

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI

POLİ-ETER-ETER-KETON İMPLANTLARIN ÇEVRE KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

HAZIRLAYAN
Dt. Engin EDİBOĞLU

ANKARA-2019

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI

POLİ-ETER-ETER-KETON İMPLANTLARIN ÇEVRE KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

HAZIRLAYAN
Dt. Engin EDİBOĞLU

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Sıdika Sinem AKDENİZ

ANKARA-2019



T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı çerçevesinde Engin EDİBOĞLU tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 7.11.2019

Tez Konusu : “Poli-Eter-Eter-Keton İmplantların Çevre Kemikte Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI: Doç. Dr. Sıdıka Sinem AKDENİZ

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof. Dr. Kenan ARAZ

Başkent Üniversitesi

Prof. Dr. Eser Funda TUĞCU

Ankara Üniversitesi

Doç. Dr. Sıdıka Sinem AKDENİZ

Başkent Üniversitesi

Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU

Hacettepe Üniversitesi

Prof. Dr. Burak BAYRAM

Başkent Üniversitesi

Kenan Araz
Eser Funda Tuğcu
Sıdıka Sinem Akdeniz
Osman Taha Köseoğlu
Burak Bayram

ONAY: Bu tez, Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun 12.. / ..11.. / 2019 tarih ve ..50-3 Karar Sayısı ile kabul edilmiştir.

Fatma Belgin Ataç

Prof. Dr. Fatma Belgin ATAÇ
Enstitü Müdürü



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 26/11/2019

Öğrencinin Adı, Soyadı : Engin Ediboğlu

Öğrencinin Numarası : 21610428

Anabilim Dalı : Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı

Programı : Ağız Diş ve Çene Cerrahisi

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı : Doç. Dr. Sıdika Sinem Akdeniz

Tez Başlığı : POLİ-ETER-ETER-KETON İMPLANTLARIN ÇEVRE KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 52 sayfalık kısmına ilişkin, 18/10/2019 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 11'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimedenden 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
26/11/2019

Öğrenci Danışmanı
Doç. Dr. Sıdika Sinem Akdeniz,

TEŞEKKÜR

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora eğitimim boyunca, engin bilgi ve birikimini benden hiçbir zaman esirgemeyen, onunla birlikte çalışma şansına eriştiğim için çok mutlu olduğum çok değerli hocam Prof. Dr. Kenan Araz' a,

Doktora eğitimim boyunca, fakülteye geldiğim ilk günden bu yana her zaman her problemimde bana yardımcı olan, tüm cerrahi bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, değerli danışman hocam Doç Dr. Sıdıka Sinem Akdeniz'e

Doktora eğitim boyunca, tüm bilgi ve deneyimlerini paylaşmayı esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Burak Bayram'a ve geldiğim günden bugüne bana bir arkadaş gibi hocalık yapan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Nur Altıparmak'a,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım değerli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Seçil Çubuk'a, Uzm. Dt. Esra beyler'e, Uzm. Dt. Ezgi Ergezen Özaşır'e, çok sevdiğim tüm asistan arkadaşlarıma ve klinikte birlikte çalıştığım tüm emekçi çalışanlara,

Doktora eğitimimin hayatıma kattığı çok sevdiğim ve saydığım değerli arkadaşlarım Dr. Dt. Tansu Erakman'a, Dr. Dt. Burak Bulmuş'a, Dt. Sadık Hikmet Uluçam'a ve Uzm. Dt. Arda Alanlı'ya,

Bu tez çalışmasında emeği geçen Gözde Uluçay ve diğer Ay Tasarım şirket çalışanlarına,

Bana doktora eğitim sürecinde her zaman desteklerini esirgemeyen canım annem ve babam Sunay ve Mehmet Ali Ediboğlu'na, abim İbrahim Emre Ediboğlu'na, kardeşim Dr. Gazi Orkun Ediboğlu'na ve sevgisiyle bana her zaman destek olan Öykü Demirkan'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dt. Engin Ediboğlu, Poli-eter-eter-keton implantların çevre kemikte oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi,2019

Oral endosseöz implantlar için ideal materyal seçimi; 1960'lı yılların sonuna doğru Branemark tarafından tanımlanan saf titanyumdur. Fakat tamamen metal içermeyen materyaller talep eden hastalar gün geçtikçe sayıca artmaktadır ve titanyumun bazı dezavantajları dolayısıyla dental implant için yeni materyal arayışları devam etmektedir. Çalışmamızın amacı geleneksel titanyum dental implantlara alternatif olarak kullanılabilir %30 Kft-Peek ile %60 Kft-Peek materyallerinin simüle edilecek oklüzyon kuvvetleri karşısında, implant çevresindeki kortikal ve spongios kemikte meydana gelecek stresleri, sonlu eleman analizi ile inceleyerek klinik uygulamalara ışık tutmaktır. Bu çalışmada; maksiller anterior, maksilla posterior, mandibula posterior bölgelerinin her biri; %30 Kft-Peek, %60 Kft-Peek ve titanyum materyallerinden tek üyeli implantlar yerleştirilerek modele edildi. Uygulanan dik ve oblik kuvvetlerin sonucunda bu modellerde; implantta ve kemikte oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Analiz sonucunda, oluşturulan her 5 senaryodaki implant, implant çevresi kortikal kemikte ve spongios kemikteki Von Misses stres, Maksimum asal stres ve Minimum asal stres değerleri ve stres dağılımları incelenmiştir. Oluşturulan her senaryoda %30 Kft-Peek implantın çevre kemikte oluşturduğu stres değerleri, titanyum ve %60 Kft-Peek implantlarının oluşturduğu stres değerlerinden daha yüksektir. Titanyum ve %60 Kft-Peek implantlar, biyomekanik olarak benzer davranışlar göstermiştir ve bu implantlar; %30 Kft-Peek implantlara göre gelen yükleri kemiğe daha homojen şekilde iletmislerdir. Ayrıca bu çalışma sınırları dahilinde, oblik kuvvetlerin dik kuvvetlere karşı daha yıkıcı etkiye sahip olması ve daha yoğun kemik yapısının gelen kuvvetlere karşı daha iyi stres dağılımı gösterdiği belirtilmiştir.%60 Kft-Peek(Endolign®) materyali; dental implant materyali olarak altın standart olan titanyuma benzer biyomekanik davranışlar sergilemiştir. Bu materyalin dental implant materyali olarak rutin kullanılması için; hayvan ve uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: DA19/04) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Kft-peek, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Dt. Engin Ediboğlu, Investigation of stresses of poly-ether-ether-ketone implants in the surrounding bone by finite element analysis, Baskent University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, 2019

Selection of the ideal material for oral endosseous implants; towards the end of the 1960s, it was pure titanium as defined by Branemark. However, patients demanding completely non-metal materials are increasing in number and the search for new materials for dental implants continues due to some disadvantages of titanium. The aim of this study is to examine the stresses that will occur in the cortical and spongy bone around the implant in the face of occlusion forces of 30% Cfr-PEEK and 60% Cfr-PEEK materials that can be used as an alternative to traditional titanium dental implants, and to shed light on clinical applications by finite element analysis. In this study; single-tooth implants of 30% Kft-PEEK, 60% Kft-PEEK and titanium materials were modeled in each of the maxillary anterior, maxilla posterior, mandibular posterior regions. As a result of the applied vertical and oblique forces in these models; stress values, distribution and concentration areas in the implant and bone were examined. The study was carried out by using three dimensional finite element stress analysis and static linear analysis. Von Mises stress, maximum principal stress and minimum principal stress values and stress distributions in the implant, cortical bone and spongy bone in each of the 5 scenarios were examined. 30% Kft-PEEK implants stress in the surrounding bone is higher than titanium and 60% Cfr-PEEK implants. Titanium and 60% Cfr-PEEK implants exhibited biomechanically similar behavior and these implants conducted stresses to bone more homogeneous than the 30% Cfr-PEEK implants. In addition, it is stated that oblique forces have more destructive effect than vertical forces and denser bone structure shows better stress distribution against incoming forces. Within the limits of this study; the 60% Cfr-PEEK material exhibited titanium-like biomechanical behavior as the gold standard for dental implant material. For the routine use of this material as a dental implant material; animal and long-term clinical studies are needed. This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: DA19 / 04) and supported by Baskent University Research Fund.

Key words: Dental implant, Cfr-PEEK, Finite elemental analysis

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantın tanımı ve tarihçesi	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	4
2.3. Dental İmplant Biyomateryalleri	5
2.3.1. Metaller ve alaşımları	5
2.3.2. Seramikler.....	6
2.3.3. Poli eter eter keton (PEEK)	7
2.4. İmplant Gövde Tasarımı.....	8
2.4.1. Makroskopik özellikler.....	8
2.4.2. Mikroskopik özellikler.....	9
2.5. Osseoentegrasyon ve İmplant Başarı Kriterleri.....	10
2.6. İmplantolojide Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi	11
2.6.1. Alveoler kemiğin hacimsel değerlendirilmesi	11
2.6.2. Alveoler kemiğin yoğunluğunun değerlendirilmesi	14
2.7. İmplant Biyomekaniği	16
2.8. Biyomekanik Kavramlar.....	18
2.8.1. Kuvvet.....	18
2.8.2. Stres (Gerilme).....	18
2.8.3. Asal Stres	18
2.8.4. Von Misses stresi	19
2.8.5. Gerinim (Strain).....	19
2.8.6. Elastisite Modülü	19
2.8.7. Poisson Oranı.....	19

2.8.8. İzotropi - Homojenite - Lineer Elastisite	19
2.9. Stres Analiz Yöntemleri	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1. Çalışma Modellerinin Gruplandırılması.....	23
3.2. Kemik Dokusunun Modellenmesi	24
3.3. İmplant ve Protetik Parçaların Modellenmesi	25
3.4. Dental İmplant Üst Yapısı	26
3.5. Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları	26
3.6. Modellemenin Tamamlanması	26
3.7. Materyal özellikleri.....	27
3.8. Yükleme ve Stres Analizleri.....	28
4. BULGULAR	30
4.1. Maksiller Santral Tek Üyeli İmplant Modeli	30
4.2. Mandibula 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli.....	32
4.2.1. Dik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları.....	32
4.2.2. Oblik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları	35
4.3. Maksilla 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli	37
4.3.1. Dik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları.....	37
4.3.2. Oblik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları	40
5. TARTIŞMA.....	43
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	52
7. KAYNAKLAR.....	54

