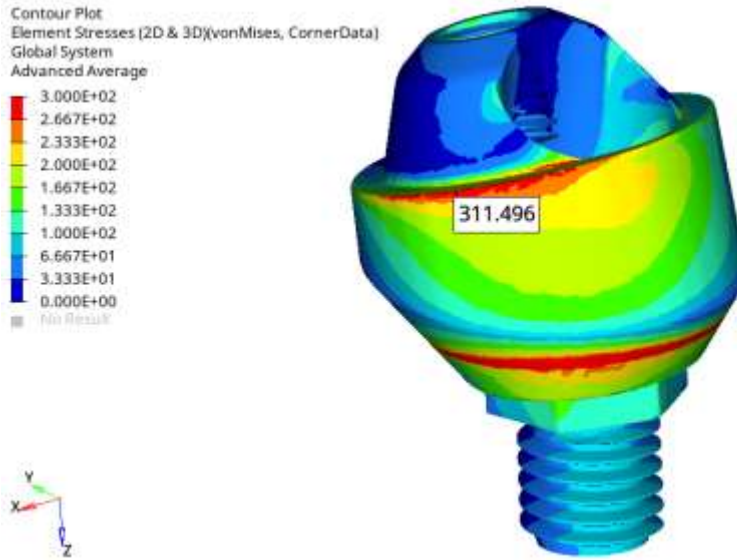
4.1.2.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üstüne immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posterior bölgeye yerleştirilen dayanağın distal yüzeyinde 483,755 MPa ve anterior bölgeye yerleştirilen dayanağın bukkal yüzeyinde 311,496 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.11. PEEK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

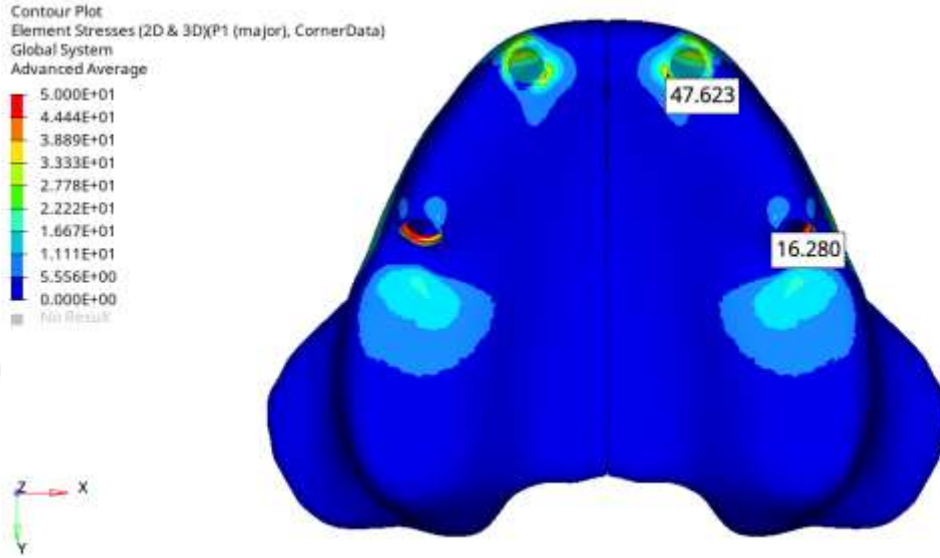


Şekil 4.12. PEEK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

4.1.2.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.13'te gösterilmiştir.

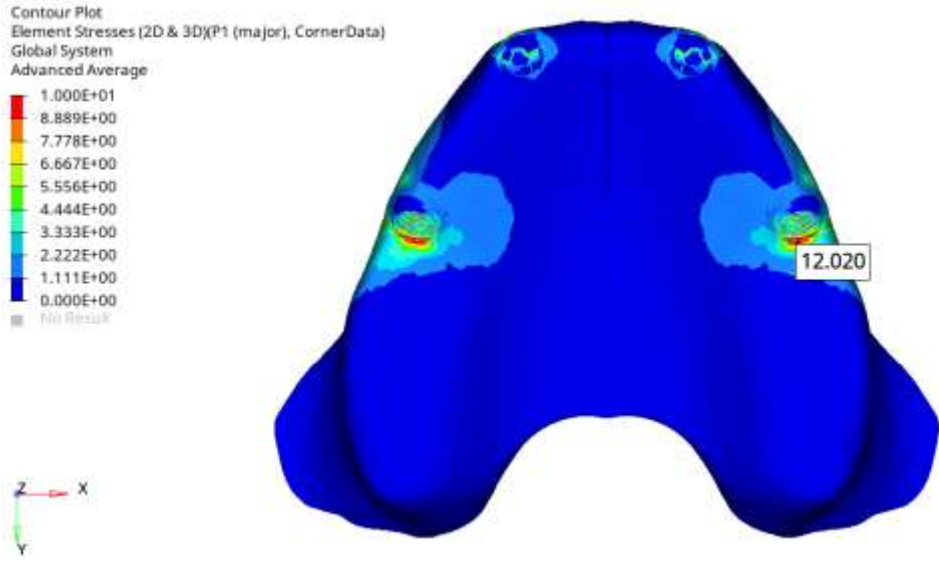
Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin palatinal yüzeyinde 47,623 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin palatinal yüzeyinde ise 16,280 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.13. PEEK ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.1.2.5. Spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.14'te gösterilmiştir. Asal gerilme posteriora yerleştirilen implant bölgesinin distal yüzeyinde 12,020 MPa olarak bulunmuştur.

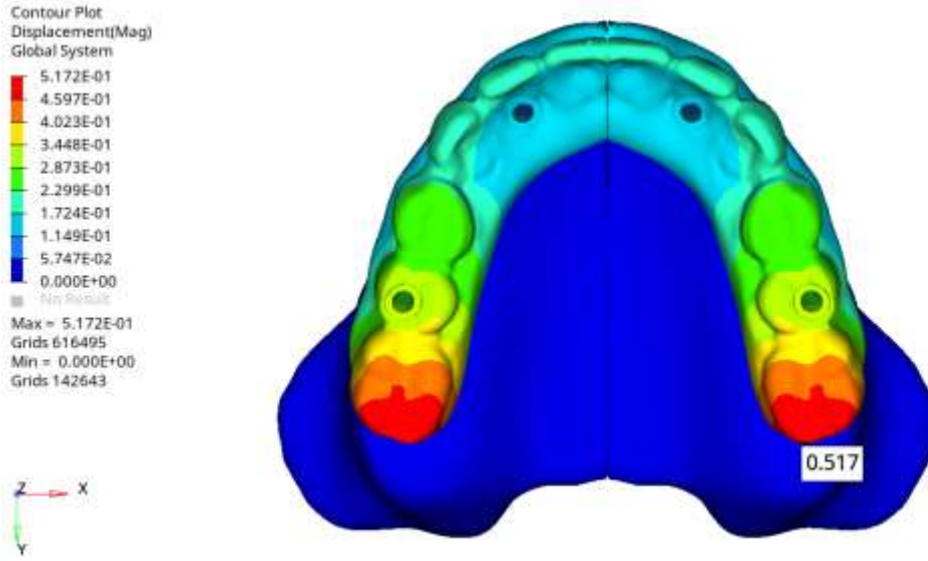


Şekil 4.14. PEEK ile yapılan modellemede spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.1.3. PEKK immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular

4.1.3.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları

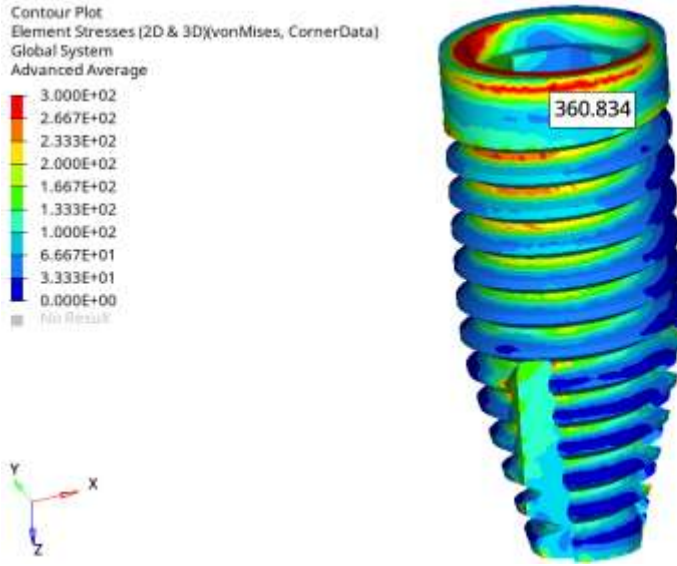
Ana modelde yapılan statik yükleme sonrasında sistemde meydana gelen yer değiştirme miktarı birinci büyük azı dişin distal bölgesinde 0,517 mm olmak üzere en yüksek değerde bulunmuştur. Üç farklı protez materyali kıyaslandığında PEKK materyaldeki yer değiştirme miktarının diğer materyallerden daha düşük olduğu gözlenmektedir. Şekil 4.15'te yer değiştirme miktarları model üzerinde karşılaştırmalı renk kodları ile gösterilmiştir.



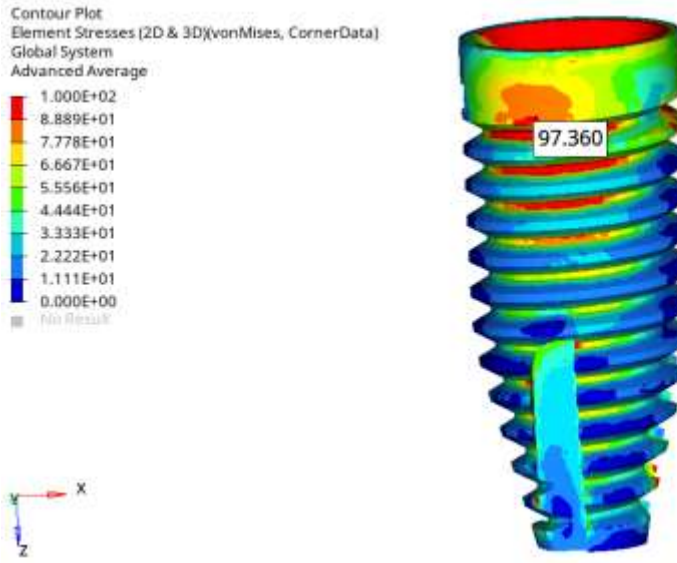
Şekil 4.15. PEKK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları

4.1.3.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.16 ve Şekil 4.17’de gösterilmiştir. En yüksek von Mises gerilme değerleri posteriora yerleştirilen implantın distal boyun bölgesinde 360,834 MPa ve anteriora yerleştirilen implantın distal boyun bölgesinde 97,360 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.16. PEKK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları

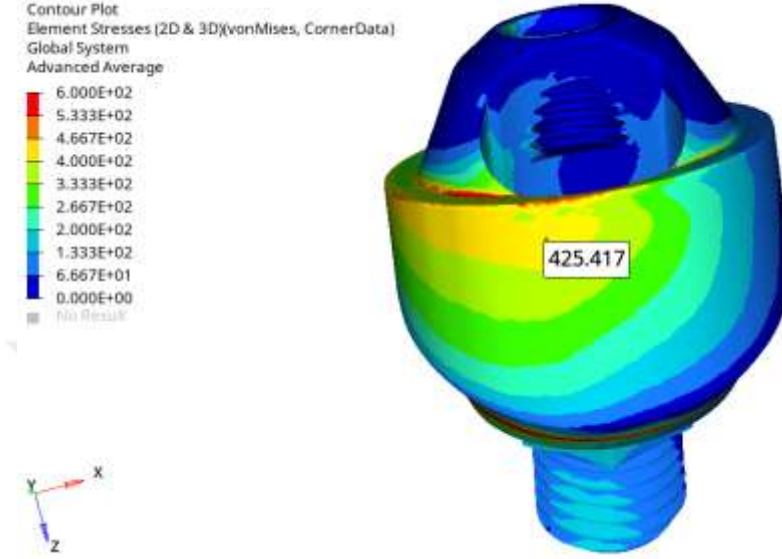


Şekil 4.17. PEKK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları

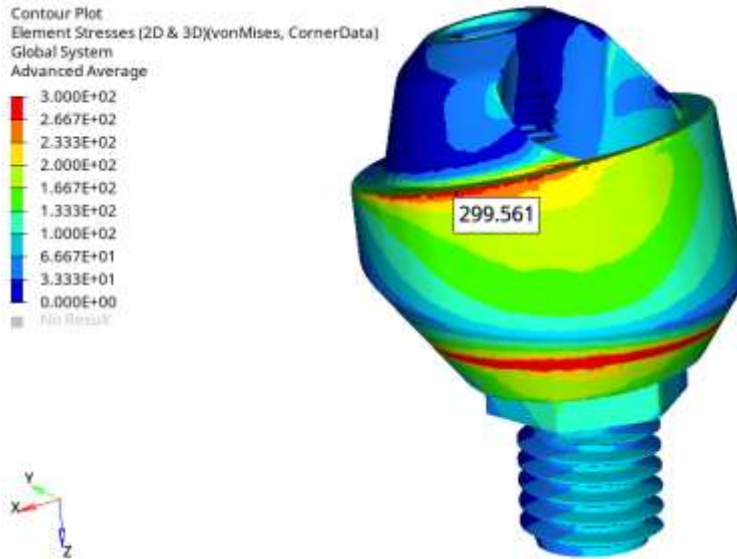
4.1.3.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immedat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.18 ve Şekil 4.19.'da gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posterior bölgeye yerleştirilen dayanağın distal yüzeyinde 425,417 MPa ve anterior bölgeye yerleştirilen dayanağın bukkal yüzeyinde 299,561 MPa olarak bulunmuştur.



şekil 4.18. PEKK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

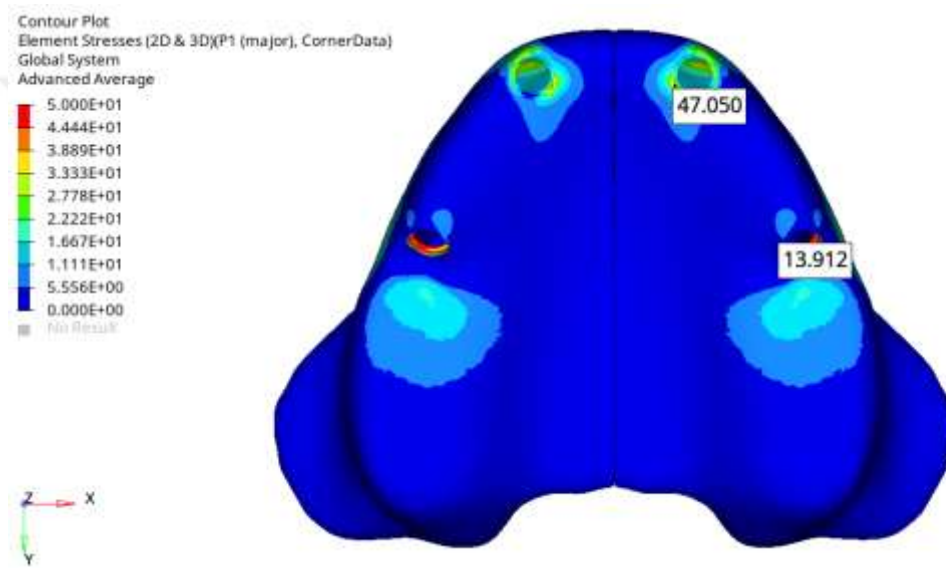


şekil 4.19. PEKK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

4.1.3.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.20.'de gösterilmiştir.