TABLolar LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışma Modellerinin Gruplandırılması.....	23
Tablo 3.2. Oluşturulan modellerdeki düğüm ve eleman sayıları.....	26
Tablo 3.3. Modellerde kullanılan materyallerin özellikleri.....	28
Tablo 4.1. Maksilla santral tek üyeli implant modelindeki Von Mises ve asal stres değerleri	30
Tablo 4.2. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri.....	33
Tablo 4.3. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri	35
Tablo 4.4. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri.....	38
Tablo 4.5. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri.....	40

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Atwood Alveoler Kret Sınıflaması.....	12
Şekil 2.2. Seiberta Alveoler Defekt Sınıflaması.....	13
Şekil 2.3. Misch-Judy Sınıflaması.....	14
Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb Kemik Kalite Sınıflaması	15
Şekil 2.5. Misch Kemik Kalite Sınıflaması	16
Şekil 3.1. a)Üç boyutlu mandibula modeli b)Üç boyutlu maksilla modeli	24
Şekil 3.2. a) Mandibula spongioz kemik b) Maksilla spongioz kemik	24
Şekil 3.3. Optik tarayıcısının görüntüsü	25
Şekil 3.4. a) Dental implant gövdesi b) Abutment c) Vida	25
Şekil 3.5. a) Mandibula 1.Molar. b)Maksilla 1.Molar. c) Maksilla Santral.	27
Şekil 3.6. Her üç senaryoda oluşturulan modelin sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmesi.....	27
Şekil 3.7. Mandibula 1. molar diş bölgesindeki dental implanta uygulanan kuvvetler..	28
Şekil 3.8. Maksillar santral diş bölgesindeki dental implanta uygulanan kuvvet.....	29
Şekil 3.9. Maksillar 1. molar diş bölgesindeki dental implanta uygulanan kuvvet.....	29
Şekil 4.1. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler	30
Şekil 4.2. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler	31
Şekil 4.3. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler	31
Şekil 4.4. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler	31
Şekil 4.5. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler	32
Şekil 4.6. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler	33
Şekil 4.7. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler	34
Şekil 4.8. Mandibula 1.molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler	34

Şekil 4.9. Mandibula 1.molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler	34
Şekil 4.10. Mandibula 1.molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler	35
Şekil 4.11. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler.....	35
Şekil 4.12. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler	36
Şekil 4.13. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler	36
Şekil 4.14. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler	37
Şekil 4.15. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler	37
Şekil 4.16. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler.....	38
Şekil 4.17. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler	38
Şekil 4.18. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler	39
Şekil 4.19. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler	39
Şekil 4.20. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler	39
Şekil 4.21. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler.....	40
Şekil 4.22. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler	41
Şekil 4.23. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler	41
Şekil 4.24. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler	41
Şekil 4.25. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler	42

SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ

°	Derece
σ	Sigma
Ti	Titanyum
Al	Aliminyum
Nb.	Niyobyum
V.	Vanadyum
Pa	Paskal
Gpa	Gigapaskal
Peek	Poli eter eter keton
Kft-Peek	Karbon fiber takyeli poli eter eter keton
ZrO ₂	Zirkonyum Dioksit
gr	Gram
cm	Santimetre
cm ³	Santimetre küp
mm	Milimetre
N	Newton
Cr	Krom
Co	Kobalt
DOF	Degree of freedom
ark.	Arkadaşları

1. GİRİŞ

Oral endosseöz implantlar için ideal materyal seçimi; 1960'lı yılların sonuna doğru Branemark tarafından tanımlanan saf titanyumdur(1). Titanyumdan veya Ti-Al₆-Nb₇ ve Ti-Al₆-V₄ gibi titanyum alaşımlarından üretilen dental implantlar bugüne kadar başarısı kanıtlanmış olmasına rağmen(2, 3), kullanımlarının bir dizi sorun ile ilişkili olduğu ileri sürülmüştür. Bunlardan biri titanyumun potansiyel hipersensivite reaksiyonudur(4,5). Bir implantın ve çevresindeki kemiğin elastik modülleri arasındaki gradyan farklılıkları, başka problemlere de sebep olmaktadır. Yükleme kuvvetlerinin meydana getirdiği implant-kemik arayüzündeki stres, implant çevresinde kemik kaybına yol açabilir(6). Bu fenomen, implantın uzun dönem başarısızlığı ile direkt olarak bağlantılı olabilir. Titanyumun ışık geçirgenliğinin az olması sebebiyle de estetik problemlere yol açabilir(7). Titanyum implantlar, etrafında ince biyotipli mukoza varlığında veya mukoza çekilmeleri sonucunda, mukozada koyu bir renk görünümüne sebep olabilir. Bu da yüksek gülüş hattı olan kişilerde ciddi estetik problemler yaratabilir(8).

Tamamen metal içermeyen materyaller talep eden hastalar gün geçtikçe sayıca artmaktadır(8). Titanyuma alternatif olarak, 50 yıl önce tanımlanmış alüminyum oksitten oluşan seramik implantlar önerilmiştir. Fakat kırılma sıklığına göre, bu materyal implant materyali olarak titanyumun kullanılamayacağı durumlarda önerilmiştir. Zirkonyadan yapılmış seramik implantlar, diş benzeri rengi, mekanik özellikleri, biyomekanik özellikleri ve düşük plak afinitesi ile titanyuma daha iyi bir alternatif olarak gösterilmiştir(9). Zirkonyanın 210 GPa değerindeki elastik modülü sebebiyle; zirkonya implantın, titanyum implanta göre implantı çevreleyen kemikte daha fazla strese yol açtığı gözlenmiştir(10).

Poli Eter Eter Keton(PEEK); 1978 yılında geliştirilen yüksek mekanik özelliklere ve kimyasal dirence sahip, biyouyumlu, organik sentetik polimerik bir materyaldir. Ayrıca üç boyutlu yazıcılar gibi modern üretim teknolojileri ile çok uyumludur(11).

İmplant yerleştirildikten sonra marjinal kemik rezorpsiyonu çeşitli implant tipleri için bildirilmiştir. Daha az ortalama kemik kaybı da bildirilmiş olmasına rağmen, işlevsel yüklemenin ilk yılında yaklaşık 1 mm'lik rezorpsiyonlar ve ardından yaklaşık yılda 0,1 mm'lik kemik kaybı ile devam ettiği gözlenmiştir(12). Bu nedenle, bu dereceye kadar

ortalama bir marjinal kemik rezorpsiyonu, stabil bir kemik seviyesi ve uzun süreli implant başarısı ile ilişkili görünmektedir.

İmplant etrafındaki kemik rezorpsiyonunun; genetik programlama, hormonal aktivite ve uygulanmış yük ile ilişkili olduğu belirtilmiştir. Treharne 1981 yılında biyomekanik ve morfoloji arasındaki ilişkiyi açıklayan konsept olan Wolf yasasını özetlemiştir. Bu yasa; uygulanan yükler karşısında kemik dokusunun remodelasyonu ve modelasyonunu doğrudan etkilediğini ve ayrıca kemikte oluşan streslere karşı kemik şeklini ve formunu etkilediğini göstermektedir(13). Bu fenomene dayanarak implantların uzun dönem başarısını değerlendirebilmek için, bir implanta gelecek kuvvetler karşısında implant materyalinin üzerinde ve çevresindeki kemikte oluşabilecek streslerin değer ve dağılımları önemlidir(14).

Sonlu elemanlar analizi, yapısal mühendislik problemlerinin çözümünde yıllardan beri sayısal çözümlene amacıyla kullanılmaktadır. Bu yöntem ilk defa 1960' ların başlarında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve o zamandan beri statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı iletimi ve elektromanyetik analiz gibi bir çok alanda ve diş hekimliğinde faydalı ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları, materyal özelliklerinin kuvvet altındaki davranışlarının incelenmesinde öncül analizleri oluşturmaktadır(15).

Çalışmamızın amacı geleneksel titanyum dental implantlara alternatif olarak kullanılacak karbon fiber takviyeli poli eter eter keton(Kft-Peek) materyalinin simüle edilecek oklüzyon kuvvetleri karşısında maksilla anterior, maksilla posterior ve mandibula posterior lokalizasyonda implant çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte meydana getirdikleri stresleri, sonlu eleman analiz yöntemi ile inceleyerek klinik uygulamalara ışık tutmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

Dental implantlar, hareketli veya sabit protezlere destek ve retansiyon sağlamak amacıyla; cerrahi olarak, mukoza veya periost altına yerleştirilen, kemik içi veya üzerinden yerleştirilen alloplastik materyallerdir.(16)

Dental implantlar olarak bugüne kadar çekilmiş dişler, kurumuş kemik, fil dişi, altın ve gümüş alaşımları kullanılmıştır. Modern anlamda dental implantların tarihine bakıldığı zaman, 20. yüzyılın sonlarına kadar olan gelişmelerde, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon tedavileri gündemde kalmıştır. Ancak transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinin çoğunlukla başarısız olması implantasyon tedavisini gündeme getirmiştir. İlk kez 1938 yılında içi dolu vida şeklinde implant ve 1940 yılında endodontik implant Strock tarafından geliştirilmiştir. Dahl, ilk kez 1938 yılında implantı kemik içi uygulamak yerine kemik üzerine yerleştirilerek uygulanan subperiosteal implantları uygulamıştır. 1947'de Formiggini, kemiğin implantın arasına girmesini sağlayarak implantın sabitlenmesini amaçlayan içi boş vida şeklinde implantlar, 1953'te ise Sollier ve Chercheve tarafından implantların vida ile fikse edilme suretiyle dizayn edilen transosseoz implantlar geliştirilmiştir. Tramonte'nin ilk kez 1961 yılında geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantlar ise bikortikal implantların temelini oluşturmaktadır. 1968 yılında Linkow tarafından Blade implantlar tanımlanmıştır.(17, 18)