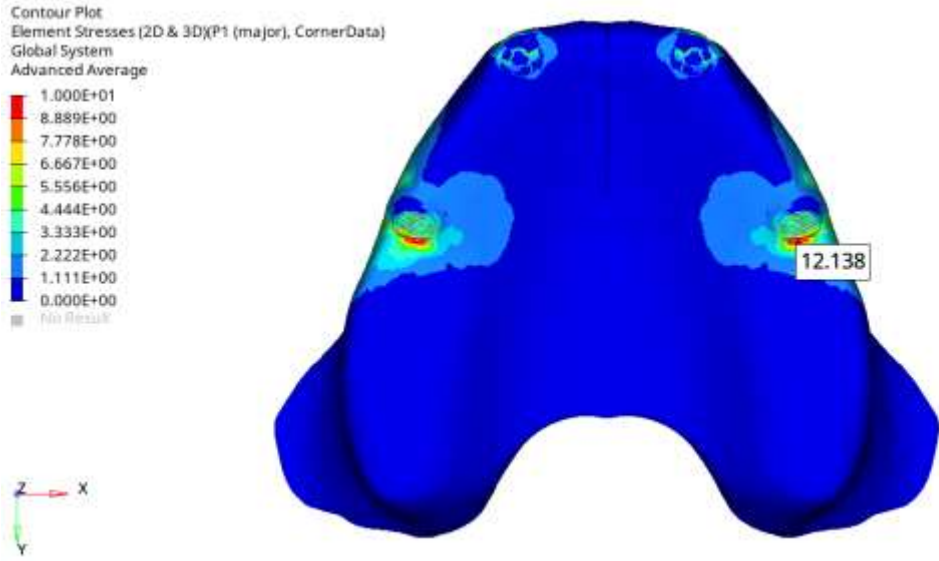
Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin palatinal yüzeyinde 47,050 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin palatinal yüzeyinde ise 13,912 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.20. PEKK ile yapılan modellemelerde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.1.3.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan statik kuvvet yüklemesinde, spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.21.'de gösterilmiştir. Asal gerilme posteriora yerleştirilen implant bölgesinin distal yüzeyinde 12,138 MPa olarak bulunmuştur. PEKK ile modellenen örnekte oluşan en yüksek asal gerilme diğer materyallere kıyasla en yüksek değerde bulunmuştur.



Şekil 4.21. PEKK ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.2.Ana model üzerinde dinamik yükleme bulguları

Ana model üzerinde dinamik kuvvet yüklemesi sonucunda elde edilen bulgular

Tablo 4.2.'de gösterilmektedir.

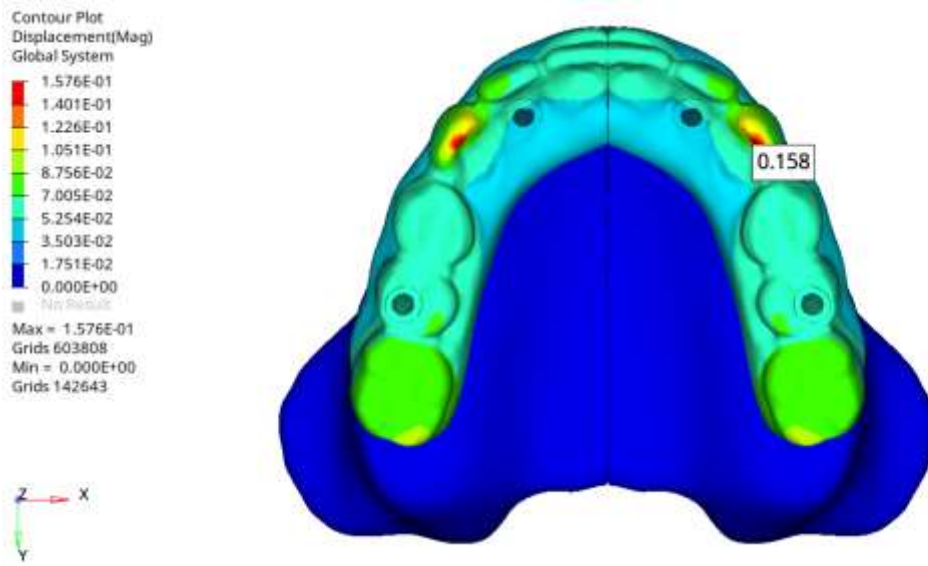
Tablo 4.2. PMMA, PEEK, PEKK protez materyalleriyle oluşturulan modellere uygulanan dinamik yüklemenin 0.25, 0.50 ve 0.75 sn.lerde elde edilen bulguları

	PMMA			PEEK			PEKK		
	0,25 sn	0,50 sn	0,75 sn	0,25 sn	0,50 sn	0,75 sn	0,25 sn	0,50 sn	0,75 sn
Protezlerde yer değiştirme(mm)	0,16	0,09	0,16	0,13	0,07	0,14	0,10	0,05	0,11
Posterior implantta von Mises(MPa)	66,14	28,51	223,55	63,92	27,28	224,45	59,96	24,94	226,11
Anterior implantta von Mises(MPa)	26,49	30,58	105,22	25,36	29,76	102,10	23,54	28,06	95,53
Posterior dayanakta von Mises(MPa)	97,51	57,05	44,05	97,83	56,26	43,28	97,78	54,41	41,51
Anterior dayanakta von Mises(MPa)	82,71	68,99	107,18	76,47	67,86	108,95	64,66	65,08	105,51
Kortikal kemikte en yüksek asal gerilme(MPa)	11,48	4,30	31,80	11,22	4,10	31,82	10,20	3,50	31,51
Spongioz kemikte en yüksek asal gerilme(MPa)	2,33	1,13	2,94	2,34	1,11	2,78	2,33	1,04	2,61

4.2.1.PMMA immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular

4.2.1.1. Protezde oluşan yer değıştirme bulguları

Ana modelde yapılan dinamik yüklemenin 0.75 sn.’sinde sistemde meydana gelen yer değıştirme miktarı kanin dişin kasp tepesinde 0,158 mm olarak en yüksek değerde bulunmuştur. Şekil 4.22.’de yer değıştirme miktarları model üzerinde karşılaştırmalı renk kodları ile gösterilmiştir.

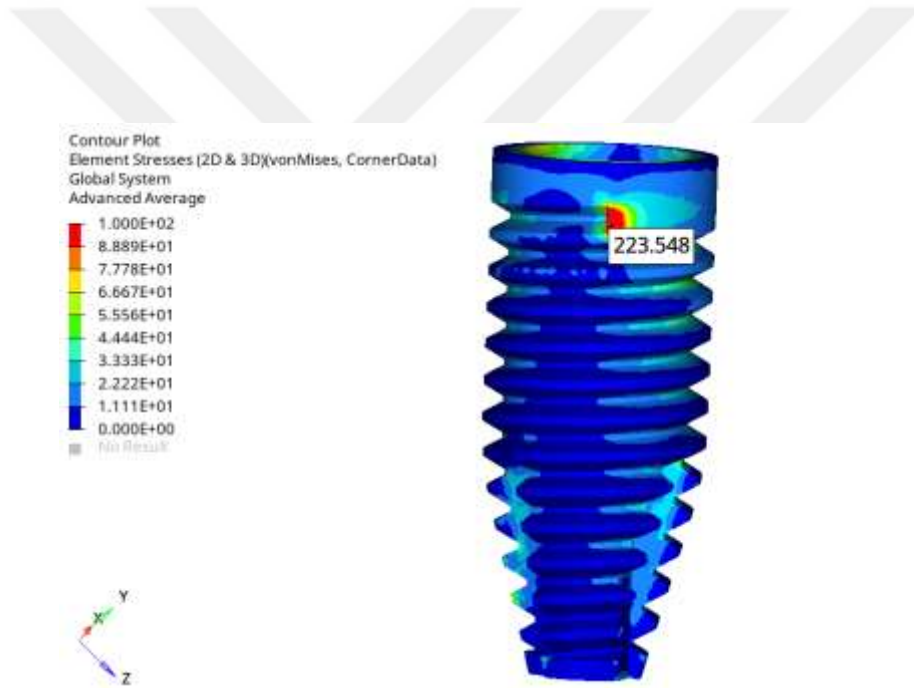


Şekil 4.22. PMMA ile modellenen protezde yer değıştirme bulguları

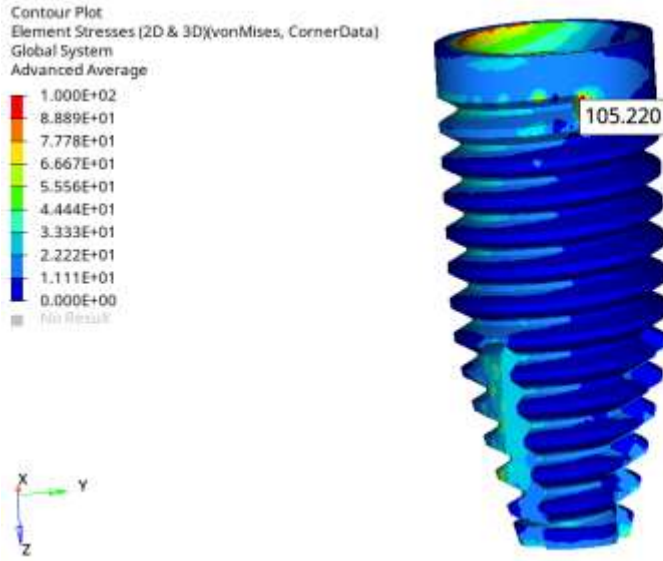
4.2.1.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0.75 sn'sinde, implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.23. ve Şekil 4.24.'te gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posteriora yerleştirilen implantın palatinal boyun bölgesinde 223,548 MPa, anteriora yerleştirilen implantın bukkal boyun bölgesinde ise 105,220 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.23. PMMA ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları

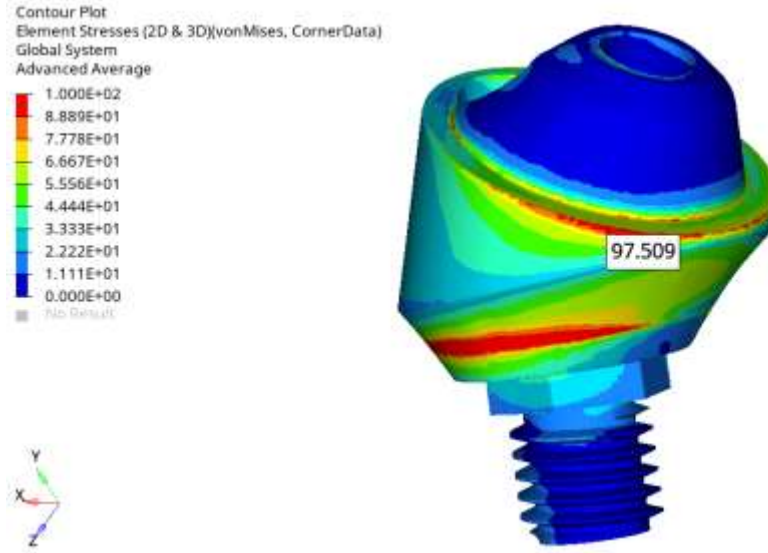


Şekil 4.24. PMMA ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları

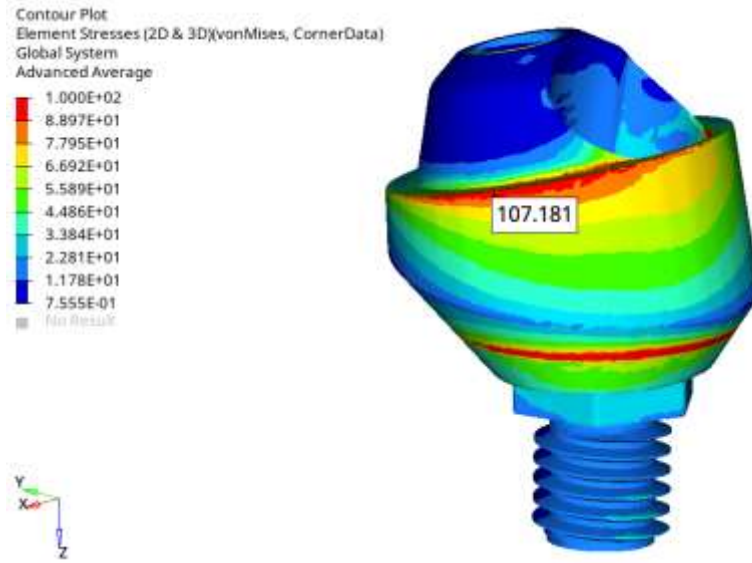
4.2.1.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immedat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0.25 sn.'sinde posterior dayanakta oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.25. ve 0.75 sn.'de anterior dayanakta oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.26.'da gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posterior bölgeye yerleştirilen dayanağın distal yüzeyinde 97.509 MPa, anterior bölgeye yerleştirilen dayanağın bukkal yüzeyinde ise 107,181 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.25. PMMA ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

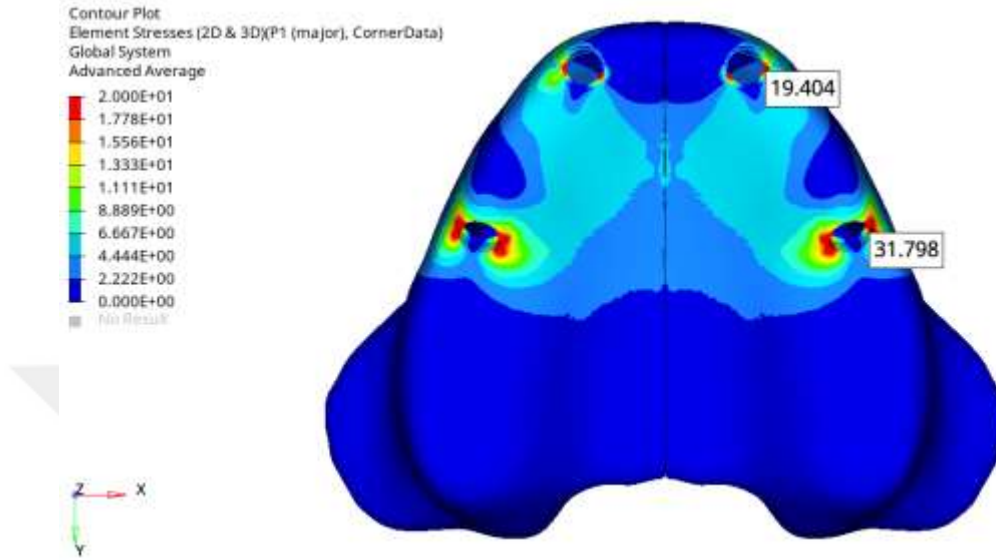


Şekil 4.26. PMMA ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

4.2.1.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immedat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0,75 sn'sinde, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.27.'de gösterilmiştir.

Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin distal yüzeyinde 19,404 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin bukkal yüzeyinde ise 31,798 MPa olarak bulunmuştur.

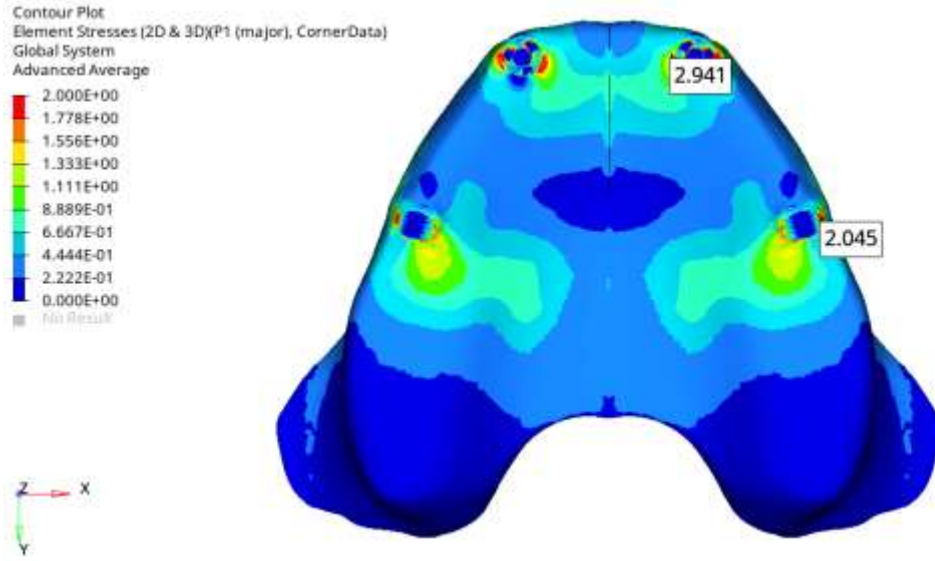


Şekil 4.27. PMMA ile yapılan modellemelerde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.2.1.5. Spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PMMA proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0,75 sn'sinde, spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.28.'de gösterilmiştir.

Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin mezial yüzeyinde ise 2.941MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin bukkal yüzeyinde ise 2.045 MPa olarak bulunmuştur.

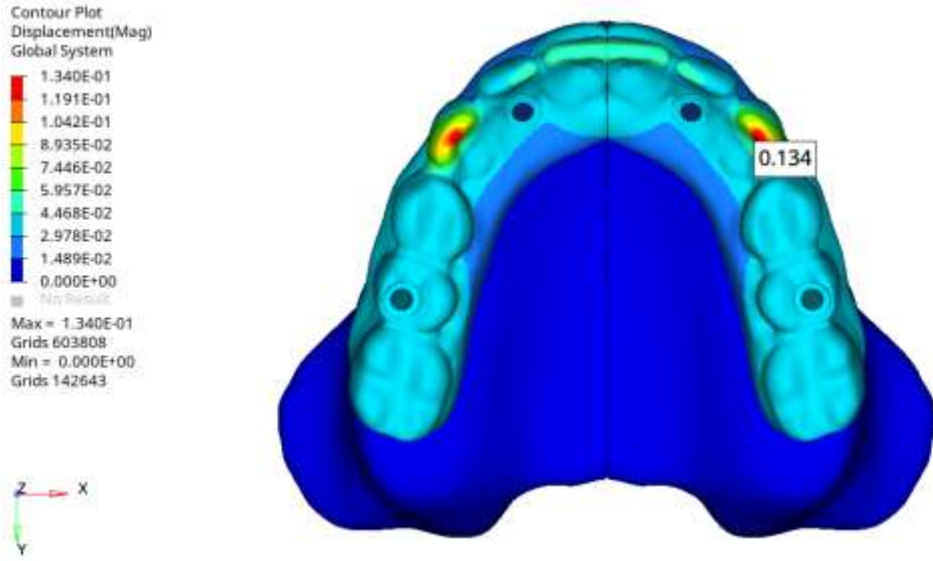


Şekil 4.28. PMMA ile yapılan modellemede spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.2.2. PEEK immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular

4.2.2.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları

Ana modelde yapılan dinamik yüklemenin 0.75 sn.'sinde sistemde meydana gelen yer değiştirme miktarı kanin dişin kasp tepesinde 0,137 mm olmak üzere en yüksek değerde bulunmuştur. Sekil 4.29.'da 0.25 sn.'deki yer değiştirme miktarları model üzerinde karşılaştırmalı renk kodları ile gösterilmiştir.

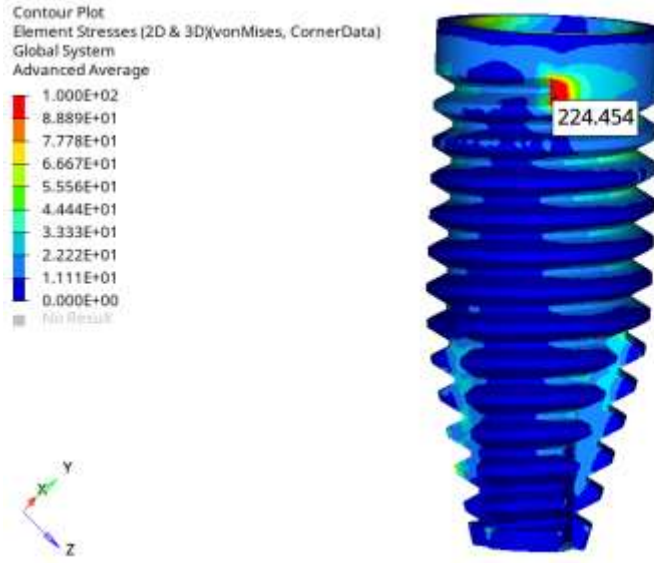


Şekil 4.29. PEEK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları

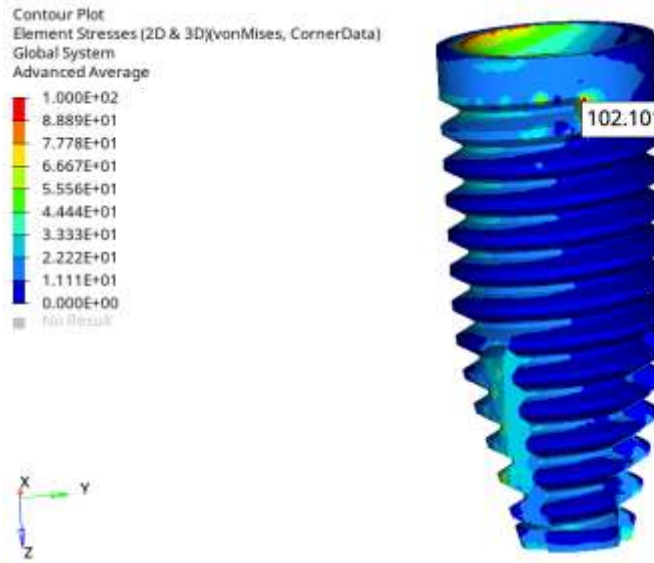
4.2.2.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0.75 sn'sinde; implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.30 ve Şekil 4.31.'de gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posteriora yerleştirilen implantın palatinal boyun bölgesinde 224,454 MPa ve anteriora yerleştirilen implantın bukkal boyun bölgesinde 102,101 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.30. PEEK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları



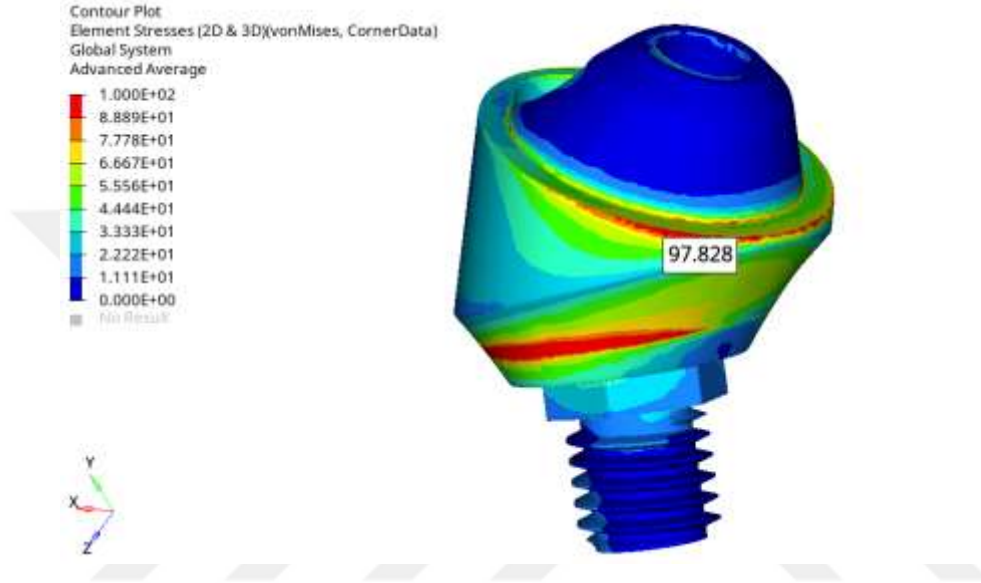
Şekil 4.31. PEEK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları

4.2.2.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

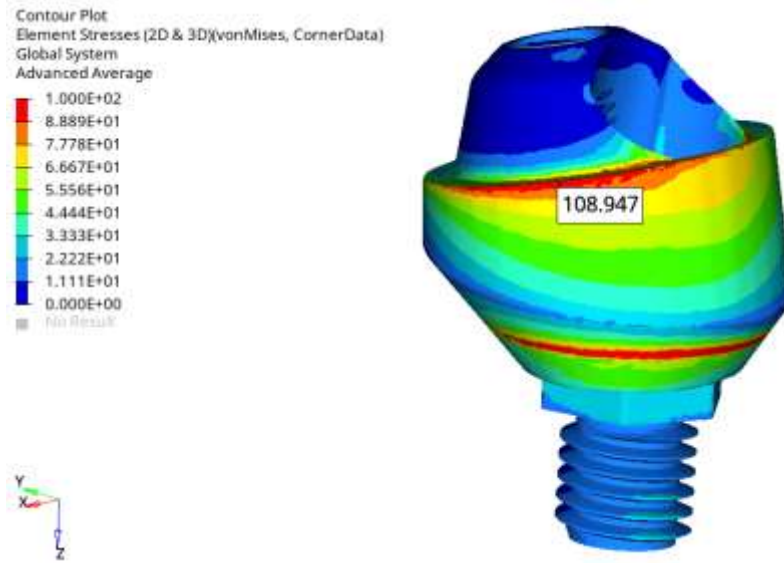
All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin, 0.25 sn.'sinde posterior dayanakta oluşan von Mises gerilme dağılımı

Şekil 4.32.'de ve 0.75 sn.'sinde anterior dayanakta oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.33.'te gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posterior bölgeye yerleştirilen dayanağın mezial yüzeyinde 97,828 MPa ve anterior bölgeye yerleştirilen dayanağın bukkal yüzeyinde 108,947 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.32. PEEK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

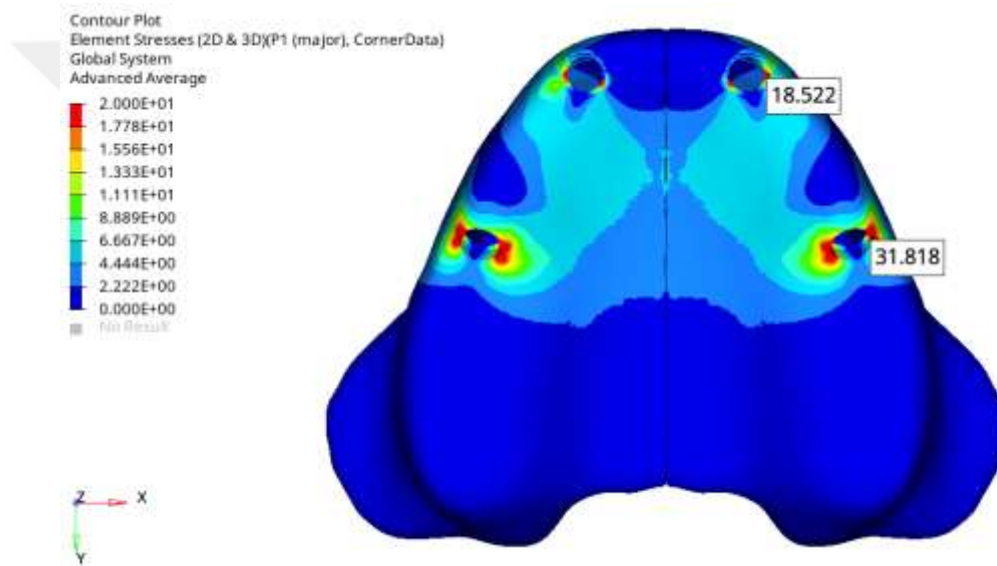


Şekil 4.33. PEEK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

4.2.2.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.34.'te gösterilmiştir.

Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin distal yüzeyinde 18,522 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin bukkal yüzeyinde ise 31,818 MPa olarak bulunmuştur.

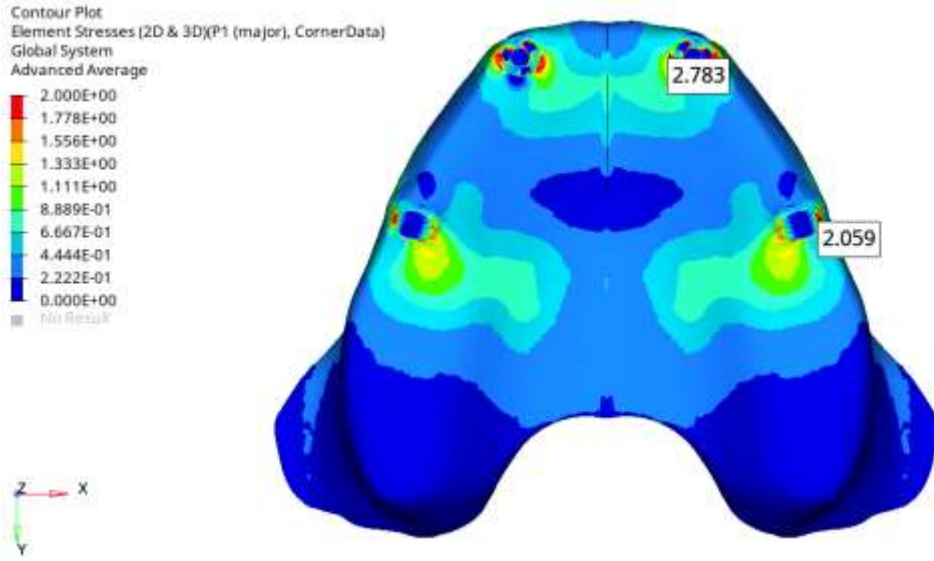


Şekil 4.34. PEEK ile yapılan modellemelerde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.2.2.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEEK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0,75 sn'sinde, spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.35.'te gösterilmiştir.

Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin mezial yüzeyinde 2.783 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin bukkal yüzeyinde ise 2.059 MPa olarak bulunmuştur.

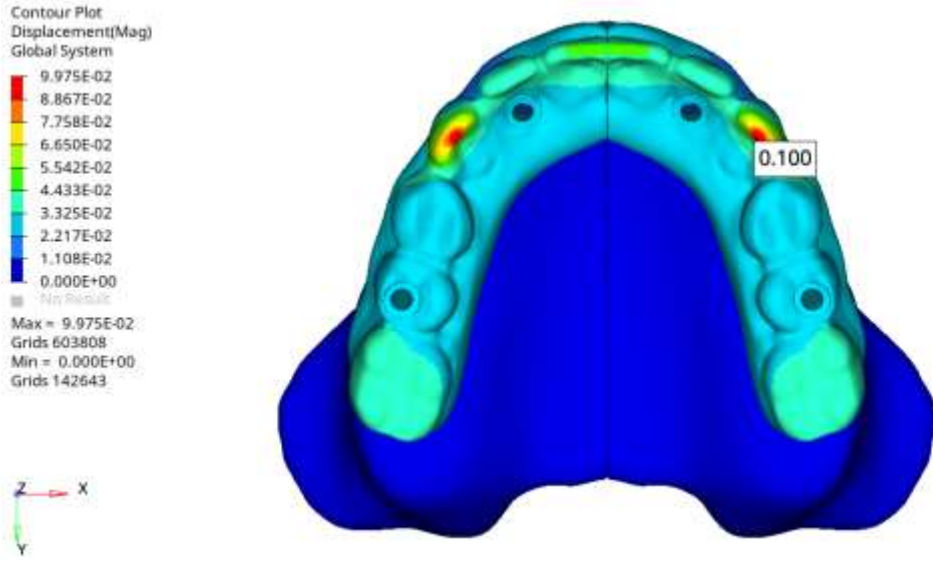


Şekil 4.35. PEEK ile yapılan modellemede spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.2.3. PEKK immediat protez uygulanan ana modelde elde edilen bulgular

4.2.3.1. Protezde oluşan yer değiştirme bulguları

Ana modelde yapılan dinamik yüklemenin 0.75 sn.'sinde sistemde meydana gelen yer değiştirme miktarı kanin dişin kasp tepesinde 0,108 mm olmak üzere en yüksek değerde bulunmuştur. Şekil 4.36.'da 0.25 sn.'deki yer değiştirme miktarları model üzerinde karşılaştırmalı renk kodları ile gösterilmiştir.

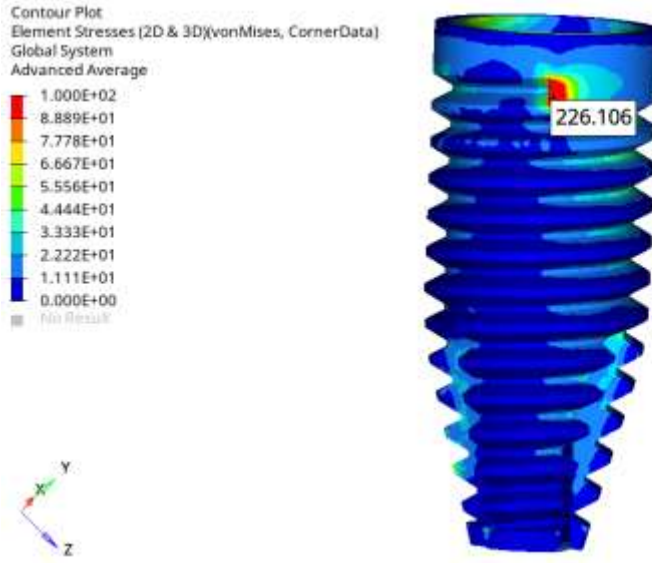


Şekil 4.36. PEKK ile modellenen protezde yer değiştirme bulguları

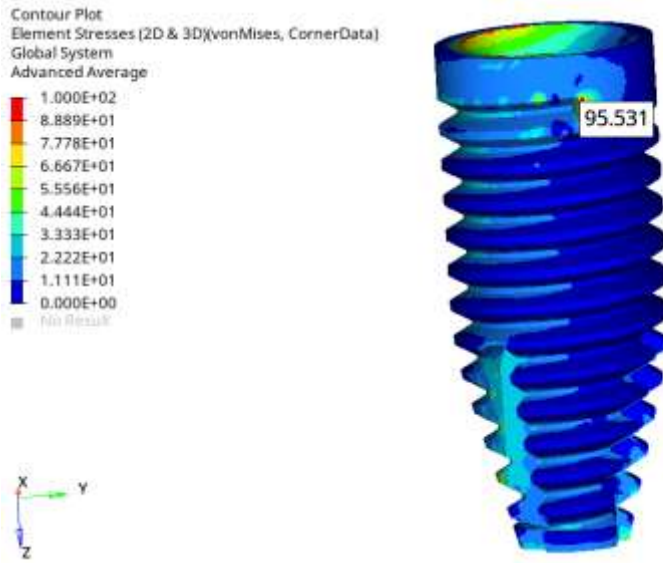
4.2.3.2. İmplantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0.75 sn'sinde, implantlarda oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.37. ve Şekil 4.38.'de gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posteriora yerleştirilen implantın palatinal boyun bölgesinde 226,106 MPa ve anteriora yerleştirilen implantın bukkal boyun bölgesinde 95,531 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.37. PEKK ile yapılan modellemede posterior implantta von Mises gerilme bulguları



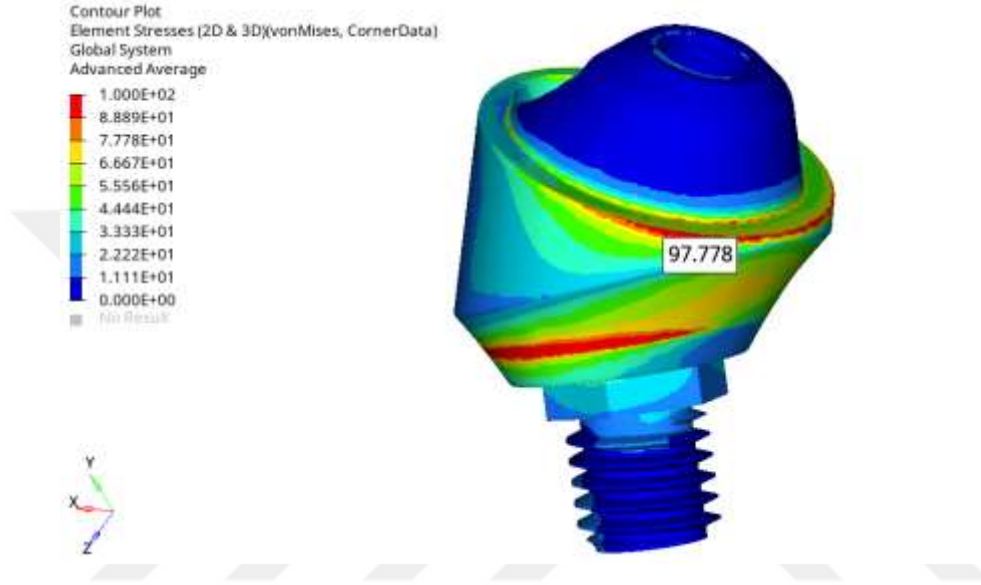
Şekil 4.38. PEKK ile yapılan modellemede anterior implantta von Mises gerilme bulguları

4.2.3.3. Dayanaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

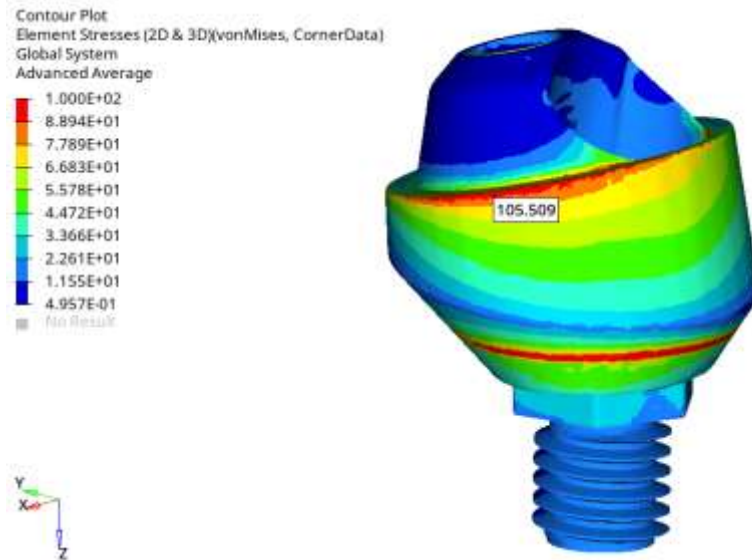
All-on-four implant uygulaması üzerine immedat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyucu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin, 0.25 sn.'sinde posterior dayanakta oluşan von Mises gerilme dağılımı

Şekil 4.39.'da ve 0.75 sn.'sinde anterior dayanakta oluşan von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.40.'ta gösterilmiştir.

En yüksek von Mises gerilme değerleri posterior bölgeye yerleştirilen dayanağın mezial yüzeyinde 97,778 MPa ve anterior bölgeye yerleştirilen dayanağın bukkal yüzeyinde 105,509 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.39. PEKK ile yapılan modellemede posterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

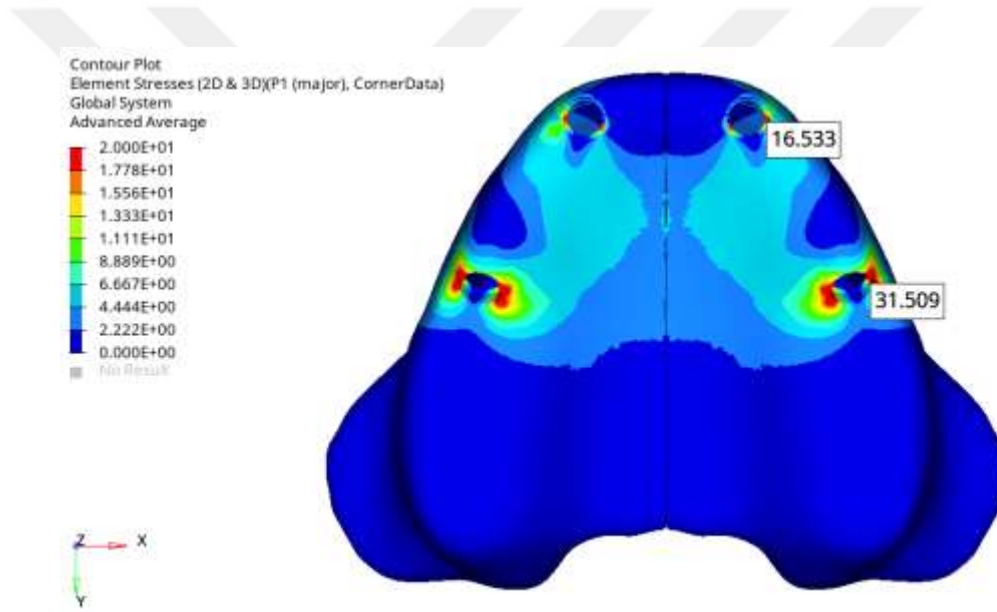


Şekil 4.40. PEKK ile yapılan modellemede anterior dayanakta von Mises gerilme bulguları

4.2.3.4. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.41.'de gösterilmiştir.

Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin distal yüzeyinde 16,533 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin bukkal yüzeyinde ise 31,509 MPa olarak bulunmuştur.

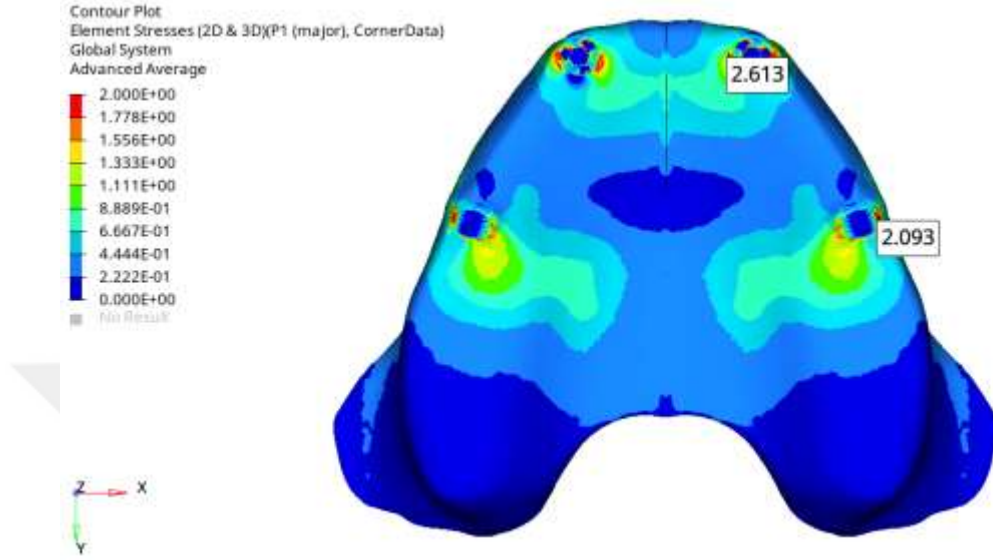


Şekil 4.41. PEKK ile yapılan modellemede kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

4.2.3.5. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

All-on-four implant uygulaması üzerine immediat yükleme düşünülerek monoblok tasarlanan PEKK proteze, kanin koruyuculu okluzyon esas alınarak uygulanan dinamik kuvvet yüklemesinin 0,75 sn'sinde, spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı Şekil 4.42.'de gösterilmiştir.

Asal gerilme anteriora yerleştirilen implant bölgesinin mezial yüzeyinde 2.613 MPa, posteriora yerleştirilen implant bölgesinin bukkal yüzeyinde ise 2.093 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.42. PEKK ile yapılan modellemede spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada tam dişsiz üst çenede minimum optimal şartlarda all-on-four konseptiyle yerleştirilen dört implant üzerine immediat protez uygulamasında bruksizmin ve geçici protez materyal farklılığının, implantlar çevresindeki kortikal ve spongios kemikte, protez materyallerinde, implantlarda ve dayanaklarda oluşturduğu stresin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Bu amaçla, üst çenede lateral diş bölgesinde aksiyal, premolar bölgesine 45 derece distale eğimle yerleştirilen 4 implant üzerine immediat yükleme senaryosu planlanan PMMA, PEEK ve PEKK materyallerinden monoblok olarak elde edilen protezler tasarlanmıştır. Bruksist bireylerin artmış çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel alışkanlıkları gözetilerek statik ve dinamik senaryoyla iki tip kuvvet uygulanmıştır. Kullanılan geçici protez materyallerinin kortikal, spongios kemik, implantlar, dayanaklar veya protezler arasında farklılık yaratmayacağı yönündeki boş hipotez reddedilmiştir.