Geçtiğimiz yüzyıl içinde geliştirilen endosteal ve subperiosteal implantlar hemen hemen aynı zamanlarda bulunmalarına rağmen gelişimleri ayrı süreçte işlemiştir. Subperiosteal implant teknikleri; bir süre gelişim göstermelerine rağmen, uygulamalarının fazla travmatik olmaları ve başarısız olma durumunda çıkarılacakları zaman çok fazla madde kaybına sebep olmalarından dolayı endosteal implantlara göre, zamanla gelişim olarak geri kalmışlardır.(19)

İmplantların tarihsel sürecinde materyal seçimine bakacak olursak, Maya Uygarlığı döneminde implant olarak kullanılan deniz kabuklarının yapısının hidroksiapatitten oluştuğu düşünülecek olursa, literatürdeki ilk implant materyali hidroksiapatit diyebiliriz. Modern implantolojide; implant üretiminde bugüne kadar kullanılmış veya kullanılmaya devam eden materyaller olarak; karbon, pirolitik karbon, vitröz karbon ve seramik gibi materyaller

sayılabilir. Ancak bugün implant materyali seçiminde ideale en yakın alloplastik materyalin metal orijinli olduğu kabul edilmektedir. 1936 yılında geliştirilen; krom-kobalt ve molibden alaşımından oluşan vitalyum, implant materyali olarak yaygın olarak kullanılmıştır. Geçtiğimiz yüzyılda tantalyum, paslanmaz çelik gibi metallerin implant materyali olarak kullanımı söz konusu olsa da, son 40 yıldır biyokimyasal ve fiziksel özellikleri sayesinde ilk sırada tercih edilen materyal titanyumdur.(19, 20)

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Protezlere destek amaçlı çene kemiğine yerleştirilen dental implantları; yerleştirilme metodlarına göre 4 grupta sınıflayabiliriz.(21)

a) Endodontik İmplant

Endodontik implantlar, mevcut bir dişin kök kanalı içinden geçip çene kemiğine yerleştirilen implantlardır. Endodontik stabilizörler veya transdental fiksasyon ismiyle de bilinen bu implantlar bazı araştırmacılar tarafından kemik içi implantlar sınıfına da dahil edilmektedir.

b) Submukozal İmplant

Submukozal implantlar; total veya parsiyel protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla kullanılır. İntramukozal, submukozal, subdermal ya da buton implantlar diye de bilinen, düğme şeklinde müköz membranın altına yerleştirilen implantlardır.

c) Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar; aşırı kemik rezorpsiyonu olan vakalarda, alveol kemiğine uyum sağlayacak iskelet şeklinde yerleştirilen implantlardır. Bu implantlar kemik üstü veya az bilinen ismiyle jukstaossöz implantlar olarak da adlanırlar.

d) Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar; diş çekiminin hemen sonrasında veya çekimden sonraki iyileşme süreci tamamlandıktan sonraki dişsiz alanda, alveol kemiği içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Endosseöz veya kemikiçi implantlar ismiyle de bilinen

bu implantlar; kendi aralarında konik veya silindirik implantlar, blade implantlar, transosteal implantlar, transmandibular implantlar ve bikortikal implantlar olarak alt gruplara ayrılırlar.

2.3. Dental İmplant Biyomateryalleri

Biyomateryaller; yaşayan doku ile birlikte uyumlu olan malzemelerdir(22). İdeal bir implant biyomateryali, uygun sertliğe, mekanik dayanıma, ayrıca aşınma ve kırılma direncine sahip, biyolojik olarak uyumlu olmalıdır.(23, 24) İmplant biyomalzemesinin fiziksel özellikleri ve tasarımı uyumlu olmalıdır. Kimyasal bileşimlerine veya dokuların implante edildikleri biyolojik tepkilerine göre, dental implantların imalatında kullanılan malzemeler kategorize edilebilir. Kimyasal açıdan dental implantlar metallerden, seramiklerden veya polimerlerden yapılabilir.(20)

2.3.1. Metaller ve alaşımları

Dental implant sistemlerinin çoğu metal veya alaşımlardan yapılmıştır. Bunlara örnek olarak; titanyum, tantalyum ve alüminyum alaşımı, vanadyum, kobalt, krom, molibden ve nikel metalleri örnek verilebilir. Bu malzemeler genel olarak toplam dayanımlarına göre seçilir. Restorasyonlarda sıklıkla kullanılan altın, platin gibi değerli metaller ve bunların alaşımları dental implantlar için daha az kullanılır.(25)

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'nin titanyum sınıflandırmasına göre, titanyum demir ve oksijen içeriğine göre 5 gruba ayrılır. Tip 1, 2, 3, 4 saf titanyumu, tip 5 titanyum ise vanadyum ve alüminyum ile alaşımı olan Ti-Al₆-V₄ materyalini temsil etmektedir. Tip 1 titanyum saflık derecesi en yüksek titanyum iken, tip 4 titanyum en yüksek dayanıma sahiptir. Tip 5 titanyum; vanadyum içermesi nedeniyle saf titanyum tiplerine göre daha toksik olup, daha fazla iyon salımına sebep olmaktadır. Titanyumun saflık derecesi azaldıkça, daha az kemik teması oluşturduğu bilinmektedir. Dental implant üretiminde genellikle Tip 2, Tip 4, Tip 5 titanyum materyalleri kullanılmaktadır.(26)

Son yıllarda tıbbi ve dental biyomateryal olarak titanyumun kullanımı, titanyumun mükemmel biyoyumluluk, korozyon direnci ve arzu edilen fiziksel ve mekanik özelliklerinden dolayı büyük ölçüde artmıştır. Günümüzde, titanyum ve alaşımları, parsiyel veya total olarak dişsiz olan hastaların tedavisinde dental implant materyali olarak altın standart olarak kullanılmaktadır.(27–29) Titanyumun dental implant olarak kullanılmasındaki en önemli etken, yüzeyinde oluşan oksit tabakasının sert ve yumuşak

dokularla direkt bağlantı kurabilmesidir.(30) Titanyum dental implantların değerlendirildiği 10 senelik klinik çalışmalarda, başarı oranlarının %86-95 olduğu belirlenmiştir.(31–33)

Titanyum biyouyumlu bir malzeme olarak kabul edilir. Ancak son klinik raporların ışığında; kalp pillerinde, kalça protezlerinde, cerrahi klipslerde veya osteosentezde, titanyumla ilişkili dermatit veya granüloamatöz reaksiyonlara sebep olması dolayısıyla, titanyum kullanımı üzerine, alerji konusunda tartışmalar vardır. Ek olarak, titanyumun genel sağlık sorunlarına neden olabileceği ve titanyum malzemelerin yüzeyini kaplayan titanyum dioksitin doku reaksiyonlarına sebep olabileceği rapor edilmiştir. Kronik olarak düşük seviyeli metallere maruz kalma, zaman zaman metal hassasiyetine ve istenmeyen yan etkilere neden olabilir. Yapılan bir klinik çalışmada; üretici tarafından Tip 1 yüksek saflıkta titanyumdan (% 99.64) yapıldığı öne sürülen dental implantların, alerjik bir reaksiyona sebep olduğunu ortaya koyuyor. Nadir durumlarda, bazı hastalarda dental implantlarda kullanılan titanyumun alerjik reaksiyona neden olabileceği anlaşılmaktadır.(5) Korozyona dirençli olmasına rağmen, bazı çalışmalarda titanyum dental implantların, çevre dokularda ve rejyonel lenf nodlarında artmış titanyum konsantrasyonuna sebep olduğu belirtilmiştir ve ayrıca titanyumun tükürük ile temasında galvanik etkilerinin olduğu bildirilmiştir.(9, 34) Titanyum dental implant uygulamalarında; periimplant lezyonlara bağlı kemik kaybı ve dişeti çekilmeleri durumunda, titanyumun metalik renginden dolayı gri yansımaları sebep olup, estetik olarak kritik bölgelerde olumsuz sonuçlar gösterebilir.(9, 35)

2.3.2. Seramikler

Dental implant araştırmaları, implantların estetik görünümünü geliştiren ve aynı zamanda yüksek derecede biyouyumlu olan ve ağız boşluğunda mevcut kuvvetlere dayanabilen diş renginde implant materyalini keşfetmeye odaklanmıştır. İlk seramik dental implant, 1970'li yıllarda ilk seramik dental implantlar, alümina materyalinden üretilmiştir ve bu, yakın zamana kadar kullanılan tek seramik malzemeydi. Ancak, alüminanın düşük kırılma direnci gibi bazı biyomekanik problemlerden dolayı dental implant malzemesi olarak kullanımı terkedildiği ve alüminanın yerini günümüzde dental implantlar için titanyuma alternatif tek seramik materyal zirkonya almıştır.(36)

Zirkonya doğada, zirkonyum dioksit(ZrO_2) ve zirkon mineralleri olarak bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya; 1170^0 C ve 2370^0 C sıcaklıkları arasında, daha yoğun formu olan tetragonal faza geçmektedir. Zirkonyaya, stabilizatör oksitler ekleyerek, oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması sağlanabilmektedir.

Zirkonyada oluşan çatlaklar ilerlerken seramik grenlerde oluşan stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine neden olmaktadır. Bu faz değişimi zirkonyada %3-5' lik bir hacim artışına sebep olmaktadır. Seramikler arasında zirkonyanın dental implant materyali olarak seçilmesinde, diğer seramiklerden daha yüksek dayanıklılığa ve kırılma dayanımına sahip olması sebep olarak gösterilebilir.(37, 38)

Zirkonya; biyoinert ve rezorbe olmayan bir metal oksittir. Korozyona ve aşınmaya dirençlidir. Zirkonyanın oldukça üstün mekanik özellikleri vardır. Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer elastik modüle sahiptir. Vickers sertliği dental alaşımların 4-5 katı kadar olup, kırılma dayanıklılığı alümina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin üç katıdır. Titanyum ile karşılaştırıldığında diş rengine benzer olmasından dolayı estetik özelliklere sahiptir ve titanyuma göre daha az plak afinitesi olduğu bilinmektedir.(9, 39, 40)

2.3.3. Poli eter eter keton (PEEK)

İlk olarak 1978 yılında geliştirilen poli eter eter keton (PEEK); yarı kristalin, lineer, polisiklik, aromatik bir termoplastik materyaldir(41). PEEK'in meydana gelme reaksiyonu; eter eter keton monomerinin polimerize olması sonucu oluşan bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonudur(42, 43). PEEK materyali; 1990'lı yılların sonuna doğru gelindiğinde, medikal olarak, ortopedik ve travma vakalarında plak olarak kullanılmıştır(44).

CAD-Cam teknolojisi ve balmumu atık yönetimi yöntemi ile ısı ve basınç altında dökülerek üretilen bu malzeme birçok olumlu özelliğe sahiptir. Hidrolize direnç gösterir, üstün mekanik özelliklere sahiptir ve yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır. PEEK materyali ve bileşenleri incelendiğinde, toksik formda sitotoksisite, mutajenite, kanserojenlik veya immünojenite olduğuna dair kanıt bulunamamıştır. Biyolojik olarak inert bir malzemedir. Çeşitli sterilizasyon prosedürleri sırasında bozulmaya karşı direnç gösterir. Erime noktası 280°C'den yüksek olduğu için sıcak sterilizasyon yöntemlerine uygundur.(44, 45)

PEEK'in implante edilebilir, biyoyumlu bir materyal olarak geliştirilmesi için yapılan araştırmalar 1980'li yıllara dayanmaktadır. Yapılan yüzey modifikasyon çalışmaları sayesinde PEEK materyali hücresel cevabı arttırılacak şekilde geliştirildi. Koroziv direnci yüksek ve kimyasal dayanıklılığı güçlü olan bu biyomateryal; alerjisi olan hastalarda, düşük alerjenik özelliklerinden dolayı implantlar açısından alternatif bir biyomateryal olarak düşünülmüştür(46).

Medikal alanda titanyuma alternatif olarak kullanılan PEEK materyalinin, ortopedide kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır(47). PEEK materyalinin mekanik olarak önemli bir özelliği, 4 Gpa büyüklüğünde bir elastik modüle sahip olmasıdır(48). Kolaylıkla modifiye edilebilen PEEK; %30 karbonfiber takviyesiyle, elastik modülü 18 Gpa'a kadar yükseltilebilmektedir. %30 karbonfiber takviyeli poli eter eter keton (KetaSpire®), kortikal kemik ile benzer elastisite modülüne sahip olmasından dolayı dental implant materyali olarak titanyumla kıyaslanabilir olduğu öne sürülmüştür(49). Invibio Ltd.(Thornton-Cleveleys, İngiltere) adlı firma tarafından üretimi yapılan %60 karbon fiber takviyeli poli eter eter keton(Endoligns®) materyali; titanyumdan daha yüksek 150 Gpa elastisite modül değeriyle, PEEK bileşenleri için sertlik bakımından üst limiti oluşturur.(50)

2.4. İmplant Gövde Tasarımı

Bir implant gövdesi; cerrahi olarak yerleştirilmesi kolay, protez tarafından aktarılan yükleri kemik-implant arayüzünde en az strese sebep olacak şekilde tasarlanması gerekmektedir. İmplant gövde tasarımının özellikleri, makroskopik ve mikroskopik olarak 2 ana grupta ele alınmaktadır.

2.4.1. Makroskopik özellikler

Endosseöz silindirik implantlar ilk olarak, 1974'te başlayan 'Team for Implantology' (ITI) olarak bilinen bir organizasyon tarafından tasarlandı. Kemik-implant yüzey alanını ve fiksasyonu arttırmak amacıyla, gövde boyunca deliklerin eklenmesi ile oluşturulan delikli silindirik implant tasarımının uygun olacağı düşünülmüştür(51). Delikli olmayan implantların, daha sonra başarı oranlarının daha yüksek olduğu tespit edildikten sonra bu tasarımdan aşamalı olarak vazgeçildi(52).

Niznick; delikli ITI implantına benzer şekilde, Core-Vent sistemli bir implant geliştirdi(53). Ek yüzey alanının ve deliklerin, daha yüksek kemik-implant teması ve implantın fikse edilmesine olanak sağlayacağı düşünülmüştü. Core-Vent sistemi şu anda kullanılmasına rağmen, delikli silindirik implantların başarı oranı düşüktür ve mevcut implant pazarında nadiren görülmektedir.(54)

Her ne kadar endosseöz silindirik implantlar blade, pin ve disk benzeri implantlardan daha başarılı olmuş olsalar da; yük altında kemikle temas eden yüzey ağır kesme kuvvetlerine maruz kalır. Endosseöz silindirik implantların geliştirilmesinden ve

kullanımından kısa bir süre sonra silindir gövdesine vida şekli verilmiştir. Şu anda mevcut olan en yaygın kullanılan implant tasarımı, implantların vidalanarak yerleştirilmesini takiben mükemmel primer stabilite elde etmesine izin veren dişli bir gövdeye sahiptir. Gövde tasarımına diş eklenmesi, kemik-implant temas yüzeyini potansiyel olarak arttırmaktadır. Başlangıçta; dişli silindirik endosseöz implantlar, paralel duvarları olup, uzun süre boyunca başarılı sonuçlar göstermiştir. Daha sonraki implant tasarımlarında, konik formlu tasarıma sahip implantların kullanımı artmıştır. Konik form implantların avantajları; apikal bölgede dar alanlara dahi yerleştirilme imkanı sunması, immedat implant uygulamalarında daha iyi stabilizasyon sağlaması ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı daha iyi bir dağıtım oluşturması olarak bilinmektedir. İmplant gövdesinin üzerindeki dişlerin geometrisi, eğimi, derinlik ve konfigürasyonu veya şekli; bir implantın çevresindeki kemiğin üzerindeki stres dağılımında rol oynayabilir. Bu dağılım primer yerleşmede, iyileşme veya yüklenme sırasında gözlenebilir(54).

2.4.2. Mikroskopik özellikler

İmplant makro yapısı, cerrahi stabilite ve kuvvet dağılımında bir rol oynarken, implant mikro tasarımının osseointegrasyon sağlama üzerindeki etkisinin hatırlanması önemlidir. İmplant osseointegrasyonunda gerekli olan özellikleri göz önüne alındığında, biyouyumluluğun kilit bir rol oynadığı gösterilmiştir. Dental implantlar için ideal materyallerin seçimi bu kemik entegrasyonunu artırabilir(55, 56).

İmplantların yüzey morfolojisinin; üretici şirketler arasında farklılık gösterdiği ve osseointegrasyonun sağlanmasında rol oynadığı gösterilmiştir. İmplant yüzey morfolojisinin tarihçesi ve gelişimi tartışılırken, geleneksel olarak millenmiş implant yüzeylerinin modifikasyonlarının, mevcut yüzey alanını artırarak, kemik-implant temas alanını arttırmak amacıyla yapıldığını belirtmek önemlidir. Bu avantajlıdır, çünkü artan kemik-implant temas alanı daha sonra kesme kuvvetlerine karşı oluşan streslerde bir azalmaya yol açacaktır(57). Bunun etkili bir kavram olduğu gösterilmiştir, Stach tarafından yapılan meta-analizde, pürüzlü bir yüzey morfolojisine sahip implantların, yüksek derecede bir osseointegrasyon derecesi elde ettiği ve millenmiş yüzey emsallerinden daha hızlı entegre olduğu bulunmuştur(58).

İmplantların yüzey pürüzlülüğü, ekleme ya da çıkarma işlemleriyle elde edilebilir. Titanyum plazma püskürtmeli yüzeyler, hidroksiapatit ve kalsiyum fosfat kaplamalar, iyon biriktirme ve oksidasyon gibi işlemler, ekleme ile yüzey pürüzlendirme yöntemleridir.

Elektroparlatma, mekanik parlatma, kumlama, asitleme ve lazerle pürüzlendirme gibi yöntemler ise çıkarma işlemleriyle yüzey pürüzlendirme yöntemleridir(59).

2.5. Osseoentegrasyon ve İmplant Başarı Kriterleri

İlk olarak Branemark ve ark. tarafından osseoentegrasyon tanımı; canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında, fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskopuyla izlenen direkt bağlantı olarak belirtilmiştir(60). Albrektsson ve ark. ise osseoentegrasyonu canlı kemik ve yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında direkt bir fonksiyonel ve yapısal bağlantı olarak tanımlamışlardır(61). Zarb 1991’de, osseoentegrasyonu alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme sırasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve devam ettirilmesi işlemi olarak tanımlamıştır(62). El Askary ise yapmış olduğu osseointegrasyon tanımında osseoentegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın direkt bir bağlantı olduğunu belirtmiştir(63). Bugün osseoentegrasyon terimi sadece mikroskopik bir durumu değil aynı zamanda rijit fiksasyonu da tanımlar. Rijit fiksasyon, 1-500 gr kuvvet uygulandığında implantta gözlemlenebilir bir hareket olmaması durumudur.

İmplant başarı kriterleri, birçok araştırmacı için çalışma konusu olmuştur. Albrektsson ve arkadaşlarının yaptığı implant başarı kriterleri günümüzde hala geçerliliğini korumaktadır. Albrektsson’ a göre; klinik olarak test edildiğinde implant mobil olmamalıdır. Radyografıta, implant etrafında herhangi bir radyolüseni olmamalıdır. 1 yıllık takip sonucunda dikey kemik kaybı 0,2 mm den fazla olmamalıdır. İmplant bölgesinde ağrı, enfeksiyon, nöropati gibi semptomlar görülmemelidir(64).