Bruksizm, parafonksiyonel aktivite sonucu dişlerin sıkılması, gıcırdatılması veya öğütülmesi olarak tanımlanan bir alışkanlıktır.(14) Toplumda bruksizm yaygın görülen bir rahatsızlıktır ve nokturnal veya diurnal şekilde görülebilmektedir.(21) (22) (23) Bruksizm periferik veya santral faktörler nedeniyle oluşabilen, zor tanı konulan ve multifaktöriyel etiyojijye sahip bir rahatsızlıktır.(34) (36) Bruksizm ataklar halinde ortalama 8-9 sn.'lik periyotlar şeklinde görülmektedir.(9) Juodzbaly ve ark.(49) ataklar sırasında oblik çiğneme kuvvetinin toplam bileşeninin 1000 N'a kadar çıktığını bildirmiştir. Bruksizm parafonksiyonel aktivitenin görüldüğü ataklar dışında fonksiyon esnasında görülen çiğneme kuvvetlerinin de artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle bruksist bireylerde dental tedavi planlaması, kullanılacak restoratif materyaller ve tedavi sonrası koruyucu uygulamalar diş hekimleri tarafından detaylı bir şekilde değerlendirilmektedir.

Bruksizm, kas iskelet sisteminin parafonksiyonel aktiviteleri arasında diş dokusunun kaybı, periodontal doku, eklem ve kas hasarına yol açması nedeniyle en zararlısı olarak kabul edilmektedir.(14) Çalışmamızda uygulanan kuvvet miktarlarının ve parafonksiyonel aktivitenin bruksist bireyler esas alınarak uygulanmasının nedeni bu durumun yüksek oranda görülme prevalansıdır. Bazı çalışmalarda diurnal diş sıkma prevalansı %20 iken nokturnal diş sıkma prevalansı %10, diş gıcırdatma ise %10 olarak bildirilmektedir.(21) (22) (23) Raadsheer ve ark.(48) normal ısırma kuvvetini kadınlarda ortalama 386.6 N, erkeklerde

545.7 N olarak ölçmüşlerdir. Bruksist bireylerde parafonksiyonel aktivitenin yanı sıra artmış çiğneme kuvvetlerini de göz önünde bulundurmak gerekmektedir.

Dental implantlar diş eksikliklerinin tedavisinde yaygın olarak kullanılan protetik gereçlerdir. Teknolojinin gelişmesiyle implant materyalleri de geliştirilmektedir ve yapılan tedavilerde başarı oranları artmaktadır. İmplantın başarı veya başarısızlığı, fonksiyonel ve parafonksiyonel nedenlerle implant üzerine gelen kuvvetlerin implanta nasıl iletildiğine ve çevre dokular tarafından nasıl absorbe edildiğine bağlıdır. İmplant başarısızlıklarından biri implant çevresindeki vertikal kemik kaybının 2 mm'den fazla olması olarak belirtilmektedir. İmplant çevresinde kemik yıkımına etki eden faktörler; travmatik cerrahi uygulama, aşırı oklüzal kuvvetler, implant ve dayanak arasındaki mikro boşluklardan mikrobiyal kontaminasyon, implant-dayanak arasında gelişen mikro hareketlilik ve tekrarlayan dayanak vida gevşemeleridir.(271) Bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda artmış çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar sonucu meydana gelen yıkıcı lateral kuvvetler implant çevresindeki kemik dokuda vertikal kayıplara neden olarak başarısızlığa yol açabilmektedir.

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar, yüksek başarı oranı, kemik ankrajının artması, kantilever uzunluğunun azaltılması dolayısıyla biyomekanik açıdan avantajlı olması, anında fonksiyon ve estetik sağlanabilmesi gibi avantajlara sahiptir.(2) (3) Alt ve üst çenede özellikle posterior bölgede ileri derecede atrofi gözlenen vakalarda, standart boyutlarda implant uygulanabilmesi için greft ogmentasyonu uygulanması gerekmektedir.(2) Ancak ogmentasyon işlemi, komplikasyon ve yüksek morbidite riski taşıması, tedavi maliyetinin ve süresinin uzun olması gibi dezavantajlara sahiptir.(2) All-on-four konseptinin temeli olan 4 implant üzerine sabit protetik restorasyon planlaması, bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiş bir tedavi şeklidir.(111) Bu durumda hastalar tam dişsiz çenelere yerleştirilen 4 implant üzerine immediat yüklenen sabit protezler ile rehabilite edilebilmektedir. Bu tedavi protokolünde, alt ve üst çenelerde anterior bölgeye aksiyel olarak 2 implant, posterior bölgede ise protezin kantilever uzunluğunu azaltmak amacıyla distale eğimlendirilecek şekilde açılı yerleştirilmiş 2 implant olmak üzere toplamda 4 implant yerleştirilmektedir.(108) (109) Ancak, bu yöntem uygulama öncesi detaylı planlama ve cerrahi splint yapımı gerektirmesi, deneyimli cerrahi teknik gerektirmesi ve sınırlı kantilever uzunluğu gibi bazı dezavantajlara da sahiptir.(110)

Alt ve üst çenede kortikal kemiğin yük taşıma kapasitesi spongioz kemiğe göre daha fazladır. Bu nedenle implant yapılacak bölgede kortikal kemiğin fazla, trabeküler yapının da sık olması tercih edilmektedir.(6) (61) (70) Çalışmamızda all-on-four tedavi endikasyonu

olan atrofik bir maksilla modellendiği için minimum optimal koşullar göz önünde bulundurulmuştur. Lekholm ve Zarb'ın(61) 1985 yılında yaptığı alveoler kemik sınıflandırmasına göre, maksillanın ön ve arka bölgesinde sıklıkla görülen Tip 3 kemik temel alınarak kompakt ve spongioz kemik miktarı belirlenmiştir. Çalışmadaki modellerde kompakt kemik kalınlığı 1 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır.(267)

All-on-four tedavi konseptinin uygulanabilmesi için minimum kemik genişliğinin en az 5 mm olması, yüksekliğinin ise maksillada en az 10 mm mandibulada ise 8 mm olması gerektiği bildirilmiştir.(110) Literatür taramasında all-on-four konseptinde kullanılan implant boyları 7 mm(133) ile 18 mm(114) (121) (128) arasında, çapları ise 3,3 mm(108) (127) ile 5 mm(134) arasında değişmektedir. Yerleştirilen implantların üzerine düz veya 17°'den 35°'ye kadar değişen açılarda multiunit dayanaklar yerleştirilerek rijit protezin pasif oturtulabilmesi için paralellik sağlanmaktadır.(110) (119) Çalışmamızda da kortikal kemik miktarı 1 mm olarak belirlenmiştir.(267) İmplantlar anterior ve posterior bölgede 4.3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Nobel Biocare firmasının all-on-four tedavi protokolüne ait ürün kataloğundaki ölçüler esas alınarak NobelParallel Conical Connection TiUltra olarak belirlenmiştir. Bu implant markası ve modelinin seçilme nedeni, tam ark implant destekli restorasyonlarda kullanım endikasyonunun bulunması, immediat ve erken yükleme uygulamalarında primer stabilizasyon değerlerinin yüksek olduğunun bildirilmesidir. Bu implant özellikle all-on-four protokolünde endikasyonu olan ve klinik uygulamalarda tercih edilen bir implant modelidir. (272) (273) Schnitman ve ark.(274) yaptığı bir çalışmada 10 mm'den kısa implantlara immediat yükleme uygulandığında %50'sinin kaybedildiğini bildirmiştir. Çalışmamızda da minimum optimal şartları simüle edebilmek amacıyla, kullanılan implantların uzunluk ve çap değerleri literatürde bildirilen minimum değerlerin üzerinde ve asgari değerlere yakın olarak belirlenmiştir.

Dental implantlar kemik içerisine 25-50 Ncm arası kuvvetle torklanarak yerleştirilirler. All-on-four konseptiyle yerleştirilen 4 implantın cerrahi olarak yerleştirilmesinden 2-8 saat, 24 saat ve 48 saat sonra immediat yükleme yapılmış olan farklı çalışmalar bulunmaktadır.(114) (115) (128) (135) (136) (137) (138) Peñaloza ve ark.(112) yerleştirilen implantlar üzerine immediat yükleme uygulamasının, implant etrafındaki mekanik stimülasyonunu sağlayarak, kemik mediyatörlerinin salınımını pozitif yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Isidor'un çalışmasında(5), kemiğe iyileşme sürecinde hafif düzeyde kuvvet uygulamasının iyileşmeyi hızlandırdığı ve başarıyı arttırdığı belirtilmiştir. Literatürde, iyileşme sürecini hızlandırarak pozitif etki gösterecek kuvvet miktarı ve şekli ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda implant tedavisinde

immediat protez uygulamasında bruksizm varlığının riskli olabileceği bildirilmekte ve kullanılmaması tavsiye edilmektedir.(275) Ganeles ve ark.'nın(276) yaptıkları klinik bir çalışmada 161 immediat yüklenen implantın sadece 1'inin bruksizme bağlı kaybedildiği bildirilmiştir. Ancak yapılan literatür taramasında, bruksist bireylere all-on-four tedavi protokolü kapsamında uygulanacak immediat protez uygulaması ile ilgili çalışma bulunmamaktadır.

All-on-four tedavi konseptinde implantlar çene kemiğine, anatomik lokasyona göre, 30° ile 45° arasında değişen açılarda yerleştirilmektedir.(110) (112) Literatür taramasında, 0°, 15° ve 30° eğimle yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan gerilim stresleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, 45° açı ile yerleştirilen implantlar çevresinde oluşan gerilim stresleri daha yüksek bulunmuştur.(129) Ancak distal implantlar ark üzerinde ne kadar posteriora doğru açılarak yerleştirilirse, protezdeki kantilever mesafesi de o kadar kısalmaktadır, bu da implantlar üzerine gelen stresi azaltmaktadır.(130) Bevilacqua ve ark.(131), splintlenmiş ve açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında kortikal ve spongios kemikte oluşan stres miktarının, açılmadan yerleştirilen ve daha uzun kantilever mesafesi bulunan protezlerde oluşan stres miktarından daha az olduğunu bulmuştur. Distal implantlar açılı yerleştirildiğinde protezin yüzey alanı artmakta ve implantlara iletilen oklüzal yükler azalmaktadır. Ayrıca immediat yükleme yapılacağı durumlarda, kantilever içermeyen veya minimum uzunlukta kantilever içeren, akrilik sabit geçici protezlerin uygulanması tavsiye edilmektedir.(110) Literatürde belirtilen bilgileri destekleyecek şekilde çalışmamızda da benzer bir sonuç görülmektedir. Statik yükleme koşulları altında üç farklı protez materyalinde de en yüksek stres miktarı posteriorda kantilever bölgesinde gözlenmektedir. Uygulanan çiğneme kuvveti miktarının 6 numaralı diş bölgesinde en yüksek değerlerde olmasının da bu duruma yol açabileceği düşünülmektedir. Dinamik yüklemede ise kanin koruyuculu oklüzyona uygun kuvvet yükleme planlandığı ve kuvvet paterni kanin diş bölgesinden uygulandığı için posterior ve anterior kantilever bölgelerinde daha düşük stres gözlenmektedir. Protezlerde en yüksek yer değiştirme miktarı kuvvetin uygulandığı kanin dişin kasp tepesinde gözlenmiştir.

Ahuja ve ark.(277) 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında tam dişsiz bireylerde interark mesafelerini sınıflandırmışlar ve mesafeleri 15 mm'den fazla, 12-14 mm arasında, 9-11 mm arasında ve 9 mm'den az olmak üzere 4 sınıfa ayırmışlardır. Mesafenin 15 mm'den fazla olduğu durumlarda dikey yönde kantilever oluştuğu, 9 mm'den az olduğu durumlarda suni dişlerin konumlandırılmasında ve protetik yapının dayanıklılığında sıkıntı yaşandığı belirtilmiştir. İnterark mesafesinin 12-14 mm arasında olmasının bir çok protez tasarımı için

ideal mesafe olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda da optimum koşullar gözetilerek interark mesafesi yaklaşık 13 mm olacak şekilde protez modellemesi yapılmıştır.

SEA yöntemi, matematiksel planlamayla bilgisayar ortamında oluşturulan modelin her bir elementinin gerinim ve gerilmesinin ölçülmesi işlemlerini içermektedir. Yapının değerlendirilmesi; basınç, eksternal kuvvet, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanımaktadır. (251) 2 boyutlu SEA modellemenin hazırlığı ve uygulanması daha kolay olmasına rağmen çalışmalar sonucunda, 2 boyutlu modellemelerin dental restorasyonların gerilme analizlerinin yapılmasında yetersiz kaldığı görülmüştür.(258) 2 boyutlu SEA yöntemi ile elde edilen modellemede 3 boyutlu modellemeye kıyasla, elemanlar daha büyük ve düğüm sayısı daha azdır. Özellikle implant destekli protez tasarımları ile yapılan çalışmalarda, tasarımın komplike yapıda olması ve bileşen sayılarının fazla olması nedeniyle detaylı bir stres analizine gereksinim duyulmaktadır. 3 boyutlu SEA yöntemi, küçülen eleman ve artan düğüm sayısı nedeniyle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlamaktadır.(259) (260) Çalışmamızda komplike bir modelleme yapılması ve tasarımın klinik çalışmalarda gözlemlenmesinin zor olması nedeniyle 3 boyutlu SEA yöntemi tercih edilmiştir.(261)

Çalışmamızda SEA yöntemiyle modelleme yapılırken kullanılan kemik doku, yumuşak doku, implant, implant destekli protez parçaları ve protez materyallerinin elastik modül ve Poisson oranları literatürde SEA yöntemiyle incelenen implant destekli tasarımlarda kullanılan değerleriyle benzer olarak kullanılmıştır.(262) Osseointegrasyon El Askary'nin tanımında, yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bağlantı olarak belirtilmiştir ve bu tanım literatürde yaygın olarak kullanılmaktadır.(64) SEA çalışmalarında materyallerin temasları %100 olarak kabul edilmektedir. Bu durum kortikal kemik-implant ve spongios kemik-implant temasında osseointegrasyonun tamamlanmış olduğu senaryoya karşılık gelmektedir. Ancak immedat yüklemde yalnızca primer stabilizasyon söz konusu olmaktadır. Huang ve ark. 2008 yılında yaptıkları SEA çalışmasında immedat yüklemeyi, implant-kemik arayüzünü $\mu = 0.3$ katsayılı sürtünme teması ile nonlineer olarak tanımlamıştır.(159) (269) (270) Çalışmamızda da immedat yükleme prosedürünü gerçeğe en yakın şekilde simüle etmek amacıyla implant-kemik arayüzüne aynı değerde sürtünme temas katsayısı uygulanmıştır.