2.6. İmplantolojide Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi

Kemik dinamik bir dokudur. Kemiğin hücresel bileşenleri; osteojenik prekürsör hücreler, osteoblastlar, osteoklastlar ve kemik iliğinin hematopoetik hücrelerinden meydana gelmektedir.(65) Kemiğin eklem yüzeyleri hariç diğer yüzeyleri; sıkı vasküler bir bağ doku olan periost tarafından kaplanmıştır. Periostun dış tabakası kalın olup; fibröz tabaka olarak bilinen düzensiz yoğun bir bağ dokudur. Daha ince olan ince tabakası kemiğin yüzeyine bakar ve osteojenik tabaka olarak bilinir.(66) Osteoblastlar, kemik formasyonundan; osteoklastlar kemik rezorpsiyonundan sorumludur. Osteositler ise kemik matriksi içinde kalsifiye olmuş matür osteoblastlardır.(65)

Kemik; kalsifiye tabakalarına göre kortikal kemik ve spongioz kemik olarak 2 tip kemikten meydana gelmektedir. Kortikal kemik, bütün kemik yapısının çevresini sarar. Kortikal kemiğin yoğunluğu 1.7-2.0 g/cm³ arasında değişmektedir. Spongioz kemik ise kortikal kemiğin iç kısmında örgü şeklinde bulunan, yoğunluğu 0.23-1.0 g/cm³ olan tabakadır. Kortikal kemik sıkı fibrillerden oluşurken, spongioz kemik daha gevşek bal peteği görünümündedir. Kortikal kemik mekanik destekten daha çok sorumlu iken, spongioz kemik metabolik fonksiyonları kontrol etmektedir.(67)

Diş çekimi sonrasında, rezidüel alveoler krette osteoklastik rezorpsiyona sebep olan bir kemik remodelasyonu gerçekleşmektedir. İlk 3 ayda en yüksek kemik rezorpsiyonu görülürken, sonraki 6 ayda seviyeli olarak rezorpsiyon azalmaktadır. Remodelasyon, genellikle diş çekiminin 2 yıl sonrasında tamamlanır(68).

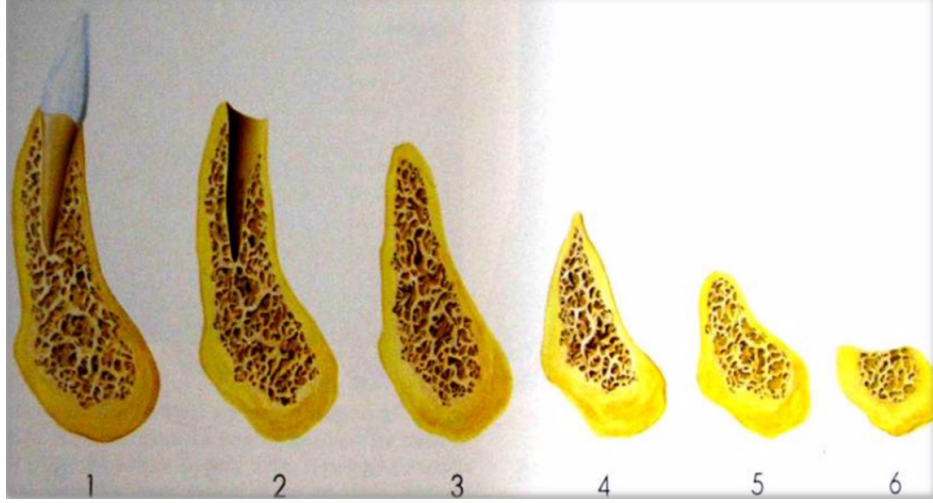
2.6.1. Alveoler kemiğin hacimsel değerlendirilmesi

Dental implant yerleştirilmesi planlanan hastanın, implantın yerleştirileceği alveoler kretin vertikal ve horizontal boyutlarının değerlendirilmesi gereklidir. Alveoler kretin vertikal boyut değerlendirilmesinde en sık panoramik radyograf kullanılmaktadır. Vertikal boyut değerlendirmesinde; maksillada posterior bölgede, sinüs tabanı ile kret tepesi arası mesafe, anterior bölgede ise burun tabanı ile kret tabanı arasındaki mesafe değerlendirilmelidir. Mandibulada ise; posterior bölgede mandibular kanal ile kret tepesi arasındaki mesafe, anterior bölgede simfizyal bölgenin alt sınırı ile kret tepesi arasındaki mesafe değerlendirilmelidir. Alveoler kretin vertikal yüksekliği implant yerleştirilmesine uygun ise horizontal olarak mesafeler değerlendirilmelidir. Horizontal boyut; alveoler kretin fasiyal yüzü ile lingual veya palatal yüzü arasındaki mesafedir. İmplant alveoler krete yerleştirildiğinde; en az 1mm bukkal ve lingualde kemik dokusu kalacak kadar mesafe, yeterli horizontal mesafe olarak değerlendirilmektedir.(22)

Atwood 1979 yılında dişsiz mandibula için bir sınıflandırma önermiştir.(Şekil2.1) Bu sınıflandırma sisteminde alveoler kretin horizontal yönünde bir değerlendirme yapılmıştır. Ölçümler santral kesici diş bölgesinde alınan bir kesite göre yapılmıştır. Atwood rezorpsiyon aşamalarına göre alveoler kretleri 6 grupta incelemiştir.(69)

- Sınıf I: Diş çekimi öncesi alveol
- Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonraki alveol
- Sınıf III: Yüksek seviye ve geniş alveoler kret

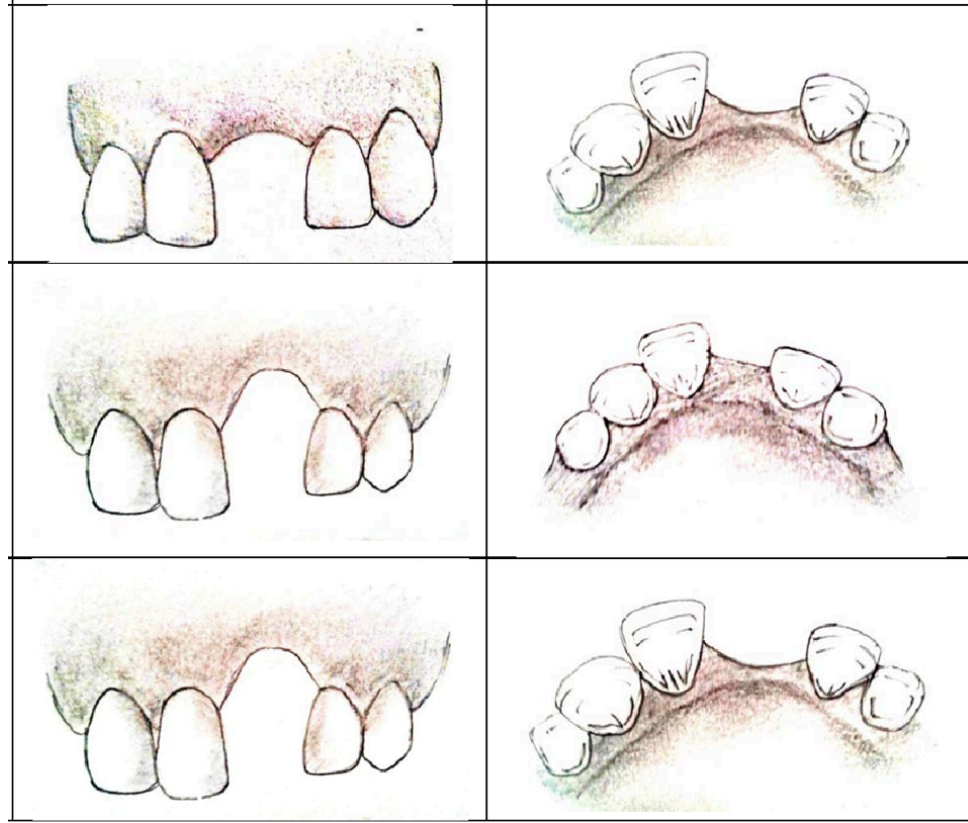
- Sınıf IV: Yüksek seviye, dar alveoler kret
- Sınıf V: Düşük seviye, geniş alveoler kret
- Sınıf VI: Düşük seviyede konkav alveoler kret



Şekil 2.1. Atwood Alveoler Kret Sınıflaması

Seibert'in alveoler defektleri, bölgedeki deformitelere göre sınıflandırmıştır.(70)(Şekil 2.2)

- Sınıf I: Sadece horizontal olarak kemik kayıplarını içerir.
- Sınıf II: Sadece vertikal kemik kayıplarını içerir.
- Sınıf III: Hem horizontal hem vertikal kemik kayıplarını beraber içerir.

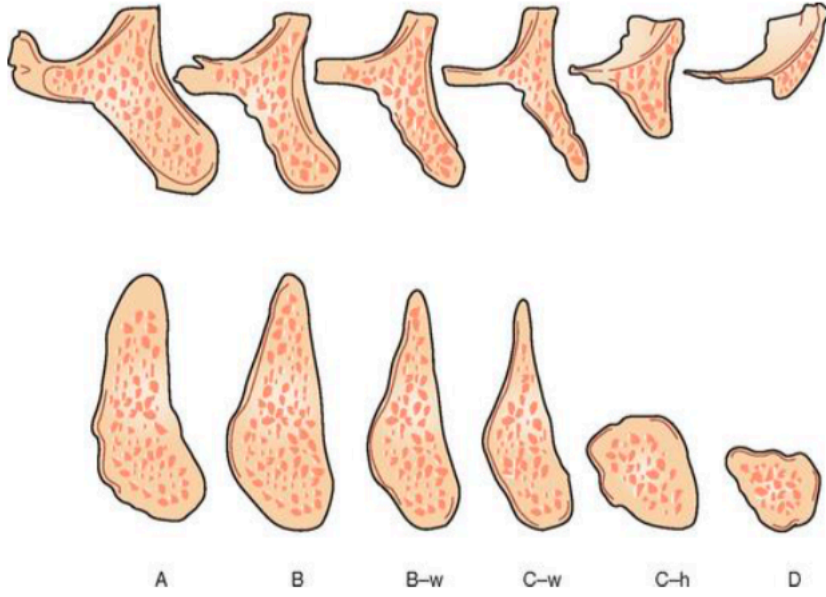


Şekil 2.2. Seiberta Alveoler Defekt Sınıflaması

Cawood ve Howell; 1988 senesinde yapmış olduğu çalışmayla, rezorbe maksilla ve mandibula sınıflandırması yapmışlardır. Rezorpsiyon aşamalarına göre 6 sınıfta değerlendirmişlerdir:(71)

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

Misch ve Judy alveoler kret hacmini sınıflandırırken; kretin vertikal ve horizontal boyutların yanı sıra, kemiğin oklüzal düzlemlerle yaptığı açı ve kron-implant oranı da kriter olarak kabul etmiştir. Misch ve Judy sınıflamasında kret hacimleri; 'Abundant'(bol), 'Barely sufficient'(kıtı kıtına yeterli), 'Compromised'(sınırlı), 'Defficient'(yetersiz) kelimelerinin baş harflerinden oluşan 4 divizyonda gruplandırılmıştır.(22)(Şekil 2.3)



Şekil 2.3. Misch-Judy Sınıflaması

2.6.2. Alveoler kemiğin yoğunluğunun değerlendirilmesi

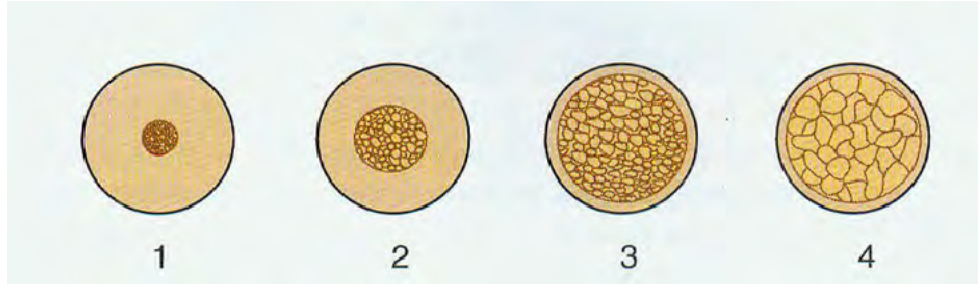
Kemik yoğunluğunun oral implantolojideki sınıflandırılması ilk olarak 1970 yılında Linkow tarafından yapılmıştır. Linkow kemik yapılarını 3 grupta sınıflandırmıştır.(72)

- Sınıf I Kemik Yapısı: Sık ve az miktarda trabeküler yapıya sahip ideal kemik yapısı
- Sınıf II Kemik Yapısı: Trabeküllerin arasındaki boşluk miktarı fazla ve daha az üniform olan kemik yapısı
- Sınıf III Kemik Yapısı: Trabeküller arasında geniş boşluklar olan ideal olmayan kemik yapısı

Leckholm ve Zarb, 1985 yılında, panoramik radyograflar trabeküler kemiğe oranla kortikal kemik yapısını kriter alan bir sınıflandırma yapmışlardır(73).(Şekil 2.4)

- Tip I Kemik Yapısı: Homojen kortikal kemik yapısıdır. Kan damarları sayısı az olduğu için entegrasyon süresi daha uzundur.
- Tip II Kemik Yapısı: Kalın kortikal kemik içerisinde az miktarda trabeküler tabaka olan kemik yapısıdır. İmplant entegrasyonu için ideal kemik yapısı olarak bilinir.
- Tip III Kemik Yapısı: İnce kortikal kemik içerisinde yoğun trabeküler kemik bulunan kemik yapısıdır.

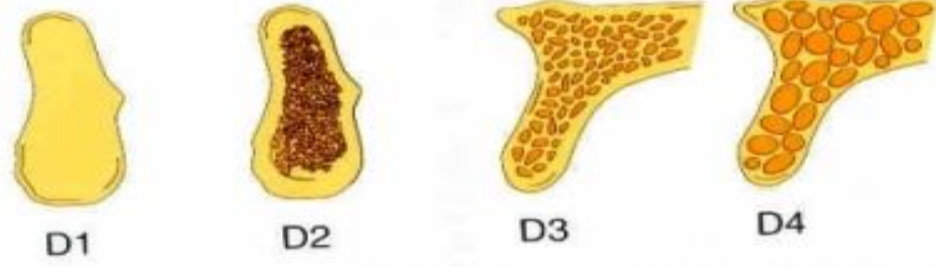
- Tip IV Kemik Yapısı: Çok ince kortikal kemik içerisinde düşük yoğunluklu trabeküler kemik bulunan kemik yapısıdır. Bu kemik yapısı implant entegrasyonu için en az uygun olan kemik yapısıdır.



Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb Kemik Kalite Sınıflaması

Misch; 1988 yılında, makroskopik olarak kortikal kemiğin ve trabeküler kemiğin karakteristik özelliklerini 4 grupta sınıflandırmıştır(74) (Şekil 2.5)

- D1 Kemik Yapısı: D1 tip kemik, neredeyse tamamen kortikal kemikten oluşmuştur. Bu tip kemik yapısı mandibula anterior bölgesinde görülmektedir. Bu kemik tipi; kan damarları bakımından zayıf olmasına rağmen, yüksek oranda kemik-implant teması elde edilmektedir.
- D2 Kemik Yapısı: D2 tip kemik, az miktarda trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik tabakası olan kemik yapısıdır. İmplant iyileşmesi için en uygun kemik yapısıdır. Genellikle bu tip kemik yapısı mandibula posteriorda görülmektedir.
- D3 Kemik Yapısı: D3 tip kemik, merkezinde yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik ile karakterizedir. Genellikle maksilla anterior bölgede görülmekle birlikte, mandibula posterior ve maksilla posterior bölgede de görülebilir. Kemik-implant temas oranı, D2 tip kemiğe göre daha düşüktür.
- D4 Kemik Yapısı: D4 tip kemik; kortikal kemik tabakasının olmadığı veya çok ince olduğu, tamamı trabeküler kemikten oluşan bir kemik tipidir. İmplant uygulamaları için en elverişsiz kemik yapısıdır. Kemik-implant temas oranı en düşük kemik tipi olması sebebiyle, seçilecek implantın yüzey özellikleri önem kazanmaktadır.



Şekil 2.5. Misch Kemik Kalite Sınıflaması

2.7. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik; mühendislik biliminin gereç ve yöntemlerini kullanarak, canlı sistemlerde yapı ve fonksiyonun ilişkisini açıklar. Diş hekimliğinde biyomekanik, restorasyonların fiziksel etkisinin, oral kavitedeki biyolojik yapılar ile ilişkisini açıklar. Doğal dişlerin çevresinde bulunan periodontal ligament, implantların çevresinde bulunmamaktadır. Bundan dolayı biyomekanik olarak davranış farklılıkları gösterirler ve bu da klinik olarak bazı problemlere neden olabilir. Çünkü doğal diş etrafında bulunan periodontal ligament gelen kuvvetleri absorbe ederken implantlar direkt olarak kemiğe iletirler. Bu yüzden implant ile ilgili olarak en sık rastlanan komplikasyonlar, implanta oklüzal kuvvetlerin yüklenmesinden sonra gelişen biyomekanik sorunlardır. Oklüzal kuvvetlerin iletilmesi ile implant üstü hareketli protezlerde kırılma, abutment veya vida gevşemesi, implant üstü sabit protezlerde porselen veya metalin kırılması, implant gövdesinin boynunda kırık, implant çevresinde marjinal kemik rezorpsiyonu gibi biyomekanik sorunlar implant başarısını doğrudan etkilemektedir. Bu biyomekanik sorunların ana sebebi strestir. İmplant yerleşimi ve sonrasında kuvvet faktörleri değerlendirilmelidir ve kemik-implant-protez sistemi bir bütün olarak korunmalıdır. (22, 75)

İmplant başarısızlığında en önemli bulgu, marjinal kemik kaybıdır. Bu kaybın sebebi; periosteal refleksiyon hipotezi, implant osteotomi hipotezi, alıcı otoimmün cevabı, biyolojik aralık hipotezi ve implant yerleşimi sırasında ve sonrasında oluşan stresle beraber hücre biyomekaniği ve kemiğin mekanik özellikleri gibi değişik bakış açılarıyla açıklanmaya çalışılmıştır(22).

İmplant osteotomisinin hazırlanmasının erken implant kemik kaybının bir sebebi olduğu bildirilmiştir. Kemik labil bir organdır ve ısıya duyarlıdır. İmplant osteotomisine implant yerleştirildiğinde, kemikte travmaya neden olur ve implant çevresinde yaklaşık 1

mm'lik devitalize bir kemik bölgesi yaratılır. Arayüzdeki kemiğin remodelasyonu için yenilenmiş bir kan temini ve 'cutting cone' mekanizması gereklidir. Kortikal kemiğin kanlanmasının sınırlı olması ve bu yoğun kemikte üretilen yüksek ısı nedeniyle, özellikle kortikal kemik üzerinde yapılan osteotomi, implant çevresinde marjinal krestal kemik kaybı nedeni olarak gösterilmektedir(76).

Mekanik ortamın gerinimine bağlı olarak hücre seviyesinde yeniden yapılanma meydana gelmektedir(77). Kemik-implant arayüzünde meydana gelen kemik gerinim miktarı, implant üstü proteze gelen yükün oluşturduğu stres ile doğru orantılıdır. Kemik içerisinde bulunan mekanosensörler, asgari gerinim miktarlarına yanıt verirler ve kemiğin kopma direncinin yüzde biri büyüklüğünde bir mikrogerinim kemiğin remodelasyon sürecini başlatabilir.(78) Aşırı gerinimin ve kemiğin fizyolojik limitlerinin üstündeki streslerin, hücrel rezorpsiyona sebep olduğu gösterilmiştir.(79)

Stres ve gerinim arasındaki ilişki, mühendislik ilkelerine göre, herhangi bir malzeme için elastisite modülünü belirler. Elastisite modülü, bir malzeme için belirli stres düzeyindeki boyut değişimi miktarı olarak tanımlanır. Dental implant materyali olarak kullanılan titanyumun elastisite modülü, kortikal kemiğin elastisite modülünden 5-10 kat daha yüksektir. Biyomekanik ilkelerine göre, elastik modülünde fark olan iki malzeme, aralarında başka bir malzeme olmaksızın bir araya getirilip ve bunlardan birine yük uygulanırsa, iki malzemenin temas ettikleri ilk yerde stres değerlerinde artış gözlenmektedir.(80) Bu sebeple, bir implant-kemik arayüzünde, krestal kemik bölgesinde, stres miktarlarının yüksek olması beklenmektedir. Bu feneomen, hem fotoelastik hem de sonlu elemanlar analizi ile gözlenmiştir.(81, 82)

Kemiğin yoğunluğu ve elastik modülü gibi mekanik özellikleri de implant biyomekaniği için önemli kavramlardır. Yoğunluğu fazla olan kemik tiplerinde, daha az yoğun olanlara kıyasla; belirli yük altında daha az gerinim meydana gelmektedir(83). Yapılan bir prospektif klinik çalışmada; implantın çevresindeki marjinal kemik kaybının kemik yoğunluğu ile ilişkili olduğu gözlenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre kemik ne kadar yoğun olursa, protez yüklemesinden sonra, implantın çevresinde o kadar az marjinal kemik kaybı görülmüştür.(84)

2.8. Biyomekanik Kavramlar

2.8.1. Kuvvet

Maddelerin fiziksel özelliğinde veya hareketinde değişikliğe sebep olan, yönü, şiddeti ve doğrultusu belli vektörel özellikteki etkiye kuvvet denir. Birimi Newton(N)' dir(85, 86).