Çalışmamızda statik yükleme senaryosunda dişlerin oklüzal tablasına dik iletilecek şekilde kuvvetler santral fossadan uygulanmıştır. Literatürde brüksizm varlığında oblik kuvvetlerin toplam bileşeninin 1000 N'a kadar çıktığı bildirilmiştir. Ayrıca kanin

koruyuculu oklüzyon tipinde kanin:premolar:molar kuvvet oranları 1:2:4 olarak belirtildiği için çalışmamızda da, toplam oblik kuvvet olan 1000 N'nin dik bileşenleri hesaplanıp dişlere göre oranlanarak uygulanmıştır.(50) (51) Dinamik yüklemde ise premolar ve molar dişlere gelecek lateral temaslar yok sayılarak kanin rehberliği üzerinden kuvvet uygulaması yapılmıştır. Statik yüklemde, çiğneme kuvvetlerinin oklüzal tablaya dik bileşenlerinin en yüksek değerde olduğu ve birden fazla dişe aynı anda yükleme yapıldığı için stres miktarının değerlendirildiği tüm modellerde, dinamik yükleme sonuçlarından daha yüksek bulunmuştur.

Juodzbals ve ark.(49) bruksizm esnasında oluşan çiğneme kuvvetlerinin 30°'lik toplam oblik kuvvet bileşeninin 1000 N'a kadar çıkabildiğini belirtmiştir. Oklüzyon tipine göre de diş bölgelerine iletilen kuvvet değerlerinin değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir.(50) (51) Taruna ve ark.(110) all-on-four tedavi konseptini anlattıkları kitaplarında, sentrik ilişkide eş zamanlı bilateral temaslar sağlanmasını, lateral hareketlerde ise karşıt çenede doğal dentisyon varlığında kanin rehberliği oluşturulmasını önermektedir. Türker ve ark.(148) all-on-four konseptinde oklüzyon tiplerini kıyasladıkları SEA çalışmalarında kanin koruyuculu, grup fonksiyonlu, bilateral balanslı, lingualize ve monoplane oklüzyon çeşitlerini modellemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre kortikal kemikte en düşük stres kanin koruyuculu oklüzyonda tespit edilmiştir. Park ve ark.(278) 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında bruksist bireylerde kanin koruyuculu oklüzyonun grup fonksiyonlu oklüzyonla karşılaştırıldığında servikal lezyon oluşturma riskinin daha az ve kemik ve diş dokusuna iletilen çiğneme kuvveti değerlerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Özellikle bruksist bireylerde kanin koruyuculu oklüzyon tipinin uygulanmasını tavsiye etmektedirler. Kuvvet değerlerinin azalması, alveoler kemiğe iletilen stresin azaltılması gibi avantajları nedeniyle çalışmamızda oklüzyon konsepti kanin koruyuculu oklüzyon olarak tasarlanmıştır.(148) (279) (280)

Çalışmamızda uygulanan yükleme koşulları sonucunda elde edilen veriler statik ve dinamik yükleme başlıkları altında incelendiğinde;

a.) Statik yüklemde protetik materyallerdeki yer değiştirme bölgesine bakıldığında en yüksek değerler posterior kantilever bölgesinde görülmektedir. Yer değiştirme miktarı yüksekte düşüğe PMMA, PEEK, PEKK olarak sıralanmaktadır. Materyaller arasında görülen bu farklılık elastik modül farklarından kaynaklanmaktadır. En yüksek elastik

modüle sahip olan PEKK, çiğneme kuvvetlerine karşı en düşük deformasyonu göstermektedir.

b.) Dinamik yüklemde ise bruksizm atağının anlık değil dinamik bir süreç içerisinde uygulanması planlanmıştır. Yapılan çalışmalarda her bir bruksizm atağının ortalama 10 sn sürdüğü bildirilmiştir.(49) (268) Çalışmamızda da 10 sn'lik bruksizm atağında kuvvet grafikleri oluşturulmuştur ve grafik incelemesinde kuvvet bileşen ve değerlerinin kendini tekrar eden bir pattern oluşturduğu belirlenmiştir. 10 sn'lik bruksizm atağının F_x , F_y ve F_z düzlemlerindeki kuvvet bileşenlerinin gösterildiği grafiklerde de 1.25 sn. sonrasında kuvvet değer ve açı patternleri tekrarlanmaktadır. Bu nedenle elde edilen en yüksek asal gerilme, von Mises değerleri ve yer değiştirme miktarları 1.25 sn.'lik periyotta incelenmiştir.

Uygulanan çiğneme kuvvetlerinin F_x , F_y ve F_z bileşenleri incelendiğinde, dişlere iletilen açılı kuvvetler oklüzal tablaya dik gelen kuvvetlerden daha düşük değerlerdedir. Bu nedenle statik yükleme sonucunda elde edilen stres değerleri dinamik yüklemde elde edilen değerlerden daha yüksektir.

Polimerik protez materyalleri geçici protez materyali olarak sıklıkla tercih edilmektedir. PMMA estetik özellikleri, uygulama kolaylığı ve tamir edilebilmesi nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Geçmişte yalnızca protez kaide materyali olarak tercih edilirken günümüzde PMMA materyaller güçlendirilmiş, kullanım alanları artmış ve üretim yöntemleri de çeşitlenmiştir.(154) (165) PAEK ailesinin üyeleri olan PEEK ve PEKK polimerler de PMMA'ya kıyasla daha düşük çözünürlük, düşük su absorpsiyonu, düşük darbe dayanımı, dentin ve kemiğe yakın elastik modül gibi özellikleri nedeniyle klinik uygulamalarda kullanım alanı bulmuşlardır.(176) Çalışmamızla klinik uygulamalarda geçici protez materyali olarak monoblok olarak kullanılabilen polimerik protez kaide materyallerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Özellikle bruksist bireylerde artmış çiğneme kuvvetleri altında tercih edilebilecek protez materyallerinin kemik doku ve implantlarda oluşturacağı stres miktarının ve lokalizasyonunun gözlenmesi ve klinik uygulamalara ışık tutması hedeflenmiştir.

Titanyumun elastisite modülünün yüksek olması implantların ve dayanakların eğilmeye karşı yüksek direnç gösterdiği anlamına gelmektedir. İmplantlar deformasyona karşı yüksek direnç göstererek, kemik yapıya daha az stres iletilmesini sağlamaktadır.(281) Titanyumun maksimum dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ya eşit veya daha büyük değerlerde stres oluştuğunda kırık riski oluşabilmektedir.(282) Çalışmamızda statik ve dinamik yükleme koşullarında implant ve dayanaklarda elde edilen von Mises değerleri

incelendiğinde, statik yükleme sonuçları dinamik yükleme sonuçlarından daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni statik yüklemede kanin, premolar ve molar dişlere aynı anda kuvvet uygulanırken, dinamik yüklemede yalnızca kanin diş üzerinden oblik kuvvet uygulanması olarak gösterilebilir. Polimerik materyaller birbirleriyle kıyaslandığında ise implant ve dayanaklarda en yüksek stres PMMA protez uygulanan modellerde gözlenmiştir. Bu durumun PMMA'nın elastik modülünün PEEK ve PEKK'e kıyasla daha düşük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. İmplantların alveoler kemiğe kuvvet iletimi temas eden yüzeylerden olmaktadır ve kemik-implant temasının artması daha homojen stres dağılımı sağlamaktadır. Çalışmamızda immedat yüklemeyi gösterebilmek amacıyla implant ile kemik ara yüzeyine $0,3 \mu$ katsayılı sürtünme teması uygulanmıştır. Elde edilen sonuçların osseointegrasyonun tamamlandığı bir vakada daha düşük stres değerleri yaratacağı öngörülmektedir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre ölçülen stres değerlerinin tasarlanan modellerde implantın dayanıklılık sınırlarını aşmadığı görülmekte ancak daha fazla kuvvetin sürekli iletilmesi uzun dönemde implantı çevreleyen kemik dokuda rezorpsiyon veya implant başarısızlık riskini arttıracakı düşünülmektedir.

Statik yüklemede spongios kemikte maksimum asal gerilme değeri yüksekten düşüğe doğru PEKK, PEEK, PMMA materyalleriyle elde edilen modellerde gözlenmiştir. Diğer tüm değerler ise statik ve dinamik yükleme koşulları altında yüksekten düşüğe doğru PMMA, PEEK, PEKK şeklinde gözlenmiştir.

Kemik gibi kırılğan materyaller için maksimum asal gerilme stres değerleri önemlidir. Maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte 100 MPa'a eşit veya daha büyük değerlerde olduğunda kemik rezorpsiyonuna neden olduğu bildirilmektedir.(283) Kortikal kemiğin elastik modülü spongios kemikten daha yüksek olduğundan, daha dayanıklı ve deformasyona karşı daha dirençlidir.(284) Spongios kemik için ise bildirilen maksimum asal gerilme aralığı kortikal kemikten çok daha düşüktür ve 1-20 MPa arasındadır.(285) (286) Çalışmamızda kullanılan tüm modellerde ve yükleme koşullarında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilmelere bakıldığında kemik rezorpsiyonu olasılığı beklenmemektedir. Ancak sürekli kuvvet iletilmesinin implant çevresindeki kemikte oluşturacağı rezorpsiyon öngörülememektedir. Bunun için daha fazla in vitro ve in vivo çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bruksizm varlığında tam dişsiz üst çenede all-on-four immediat protez uygulamasında, farklı polimerik geçici protez materyallerinin statik ve dinamik yükleme koşullarında 3 boyutlu SEA ile yapılan çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar:

1. Polimerik geçici protez kaidelerinin yer değiştirme miktarları, gerek statik gerekse dinamik yükleme koşullarında, en yüksek PMMA en düşük PEKK materyalde gözlenmiştir.
2. Statik yükleme koşullarında en yüksek yer değiştirme miktarı protetik materyallerin kantilever bölgesinde gözlenmiştir.
3. Dinamik yükleme altında protezlerde görülen yer değiştirme miktarı en yüksek kanin dişin kasp tepesinde elde edilmiştir.
4. Statik yüklemde elde edilen stres değerleri dinamik yüklemde elde edildenden yüksektir.
5. Statik yüklemde posterior implant ve dayanaklarda elde edilen von Mises stres değerleri anteriora yerleştirilen implant ve dayanaklardan daha yüksek çıkmıştır.
6. Statik yüklemde dayanaklarda en yüksek von Mises değerlerinin ölçüldüğü düğümler; anteriorda bukkal bölgede, posteriorda distal bölgede bulunmaktadır.
7. Statik yüklemde spongios kemikte maksimum asal gerilme değeri yüksekten düşüğe doğru PEKK, PEEK, PMMA materyalle elde edilen modellerde gözlenmiştir. Elde edilen diğer tüm değerler ise statik ve dinamik yükleme koşulları altında yüksekten düşüğe doğru PMMA, PEEK, PEKK şeklinde gözlenmiştir.

8. Dinamik yüklemde elde edilen von Mises stres değerleri posterior implantlarda anterior implantlardan daha yüksek; anterior dayanaklarda ise posterior dayanaklardan daha yüksek elde edilmiştir.
9. Statik ve dinamik yükleme altında implantlarda en yüksek von Mises değerleri anterior ve posterior implantların distal boyun bölgelerindedir.

Yapılan çalışmanın sınırları dahilinde all-on-four immediat yükleme protokolüne uygun tasarlanan farklı monoblok protez materyallerinin, özellikle de PEKK'in olumlu özelliklerinden dolayı bruksizm varlığında yüksek çiğneme kuvvetleri altında kırık riski olmaksızın başarıyla kullanılabileceği düşünülmektedir. Ancak uzun süreli yüklemeler altında materyallerde ve kemikte oluşabilecek başarısızlıkların değerlendirilebilmesi amacıyla ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Teknoloji sayesinde her geçen gün geliştirilen ve güçlendirilen dental materyallerden olan PEEK ve PEKK gibi materyallerin estetik özelliklerinin geliştirilmesi ve kullanımının daha çok yaygınlaştırılmasıyla PMMA ile yaşanabilen komplikasyonların ortadan kaldırılması umulmaktadır. Çalışmamızın in vivo ve in vitro çalışmalara ışık tutması beklenmektedir.

KAYNAKLAR

1. Misch CE, Qu Z Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(6):700–6.
2. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2004;24(6):565–77.
3. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(4):612–21.
4. Sanz-Sanchez I, Sanz-Martin I, Figuero E, Sanz M. Clinical efficacy of immediate implant loading protocols compared to conventional loading depending on the type of the restoration: a systematic review. *Clin Oral Implant Res.* 2015;26(8):964–82.
5. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implant Res.* 2006;17(2):8–18.
6. Spiekermann H, Donath K, Hassell T. *Color Atlas of Dental Medicine Implantology.* Rateitscha. Newyork; 1995.
7. Trenouth MJ. The relationship between bruxism and temporomandibular joint dysfunction as shown by computer analysis of nocturnal tooth contact patterns. *J Oral Rehabil.* 1979;6:81–7.
8. Amemori Y, Yamashita S, Ai M, Shinoda H, Sato M, Takahashi J. Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part I: a new device for measuring mandibular movements during sleep. *J Oral Rehabil.* 2001;28:943–9.
9. Attanasio R. Nocturnal bruxism and its clinical management. *Dent Clin North Am.* 1991;35:245–52.
10. Christensen LV. Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review. *J Oral Rehabil.* 1981;8:27–36.
11. Lobbezoo F, Brouwers JE, Cune MS Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil.* 2006;32:152–9.
12. Geng, JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85:585–98.
13. Ertem SY, Uckan S, Ozden UA. The comparison of angular and curvilinear marginal

- mandibulectomy on force distribution with three dimensional finite element analysis. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2013;41(3):e54–8.
14. Leeuw R, Klasser GD. *Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management*, Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1996.
 15. Miller SC. *Textbook of Periodontia*. Philadelphia: The Blakiston Company; 1950.
 16. Tishler B. Occlusal Habit Neuroses. *Dent Cosm.* 1928;(70):690–5.
 17. Karolyi M. Beobachtungen über Pyorrhea Alveolaris. *Oest ung Viertel Jschr Zahnheilk.* 1901;17:279.
 18. Faulkner KD. Bruxism: A review of the literature. Part I. *Aust Dent J.* 1990;35:266–76.
 19. Ramfjord SP, Ash MM. *Occlusion*. 3rd ed. Philadelphia: WD Saunders; 1995.
 20. Okeson J. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 8th. Edition. 2019. 110.
 21. Koyano K, Tsukiyama Y, Ichiki R, Kuwata T. Assessment of bruxism in the clinic. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):495–508.
 22. Glaros AG. Incidence of diurnal and nocturnal bruxism. *J Prosthet Dent.* 1981;45:545–9.
 23. Carlsson GE, Egermark I, Magnusson T. Predictors of bruxism, other oral parafunctions, and tooth wear over a 20-year follow-up period. *J Orofac Pain.* 2003;17:50–7.
 24. Ohayon MM, Li KK, Guilleminault C. Risk factors for sleep bruxism in the general population. *Chest.* 2001;119:53–61.
 25. Reding GR, Rubright WC, Zimmerman SO. Incidence of bruxism. *J Dent Res.* 1966;45:1198–204.
 26. Johansson A, Unell L, Carlsson GE, Söderfeldt B, Halling A. Gender difference in symptoms related to temporomandibular disorders in a population of 50-year old subjects. *J Orofac Pain.* 2003;17:29–35.
 27. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil.* 2008;35:476–94.
 28. Marklund S, Wanman A. Incidence and prevalence of myofascial pain in the jaw-face region. A one-year prospective study on dental students. *Acta Odontol Scand.* 2008;66:113–21.
 29. Mundt T, Mack F, Schwahn C, Bernhardt O, Kocher T, Biffar R. Association between sociodemographic, behavioral, and medical conditions and signs of