2.8.2. Stres (Gerilme)

Herhangi bir cisme uygulanan kuvvet ile beraber o kuvvete eşit şiddette ve zıt yönde bir direnç oluşur. Bu direnç, kuvvet uygulanan cismin üzerinde dağılır. Bu dirence stres adı verilmekte; birim alana uygulanan kuvvet olarak formülize edilmiştir. Birimi Pascal(Pa)' dır(85).

$$\sigma = F(N) / A(mm^2)$$

Bir cisme herhangi bir yönden kuvvet geldiği zaman, cismin içerisinde iç gerilmeler meydana gelir. Bu gerilmeler çekme gerilmesi, basma gerilmesi ve makaslama gerilmesi olmak üzere 3 tiptir.(86)

- Çekme stresi: Maddenin moleküllerini, birbirinden uzaklaşması için zorlayan, aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir.
- Basma stresi: Molekülleri birbirine yaklaşması için zorlayan aynı düzlemde ve yine ters yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşan gerilmedir.
- Makaslama Stresi: Makaslama gerilmesi, malzeme kesiti ile aynı düzlemde olan ve kesit alanına paralel olan kuvvet vektör bileşeninden kaynaklanan bir gerilim bileşenidir. Kayma gerilmesi, bir cismin zıt yönlerine etki eden eşit ve karşı kuvvet çiftleri olan kayma kuvvetlerinden kaynaklanır.

2.8.3. Asal Stres

Asal stres; üç boyutlu bir elemanda, tüm makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşan, en yüksek stres değerleridir. Asal stres; maksimum asal stres, ara asal stres, minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Maksimum asal stres en büyük artı değerdir ve çekme stresini ifade eder. Minimum asal stres ise en küçük negatif değerdir ve basma stresini ifade eder. Elemanın basma stresi mi çekme stresi mi altında olduğunu belirlemek için gelen kuvvetlerden mutlak değeri hangisinin büyük ise cisim o stres tipinin etkisindedir. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir. Bu değerler;

“ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklinde sıralanmaktadır. σ_1 en yüksek çekme streslerini, σ_3 ise en yüksek basma streslerini temsil etmektedir(87).

2.8.4. Von misses stresi

Von Mises stresi; çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini geçerse, yapı bu noktada plastik deformasyona uğrar. Von Mises gerilmesi, üç asal stres değeri kullanılarak formülize edilmektedir(87).

$$\sigma = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

2.8.5. Gerinim (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında; boyutta meydana gelen değişiminin, cismin ilk boyuta oranı olarak tanımlanmaktadır. Gerinim, yüzdellik olarak ifade edilir. Bütün cisimler, uygulanan kuvvetler altında elastik veya plastik deformasyona uğramaktadır. Gerilim ve gerinim birbirinden tamamen farklı kavramlar olmasına rağmen, bir cisim üzerinde kuvvet karşısında gerilim oluştuğunda, gerinimde oluşmaktadır. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece büyüklüktür(85).

2.8.6. Elastisite modülü

Gerilimin, gerinime oranı olarak tanımlanır. Birimi Pa'dır. Young modülü olarak da bilinen bu değer, bir cisim için ne kadar büyük ise, o cisim daha rijittir(85).

2.8.7. Poisson oranı

Elastik sınırlar içerisinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranı Poisson Oranı olarak tanımlanır. Bu değer; materyalden materyale göre, -1 ile 0,5 arasında farklılık gösterir(88).

2.8.8. İzotropi - Homojenite - Lineer Elastisite

Cisimlerin; uzayda x,y,z eksenlerinde aynı elastikiyete sahip olması durumuna izotropi denir. Bu cisimler; poisson oranı ve elastik modül değerleriyle ifade edilebilir. Homojenite kavramı; cismin her noktasında aynı mekanik özelliklere sahip olması ile

tanımlanır. Lineer elastisite kavramı; cismin geriniminin etki eden kuvvetler altında orantısal olarak değiştiğini anlatır(87).

2.9. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri; bir cisme gelen kuvvetlerin, cisim üzerinde nitelik ve nicelik olarak stresi analiz etmeyi amaçlayan ve pratik uygulamalardan önce, cismin dayanımını ölçmeye ve önlemler almaya yardımcı olan analiz yöntemleridir(15, 87).

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri aşağıda listelenmiştir:(87)

- Gerilimölçer analiz yöntemi.
- Fotoelastik analiz yöntemi.
- Holografik interferometre analiz yöntemi.
- Kırılma vernikle kaplama yöntemi.
- Termografik kuvvet analizi.
- Radyoteleometri.
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

Sonlu elemanlar analizi; 1960'lı yılların başlarında, havacılık ve uzay endüstrisinde, ısı transferi, sıvı akışı, kütle taşımacılığı ve elektromanyetik konularındaki yapısal problemleri çözmek için geliştirildi(89). İmplant diş hekimliğinde, ilk defa 1976 yılında Weinstein ve ark. kullanılmıştır(90). 1980'lerden bu yana implant diş hekimliğinde; implant ve çevre kemikte oluşacak streslerin değerlendirilmesinde, sonlu elemanlar analizinin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır.(89)

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, bütün bir yapının daha ufak parçalara bölünmesi ve analitik şekilde modellenmesi ile uygulanır. Bu yöntem, karışık yapıların daha basit alt gruplara ayrılarak, her bir grubun ayrı olarak hesaplanması şeklinde uygulanmaktadır. Böylece analizi in vitro veya in vivo ortamda çok zor olan kemik-implant-protetik parça kompleksinin ara yüzlerindeki davranışları çözümlenmeyi kolaylaştırır.(89)

Modelleme sisteminde, noktalar bir araya getirilerek düğümleri(nod), düğümlerin bir araya gelmesi ile de ağ(mesh) yapıları oluşturur. Bu oluşan ağ yapı, uygulanan kuvvete cismin nasıl cevap vereceğini belirleyen yapıdır. Düğüm noktaları ise meydana gelen

stresleri yansıtır. Modelleme işlemi yapıldıktan sonra düğüm noktalarından birbirine bağlanan daha basit geometrik şekiller oluşur. Bunlara eleman denir. Uygulanan kuvvet, her eleman için ayrı ayrı değerlendirilir. Bu yüzden daha hassas bir analiz gerçekleştirmek için eleman sayısını artırmak gerekir. Sonlu elemanlar analizi yönteminde, çizgisel elemanlar, 2 boyutlu katı elemanlar ve 3 boyutlu katı elemanlar kullanılmaktadır.(15)

Oluşturulan modelin analizi yapılabilmesi için bazı verilerin tamamının bulunması gereklidir(15).

- Cismin geometrik koordinatları
- Cismin geometrisi ve boyutu
- Materyallerin poisson oranları ve Young modülü
- Uygulanacak olan kuvvetler
- Modelin sınır koşulları
- Uygulanacak analiz tipi

Sonlu elemanlar stres analizinde; modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler, aksiyal gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilim değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim(maximum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme stres değerini, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Sünek materyaller için ise Von Misses stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan streslere bakılırken özellikle Von Misses stresleri değerlendirilir. Ayrıca Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir(15).

Bu tez çalışmasında; dental implant materyaline alternatif olarak kullanılabilceği düşünülen %30 ve %60 karbon fiber takviye edilmiş poli eter eter keton (PEEK) materyalleri ile altın standart olan titanyum materyalinin, implantta ve çevre kemikte oluşturduğu stresleri, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kıyaslayarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla maksilla ve mandibulada oluşturulan D2, D3 ve D4 tip alveol kemiği modelleri üzerinde silindirik implantların farklı lokalizasyonu ve farklı okluzal

yükler altında kortikal ve spongios kemikte oluşturdıkları stres değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: DA19/04) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Tez araştırmaları Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi. Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D- 44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı(Şekil 3-1) ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlandı.

3.1. Çalışma Modellerinin Gruplandırılması

Bu çalışmada, standart olarak aynı protetik parçalara ve üst yapılara sahip, fakat farklı materyalden dental implant gövdelerine sahip üç farklı tip implant oluşturulmuştur.(Tablo 3.1)

Tablo 3.1. Çalışma Modellerinin Gruplandırılması

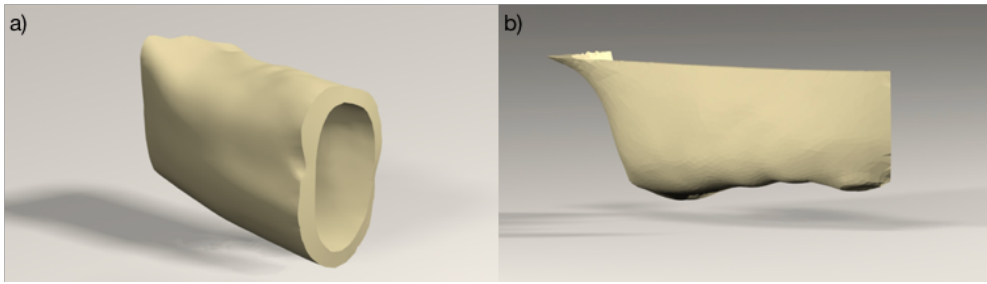
	Dental İmplant Gövdesi	Abutment ve Vida	İmplant Üst Yapısı
Tip 1	Titanyum	Titanyum	Metal Destekli Porselen(Cr-Co)
Tip 2	%30 KFT-PEEK	Titanyum	Metal Destekli Porselen(Cr-Co)
Tip 3	%60 KFT-PEEK	Titanyum	Metal Destekli Porselen(Cr-Co)

Oluşturulan her tip implant alveoler kemiğin 3 farklı bölgesinde, tek implant şeklinde uygulanmıştır. Bunlar;

- Maksiller 1. Molar Diş Bölgesi (Maksilla Posterior)
- Mandibular 1. Molar Diş Bölgesi(Mandibula Posterior)
- Maksiller Santral Diş bölgesi (Maksilla Anterior)