- temporomandibular disorders across gender: results of the study of health in Pomerania. *Int J Prosthodont*. 2008;21:141–8.
30. Winocur E, Littner D, Adams I, Gavish A. Oral habits and their association with signs and symptoms of temporomandibular disorders in adolescents: a gender comparison. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2006;102:482–7.
 31. Yengin E. Temporomandibular Rahatsızlıklarda Teshis ve Tedavi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi Yayınları; 2000.
 32. DeLaat A, Macaluso GM. Sleep bruxism as a motor disorder. *Mov Disord*. 2002;17:67–9.
 33. Nel JC, Bester SP, Snyman WD. Bruxism threshold: an explanation for successful treatment of the multifactorial aetiology of bruxism. *Aust Prosthodont J*. 1995;9:33–7.
 34. Glaros AG, Rao SM. Bruxism: A critical review. *Psych Bull*. 1977;34:767.
 35. Nadler SC. Bruxism, a classification: a critical review. *J Am Dent Assoc*. 1957;54:615–22.
 36. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil*. 28:1085–91.
 37. Frohman BS. The application of psychotherapy to dental problems. *Dent Cosm*. 1931;73:1117–22.
 38. Kleinberg I. Bruxism: Aetiology, clinical signs and symptoms. *Aust Prosthodont J*. 1994;8:9–17.
 39. Michelotti A, Farella M, Gallo LM, Veltri A, Palla S, Martina R. Effect of occlusal interference on habitual activity of human masseter. *J Dent Res*. 2005;84:644–8.
 40. Miyawaki S, Lavigne GJ, Mayer P, Guitard F, Montplaisir JY, Kato T. Association between sleep bruxism, swallowingrelated laryngeal movement, and sleep positions. *Sleep*. 2003;26:461–5.
 41. Micheli F, Fernandez Pardal M, Gatto M, Asconapé J, Giannaula R, Parera IC. Bruxism secondary to chronic antidopaminergic drug exposure. *Clin Neuropharmacol*. 1993;16:315–23.
 42. Basic V, Mehulic K. Bruxism: An unsolved problem in dental medicine. *Acta Stomatol Croat*. 2004;38:93–6.
 43. Bader GG, Kampe T, Tagdae T, Karlsson S, Blomqvist M. Descriptive physiological data on a sleep bruxism population. *Sleep*. 1997;20:982–90.
 44. Kavaklı Y. Polisomnografi ile teşhis edilen uyku bruksizimli hastaların tedavisinde iki

- farklı apareyin etkinliğinin değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi; 2006.
45. Macaluso GM, Guerra P, Di Giovanni G, Boselli M, Parrino L Terzano MG. Sleep bruxism is a disorder related to periodic arousals during sleep. *J Dent Res.* 1998;77:565–73.
 46. Hublin C, Kaprio J, Partinen M, Koskenvuo M. Sleep bruxism based on selfreport in a nationwide twin cohort. *J Sleep Res.* 1998;7:61–7.
 47. Michalowicz BS, Pihlstrom BL, Hodges JS, Bouchard TJ. No heritability of temporomandibular joint signs and symptoms. *J Dent Res.* 2000;79:1573–8.
 48. Raadsheer MC, Van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999;78:31–42.
 49. Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent.* 2005;14:166–75.
 50. Misch C. *Dental Implant Prosthetics*. 1st ed. St. Elsevier Mosby; 2005.
 51. Misch C. Key Implant Positions: Treatment Planning Using the Canine and First Molar Rules. *Dent Today.* 2009;28:66–71.
 52. Lavigne GJ, Rompré PH, Montplaisir JY. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. *J Dent Res.* 75(1):546–52.
 53. Suganuma T, Ono Y, Shinya A, Furuya R. The effect of bruxism on periodontal sensation in the molar region: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 2007;98:30–5.
 54. Xhonga FA. Bruxism and its effect on the teeth. *J Oral Rehabil.* 1977;4:65–76.
 55. Sapiro SM. Tongue indentations as an indicator of clenching. *Clin Prev Dent.* 14(2):21–4.
 56. Miller VJ, YOeli Z, Barnea E, Zelster C. The effect of parafunction on condylar asymmetry in patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 1998;25:721–4.
 57. Paesani D. Controversies on the effects of bruksism: Bruxism. Quientesens Ltd.; 2010. 207–32.
 58. Matthews GP. Mandibular and palatine tori and their etiology. *J Dent Res.* 1933;13:245.
 59. Kraut RA. Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction. مج. 127, The Journal of the American Dental Association. 1996. 740 ص.
 60. Spiekermann H. *Implantology*. G. Thieme Verlag; 1995.

61. Branemark, Per-Ingvar; Zarb, George A, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence; 1985. 399–410.
62. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1–132.
63. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 86(7):713–27.
64. El Askary AES. *Reconstructive Aesthetic Implant Surgery, Chapter 1.* Blackwell Publishing Company; 2003.
65. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 10(6):387–416.
66. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1(1):11–25.
67. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U TP. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 106(1):527–51.
68. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 106(3):721–64.
69. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implant Res.* 2006;17 Suppl(2):124–35.
70. Misch CE. *Bone Density: A Key Determinant for Clinical Success, Contemporary Implant Dentistry.* 2nd ed. Mosby SL. 1999. 109–118.
71. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E, Baslé MF, Chappard D. Bone loss and teeth. *Jt Bone Spine.* 72(3):215–21.
72. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontol Scand.* 46(3):135–40.
73. John V, Gossweiler M. Implant treatment planning and rehabilitation of the anterior maxilla: Part 1. *Ind Dent Assoc.* 2001;80:20–4.
74. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac*

- Surg. 1998;17:232–6.
75. Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1991;20(2):75–82.
 76. Cooper LF. Systemic effectors of alveolar bone mass and implications in dental therapy. *Periodontol 2000.* 2000;23:103–9.
 77. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics, Planning and Preparation*, Louis S, 4th ed. Mosby; 2006, 1–208.
 78. Beydemir B. *Protetik Diş Tedavisinde Teşhis ve Planlama*. Ankara: Gata Basımevi; 2002. 1–25.
 79. Özdemir K. *Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık)*. Sivas: Önder Matbaası; 2002. 7–18.
 80. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical consideration for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2002;15:65–72.
 81. Krauser JT, Boner C, Boner N. Immediate implantation after extraction of a horizontally fractured maxillary lateral incisor. *Pract. Periodont.* 1991;3:33.
 82. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu JF. Wide-diameter implants: new concepts. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2001;21:149–59.
 83. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacement by nonsubmerged implants. *Clin Oral Implant Res.* 2001;12:309–18.
 84. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. Single-Tooth Replacement: Bridge vs. Implant-Supported Restoration. *J Can Dent Assoc.* 2000;66:435–8.
 85. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 9(2):179–83.
 86. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 73(3):274–9.
 87. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994;9:49–54.
 88. Gomez-Roman G, Schulte W, d’Hoedt B, Axman-Krcmar D. The Frealit-2 implant system: 5 year clinical experience in single tooth and immediately post extraction

- applications. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1997;12:209–30.
89. Misch CE. *Rationale for Dental Implants: Louis S, Dental Implant Prosthetics.* Mosby; 1–17.
 90. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl.* 1998;9:51–8.
 91. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A prospective study. *J Prosthet Dent.* 1995;74:51–5.
 92. Attard N, Zarb GA. Implant Prosthodontic Management of Posterior Partial Edentulism: Long-Term Follow-Up of a Prospective Study. *J Can Dent Assoc.* 2002;68(2):118–24.
 93. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergström C et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1999;14(5):639–45.
 94. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthe Dent.* 1993;69:386–90.
 95. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implant Res.* 2000;11:108–25.
 96. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Proshodont.* 2000;13:238–43.
 97. Carlsson GE. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *J Prosthet Dent.* 79(1):17–23.
 98. Wright P. Two implants for all edentulous mandibles. *Br Dent J.* 2006;200(8):469.
 99. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24–25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 17(4):601–2.
 100. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.* 134(11):1455–8.
 101. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac*

- Implant. 2003;18(3):447–52.
102. Geertman ME, Slagter AP, Van't Hof MA, Van Waas MAJ, Kalk W. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular 7-13, overdentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26:7–13.
 103. Misch CE. Mandibular implant overdentures design and fabrication: Louis: S. Dental Implant Prosthetics. Mosby; 2005. 228–51.
 104. Shafie H. Principles of attachment selection: Clinical and Laboratory manual of implant overdentures. Oxford Blackwell; 2007. 31–6.
 105. Att W, Bernhart J, Strub JR. Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *J Oral Maxillofac Surg.* 67(11):60–73.
 106. Att W, Stappert C. Implant therapy to improve quality of life. *Quintessence Int.* 34(8):573–81.
 107. Guckes AD, Scurria MS, Shugars DA. A conceptual framework for understanding outcomes of oral implant therapy. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):633–9.
 108. Malo P, Rangert B, Nobre MA. “All-on-Four” immediate function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(1):2–9.
 109. Malo P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Branemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(1):37–46.
 110. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on4(R) concept for dental implants. *مج 8, J Clin Diagn Res.* 2014. 16–19.
 111. Malo P, Rangert B, Dvarsater L. Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(3):138–46.
 112. Soto-Peñaloza D, Zaragozí-Alonso R, Peñarrocha-Diogo M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):474–88.
 113. Enterlein G, Byhahn C. 'Practice Guidelines for Management of the Difficult Airway', *Anaesthesist.* 2013;62(10):832–5.
 114. Agliardi E, Clerico M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* 2010;41(4):285–93.
 115. Babbush CA, Kanawati A, Kotsakis GA. Marginal Bone Stability Around Tapered,

- Platform-Shifted Implants Placed with an Immediately Loaded Four-Implant-Supported Fixed Prosthetic Concept: A Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2016;31(3):643–50.
116. Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malo P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implant Res.* 2010;21(5):459–65.
 117. Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2010;25(1):1011–8.
 118. Crespi R, Vinci R, Cappare P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the “all on four” immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27(2):428–34.
 119. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 22(4):639–44.
 120. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4):255–63.
 121. Butura CC, Galindo DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2011;23(2):289–300.
 122. Landazuri-Del Barrio RA, Cosyn J, De Paula WN, De Bruyn H, Marcantonio E Jr. A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. *Clin Oral Implant Res.* 2013;24(4):428–33.
 123. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implant.* 2011;37(4):431–45.
 124. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):646–54.
 125. Faeghi Nejad M, Proussaefs P, Lozada J. Combining guided alveolar ridge reduction and guided implant placement for all-on-4 surgery: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6):662–7.

126. Di P, Lin Y, Li JH, Qiu LX, Chen B, Cui HY. The All-on-Four implant therapy protocol in the management of edentulous Chinese patients. *Int J Prosthodont*. 2013;26(6):509–16.
127. Tallarico M, Meloni SM, Canullo L, Caneva M, Polizzi G. Five-Year Results of a Randomized Controlled Trial Comparing Patients Rehabilitated with Immediately Loaded Maxillary Cross-Arch Fixed Dental Prosthesis Supported by Four or Six Implants Placed Using Guided Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(5):965–72.
128. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *JAm Dent*. 2011;142(3):310–20.
129. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2009;24(4):663–71.
130. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A. Comparison of tilted versus nontilted implantsupported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2009;24(3):511–7.
131. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont*. 21(6):539–42.
132. Albrektsson T, Canullo L, Cochran D, De Bruyn H. “Peri-Implantitis”: A Complication of a Foreign Body or a Man-Made “Disease”. Facts and Fiction. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(4):840–9.
133. Malo P, de Araujo Nobre MA, Lopes AV, Rodrigues R. Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an All-on-4 design. *J Oral Rehabil*. 2015;42(8):615–23.
134. Niedermaier R, Stelzle F, Riemann M, Bolz W, Schuh P, Wachtel H. Implant Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(1):4–19.
135. Sannino G, Barlattani A. Straight Versus Angulated Abutments on Tilted Implants in Immediate Fixed Rehabilitation of the Edentulous Mandible: A 3-Year Retrospective Comparative Study. *Int J Prosthodont* 2016;29(3):219-26Straight Versus Angulated

- Abutments on Tilted Implants in Imm. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):219–26.
136. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. “All-on-4” immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and longterm (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(1):139–50.
 137. Ayna M, Gülses A, Açı Y. Comprehensive Comparison of the 5-Year Results of All-on-4 Mandibular Implant Systems With Acrylic and Ceramic Suprastructures. *J Oral Implant.* 2015;41(6):675–83.
 138. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I. All-on-4(R) Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(2):531–41.
 139. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S. Ongoing Crestal Bone Loss around Implants Subjected to Computer-Guided Flapless Surgery and Immediate Loading Using the All-on-4(R) Concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):831–43.
 140. Francetti L, Corbella S, Taschieri S, Cavalli N, Del Fabbro M. Medium- and Long-Term Complications in Full-Arch Rehabilitations Supported by Upright and Tilted Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(4):758–64.
 141. Testori T, Galli F, Del Fabbro, Massimo F. Immediate Loading: A New Era in Oral Implantology. IL, USA: Quintessence Publishing Co Inc; 2010. 433–55.
 142. Cavalli N, Barbaro B, Spasari D, Azzola F, Ciatti A, Francetti L. Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: a retrospective study. *Int J Dent.* 2012;2012(1):180–379.
 143. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implantsupported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):493–9.
 144. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):88–94.
 145. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an allon-four situation. *Aust Dent J.* 2012;57(4):440–5.
 146. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S. Implantology: Rateitschak KH

- WH. Color Atlas of Dental Medicine. New York: Thieme Medical Publishers; 1995. 299–304.
147. Tallarico M, Canullo L, Pisano M, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago M, Meloni SM. An up to 7- Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication With the All-on-4 Concept. *J Oral Implant.* 2016;42(3):265–71.
 148. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarslan MM. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont.* 28(2):185–94.
 149. Xu X, He L, Zhu B, Li J, Li J. Advances in polymeric materials for dental applications. *Polym Chem.* 2017;8:807–23.
 150. Rokaya D, Srimaneepong V, Sapkota J, Qin J, Siraleartmukul K, Siriwongrungson V. Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *J Adv Res.* 2018;14:25–34.
 151. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845–69.
 152. Craig RG. Restorative Dental Materials. 10. ed. Mosby SL. 1996. 21–28, 127–136, 467–471, 479–482, 500–504, 537–540.
 153. Winkler S. Denture base resins. *Dent Clin North Am.* 1984;28(287–297).
 154. Stafford GD, Handley RW. Transverse bend testing of denture base polymers. *J Dent.* 1975;3(6):251–5.
 155. O'Brien WJ. Dental materials: Properties and selection. first ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1989.
 156. Umar A, Abd Karim KJ, Buang NA. Review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate) (PMMA). *Polym Rev.* 2015;55:678–705.
 157. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Science of Dental Materials. Amsterdam The Netherlands: Elsevier Health Sciences; 2012.
 158. Swaney AC, Paffenbarger GC, Caul HJ, Sweeney WT. American dental association specification No. 12 for denture base resin: Second revision. *J Am Dent Assoc.* 1953;46:54–66.
 159. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc.* 90(2):451–8.
 160. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials. Philadelphia, PA, USA: Elsevier/Mosby; 2012.
 161. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polym.* 2020;8;12(10):2299.

162. Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. Comparison of three-and-four point flexural strength testing of denture-base polymers. *J Dent Mater.* 1989;5(1):2–5.
163. Gutteridge DL. Reinforcement of poly (methylmetacrylate) with ultra-high modulus polyethylene fibre. *J Dent.* 1992;20(1):50–4.
164. Andreopoulos AG, Papaspyrides CD, Tsilibounidis S. Surface treated polyethylene fibres as reinforcement for acrylic resins. *Biomaterials.* 1991;12:83–7.
165. Vallittu PK, Lassila VP. Effect of metal strengtheners surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base materials. *J Oral Rehabil.* 1992;19:385–91.
166. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: A.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 1993.
167. Philips RW. *Science of Dental Materials.* 9. ed. Saunders WB. Philadelphia; 1991. 11–13, 22–28, 157–192, 209, 505–516.
168. Chen F, Ou H, Lu B, Long H. A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;53:427–33.
169. Kalayci E, Avinç O, Yavaş A. Polyether Ether Ketone (PEEK) Fibers. *Cumhur Sci J.* 2017;38(2):168.
170. Hearle JW. Physical structure and fibre properties. *Regen Cellul Fibres.* 2001;18.
171. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys.* 2013;35(6):712–22.
172. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater.* 2014;30(8):209–15.
173. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials.* 2008;29(11):1563–72.
174. Külünk T, Külünk Ş, Saraç D. Diş Hekimliği Uygulamalarında Polietereterketon. *Türk Klin J Prosthodont Top.* 2017;3(3):175–83.
175. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):321–8.
176. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija.* 2017;19(1):19–23.

177. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1988;(235):224–36.
178. Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012;100B(4):1044–52.
179. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J*. 2017;5(4).
180. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):12–9.
181. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J et al. The applicability of PEEK-based ment screws. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;63:244–51.
182. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *J Oral Implantol*. 2011;(SP1):174.
183. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implant Res*. 2015;26(11):1297–301.
184. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry: PEEK as a framework material used in 12-piece implant-supported bridges. *Z Zahnarztl Implant*. 2013;148–59.
185. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont Esthet Reconstr Dent*. 2016;25(7):580–4.
186. Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntech*. 2013;39:376–84.
187. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M et al. Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1209–16.
188. Schwitalla AD, Bötel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller W-D. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering

- composite and different PEEK materials. *Dent Mater.* 2017;33(9):990–4.
189. Huang B, Qian J, Wang G, Cai M. Synthesis and properties of novel copolymers of poly (ether ketone diphenyl ketone ether ketone ketone) and poly (ether amide ether amide ether ketone ketone). *Polym Eng Sci.* 2014;54:1757–64.
 190. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 2015;34(7–12).
 191. Sorte N, Bhat V, Hedge C. Poly-ether-ether-ketone (PEEK): a review. *Int J Recent Sci Res.* 2017;8:19208–11.
 192. Bonner Jr WH. Aromatic polyketones and preparation thereof. U.S. Patent. 1962. 3; 065; 205, 1–3.
 193. Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketones-Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dent Mater.* 2018;34:560–7.
 194. Guo R, McGrath J. *Polymer Science: A Comprehensive Reference*. Matyjaszewski K MM. Amsterdam: Elsevier; 2012. 377–430.
 195. Amornvit P, Rokaya D, Sanokhan S. Applications of PEEK in Implant Retained Finger Prosthesis. *J Int Dent Med Res.* 2019;12:1606–9.
 196. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014;30:357–63.
 197. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;110.
 198. Han K-H, Lee J-Y, Shin SW. Implant-and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont.* 2016;29:451–4.
 199. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater.* 2015;31:1377–84.
 200. Song C-H, Choi J-W, Jeon Y-C, Jeong C-M, Lee S-H, Kang E-S et al. Comparison of the microtensile bond strength of a polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements. *Materials (Basel).* 2018;11:916.
 201. Wang M, Bhardwaj G, Webster TJ. Antibacterial properties of PEKK for orthopedic applications. *Int J Nanomedicine.* 2017;12:6471–6.

202. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implant.* 2013;39:743–9.
203. Adamzyk C, Kachel P, Hoss M, Gremse F, Modabber A, Hoelzle F, Tolba R et al. Bone tissue engineering using polyetherketoneketone scaffolds combined with autologous mesenchymal stem cells in a sheep calvarial defect model. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2016;44:985–94.
204. Yuan B, Cheng Q, Zhao R, Zhu X, Yang X, Yang X et al. Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials.* 2018;170:116–26.
205. Olivares-Navarrete R, Hyzy SL, Gittens RA, Schneider JM, Haithcock DA, Ullrich PF et al. Rough titanium alloys regulate osteoblast production of angiogenic factors. *Spine J.* 2013;13:1563–70.
206. Converse GL, Conrad TL, Merrill CH, Roeder RK. Hydroxyapatite whisker-reinforced polyetherketoneketone bone ingrowth scaffolds. *Acta Biomater.* 2010;6:856–63.
207. Walsh WR, Bertollo N, Christou C, Schaffner D, Mobbs RJ. Plasma-sprayed titanium coating to polyetheretherketone improves the bone-implant interface. *Spine J.* 2015;15:1041–9.
208. Moore R, Beredjikian P, Rhoad R, Theiss S, Cuckler J, Ducheyne P et al. A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater.* 1997;34:137–47.
209. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1278–88.
210. Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implant.* 1994;21:176–81.
211. Tetelman ED, Babbush CA. A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent.* 2008;17:51–8.
212. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin W-S. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;119:867–72.
213. Srinivasan M, Kalberer N, Maniewicz S, Müller F. Implant-Retained Overdentures Using an Attachment with True-Alignment Correction: A Case Series. *Int J*

- Prosthodont. 2019;32:482–96.
214. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J oral Maxillofac Implant.* 2011;26:304–18.
 215. Mello PC, Coppedê AR, Macedo AP, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Riberiro RF. Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *J Appl Oral Sci.* 2009;17:451–6.
 216. Livaditis JM, Livaditis GJ. The use of custom-milled zirconia teeth to address tooth abrasion in complete dentures: a clinical report. *J Prosthodont.* 2013;22(3):208–13.
 217. Myerson RL. The use of porcelain and plastic teeth in opposing complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1957;7:625–33.
 218. Lin W-S, Metz J-M, Pollini A, Ntounis A, Morton D. Digital data acquisition for a CAD/CAM fabricated titanium framework and zirconium oxide restorations for an implant-supported fixed complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1324–9.
 219. Malo P, Nobre MA, Borges J, Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent.* 2012;21:256–64.
 220. Oh KC, Park J-H, Lee J-H, Moon HS. Treatment of a mandibular discontinuity defect by using a fibula free flap and an implant-supported fixed complete denture fabricated with a PEKK framework: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;119:1021–4.
 221. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont.* 2017;30:581–5.
 222. Sun F, Shen X, Zhou N, Gao Y, Guo Y, Yang X et al. A speech bulb prosthesis for a soft palate defect with a polyetherketoneketone (PEKK) framework fabricated by multiple digital techniques: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 124(4):495–9.
 223. Bae S-Y, Park J-Y, Jeong I-D, Kim H-Y, Kim J-H, Kim W-C. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res.* 2017;61:106–12.
 224. Afify A, Haney S. Enhancing fracture and wear resistance of dentures/overdentures

- utilizing digital technology: a case series report. *J Prosthodont*. 2016;25:489–94.
225. Park ME, Shin S-Y. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent*. 2018;119:861. e1-861. e2.
 226. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;89:234–6.
 227. Lee K-S, Shin M-S, Lee J-Y, Ryu J-J, Shin SW. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:350–7.
 228. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves TMSV. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dent Mater*. 2020;36:93–108.
 229. Labriaga W, Song S-Y, Park J-H, Ryu J-J, Lee J-Y, Shin SW. Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *J Adv Prosthodont*. 2018;10:408–14.
 230. Lümekemann N, Eichberger M, Stawaczky B. Bond strength between a high-performance thermoplastic and a veneering resin. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):790–7.
 231. Habib SR, Al Otaibi AK, Al Anazi TA, Al Anazi SM. Comparison between five CAD/CAM systems for fit of zirconia copings. *Quintessence Int*. 2018;49:437–44.
 232. Habib SR, Al Ajmi MG, Al Dhafyan M, Jomah A, Abualsaud H, Almashali M. Effect of margin designs on the marginal adaptation of zirconia copings. *Acta Stomatol Croat*. 2017;51:179–87.
 233. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: a systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2018;119:545–51.
 234. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*. 2014;112:249–56.
 235. Habib SR, Ansari AS, Alqahtani M, Alshiddi İF, Alqahtani AS, Hassan SH. Alqahtani SHH. Analysis of enamel and material wear by digital microscope: an in-vitro study. *Braz Oral Res*. 2020;10(33):121.
 236. Habib SR, Alotaibi A, Al Hazza N, Allam Y, AlGhazi M. Two-body wear behavior

- of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2019;11:23–31.
237. Choi JW, Song E-J, Shin J-H, Jeong T-S, Huh J-B. In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. *Materials (Basel).* 2017;10:1410.
 238. Kotthaus M, Hasan I, Keilig L, Grüner M, Bourauel C, Stark H. Investigation of the retention forces of secondary telescopic crowns made from Pekkton® ivory in combination with primary crowns made from four different dental alloys: an in vitro study. *Biomed Eng Tech.* 2019;64:555–62.
 239. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clin Orthop Relat Res.* (219):237–50.
 240. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont.* 6(2):106–17.
 241. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. *Dental Materials.* 6th ed. Louis S, Missouri, محرري ن Mosby; 1996. 10–26 ص.
 242. Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert J. Study by finite element Sagittal, method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002;40:76–83.
 243. Pest LB, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 33(9):690–7.
 244. Tasuji ME, Slate FO, Nilson AH. Stress-strain response and fracture of concrete in biaxial loading. *J Prooced.* 1978;75:306–12.
 245. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* 1th ed. Chicago: Quintessence Co; 1987. 31.
 246. Güngör MA, Küçük M, Dündar M, Karaoğlu C, Artunç C. Effect of temperature and Element, stress distribution on all-ceramic restorations by using three-dimensional finite analysis. *J Oral Rehabil.* 2004;31:172–8.
 247. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral Implant.* 1992;23:264–74.
 248. Adıgüzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Derg.* 2010;11:18–23.
 249. O'Brien JW. *Dental Materials and Their Selections.* 2nd ed. : New York:

- Quintessence Publishing Co. Inc.; 1997. 46–57.
250. İnan M, Sönmez F. Cisimlerin Mukavemeti. 6. Baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi İTÜ Vakfı; 1998. 2–25.
251. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36:463–71.
252. Beer FP, Johnston ER. Chapter 2: Mechanics of Materials. 2nd ed. London: McGraw-Hill Book Co.; 1992.
253. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003. 94–120.
254. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50–7.
255. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. 17. İzmir: Ege Üniversitesi Yayınları; 2002. 1–10.
256. Ulusoy M, Aydın AK. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 2. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2003. 96–120.
257. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Finite element analysis as an aid to implant design. *Biomater Med Devices Artif Organs*. 1979;7:169–75.
258. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(1):107–16.
259. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent*. 2002;30(7–8):271–82.
260. Barão V, Delben J, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46(7):1312–20.
261. Assunção WG, Barao VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA dos SP. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173–7.
262. de Freitas Santos CM, Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SLD F-AR. Influence of

- implant inclination associated with mandibular class I removable partial denture. *J Craniofac Surg.* 2011;22(2):663–8.
263. Kurowski PM. *Finite Element Analysis for Design Engineers*. 1th ed. USA, Warrendale Pa.: Sae International; 2004. 77–156 ص.
 264. Assunção WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009;20:1173–7.
 265. Shigley CR, Joseph E, Mischke. *Mechanical Engineering Design*. 5th Editio. Boston: McGraw-Hill; 1989.
 266. Hamdan RB. Electric field study of silicon rubber insulator using finite element method. University Tecnology, Malaysia.; 2006.
 267. Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barao VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;1(69):715–25.
 268. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: Some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334–41.
 269. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen Y-W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent.* 36(6):409–17.
 270. Wu JC-H, Chen C-S, Yip S-W, Hsu M-L. Stress distribution and micromotion analyses of immediately loaded implants of varying lengths in the mandible and fibular bone grafts: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(5):77–85.
 271. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent;* 2008. 17:5-15.
 272. Pozzi A, Hansson L, Carosi P, Arcuri L. Dynamic navigation guided surgery and prosthetics for immediate loading of complete-arch restoration. *J Esthet Restor Dent.* 2021;33(1):224–36.
 273. Pozzi A, Arcuri L, Kan J, Londono J. Navigation guided socket-shield technique for implant and pontic sites in the esthetic zone: A proof-of-concept 1-year prospective study with immediate implant placement and loading. *J Esthet Restor Dent.* 2022;Jan

- 7.
274. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results." J Oral Implant. 1990;16(2):96–105.
275. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang N. Critical review of immediate implant loading. Clin Oral Implant Res. 2003;14(5):515–27.
276. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants fixed restorations in the completely edentulous A, mandible: report of 27 patients from Implants, private practice. Int J Oral Maxillofac. 2001;16(3):418–26.
277. Ahuja S, Cagna DR. Classification and management of restorative space in edentulous implant overdenture patients. J Prosthet Dent. 2011;105(5):332–7.
278. Park BK, Tokiwa O, Takezawa Y, Takahashi Y, Sasaguri K, Sato S. Relationship of tooth grinding pattern during sleep bruxism and temporomandibular joint status. Cranio. 2008;26(1):8–15.
279. Göre E, Evlioğlu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. J Oral Implantol. 2014;40(1):69–75.
280. Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2019;22(6):585–94.
281. Cinar D, İmirzalıoğlu P. The Effect of Three Different Crown Heights and Two Different Bone Types on Implants Placed in the Posterior Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31(2):e1–10.
282. Elias CN, Oshida Y, Lima JHC, Müller C. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. J Mech Behav Biomed Mater. 2008;1(3):234–42.
283. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16:5.
284. Koca OL, Eskitascioglu G, Üşümez A. 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. J Prosthet Dent. 2005;93(1):38–44.

285. Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on Finite, zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional element analysis. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):346–55.
286. Choi AH, Matinlinna J, Ben-Nissan B. Effects of micromovement on Dental, the changes in stress distribution of partially stabilized zirconia (PS-ZrO₂) Element, implants and bridge during clenching: A three-dimensional finite analysis. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(1):72–81.