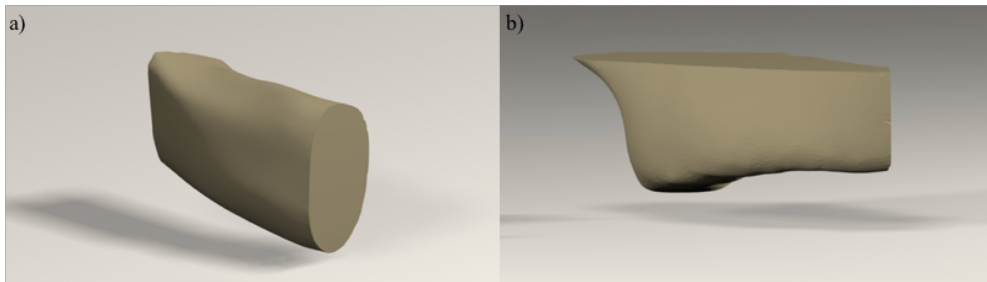
3.2. Kemik Dokusunun Modellenmesi

Üst çeneye ve alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi, radyoloji arşivinden seçilmiştir. Çekilen filmler, 3D-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile üç boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.(Şekil 3.1)



Şekil 3.1. a)Üç boyutlu mandibula modeli b)Üç boyutlu maksilla modeli

Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongiöz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu. Kortikal kemik kalınlıkları ise mandibula molar bölgede 2mm, maksilla santral bölgesinde 1.5 mm, maksilla posterior bölgede ise 1mm olarak belirlenmiştir.(Şekil 3.2)



Şekil 3.2. a) Mandibula spongiöz kemik b) Maksilla spongiöz kemik

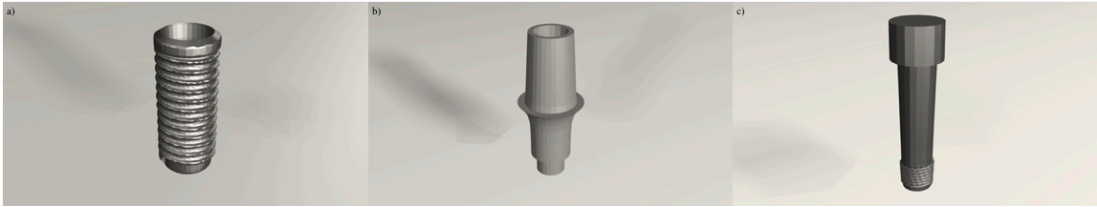
3.3. İmplant ve Protetik Parçaların Modellenmesi

Çalışmada kullanılan dental implantlar ve protetik parçalar, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D- 44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır.(Şekil 3.3)



Şekil 3.3. Optik tarayıcısının görüntüsü

Bu çalışma için dental implantlar; silindirik, kemik seviyesi,4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda(4.1x10 mm Bone Level, Straumann, Basel, İsviçre) seçilmiştir. Bu dental implantlar ile uygun olan, aynı markaya ait simante abutment(Straumann NC Cementable Abutment-RC Cementable Abutment) ile vida seçilmiştir.(Şekil 3.4)



Şekil 3.4. a) Dental implant gövdesi b) Abutment c) Vida

3.4. Dental İmplant Üst Yapısı

Dental implantların üst yapıları metal destekli porselen şeklinde tasarlanmış olup, modellendiği bölgedeki dişin anatomisini ve fizyolojisini yansıtacak şekilde modele edilmiştir. Metal destekli altyapının kalınlığı en az 0,8 mm'dir.

3.5. Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları

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

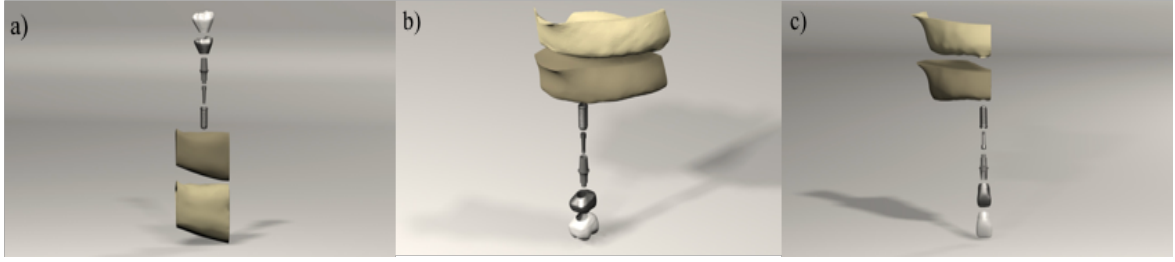
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir.

Tablo 3.2. Oluşturulan modellerdeki düğüm ve eleman sayıları

Maksilla Santral	Düğüm sayısı: 25421	Eleman Sayısı: 127867
Maksilla 1. Molar	Düğüm sayısı: 25421	Eleman Sayısı: 127867
Mandibula 1. Molar	Düğüm sayısı: 44279	Eleman Sayısı: 222951

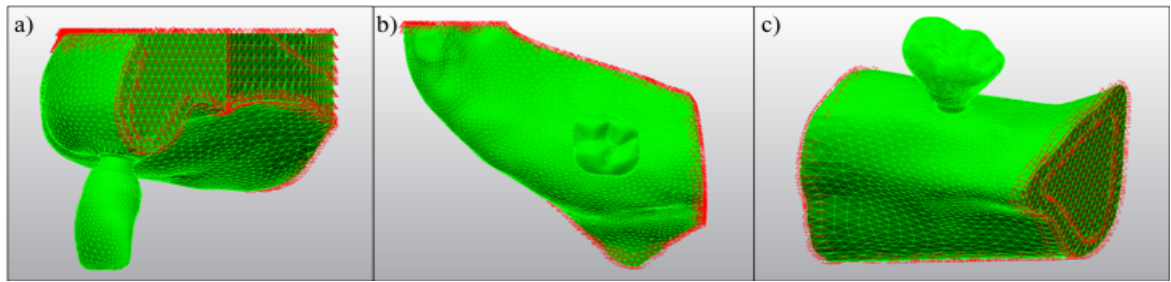
3.6. Modellemenin Tamamlanması

Her üç senaryoya ait modeller, VRMesh yazılımı yardımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.(Şekil 3.5)



Şekil 3.5. a) Mandibula 1.Molar. b)Maksilla 1.Molar. c) Maksilla Santral.

Modeller kemiğin alt ve yan taraflarından DOF(Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Şekil 3.6. Her üç senaryoda oluşturulan modelin sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmesi

3.7. Materyal özellikleri

Modeller Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin hangi tip kemiğe ait olduğunu, implant ve protez yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. (Tablo 3.2)

Tablo 3.3. Modellerde kullanılan materyallerin özellikleri

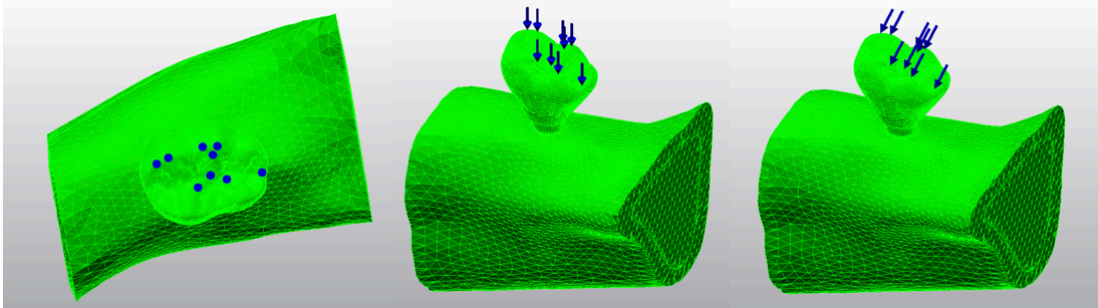
	Young Modulus (Mpa)	Poisson Ratio
Kortikal Kemik(91)	17400	0.30
D2 tip Spongioz Kemik(92)	5500	0.30
D3 tip Spongioz Kemik(92)	1600	0.30
D4 tip Spongioz Kemik(92)	690	0.30
Krom-Kobalt(93)	218000	0.33
Feldspatik porselen(94)	69000	0.30
Titanyum(95)	110000	0.35
%30 Kft-Peek(96)	18000	0.39
%60 Kft-Peek(50)	150000	0.35

Oluşturulan üç farklı senaryoda, mandibular 1. molar bölgesinde D2 tip kemik materyal özellikleri, maksilla santral bölgesinde D3 tip kemik materyal özellikleri, maksilla 1. molar bölgesinde ise D4 tip kemik materyal özellikleri kullanılmıştır.

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

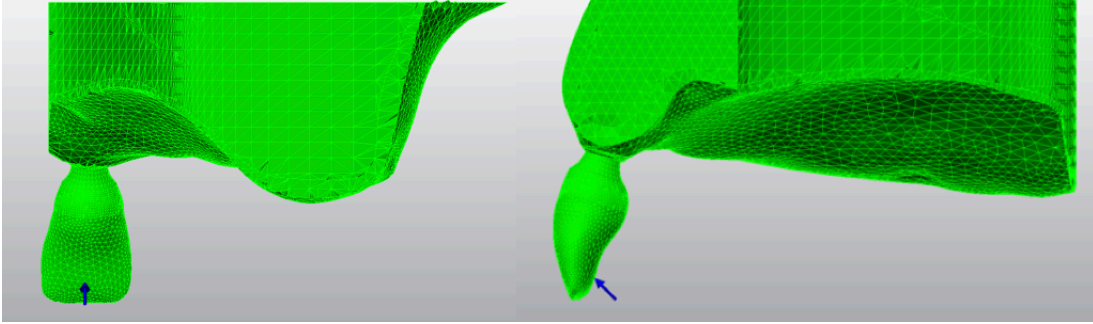
3.8. Yükleme ve Stres Analizleri

Mandibular 1. molar diş bölgesindeki dental implant üzeri tek üyeli proteze, oklüzal yüzeyindeki dokuz noktadan dik ve 30° açı ile oblik olmak üzere ayrı ayrı 100'er N kuvvet uygulanmıştır.(Şekil 3.7)



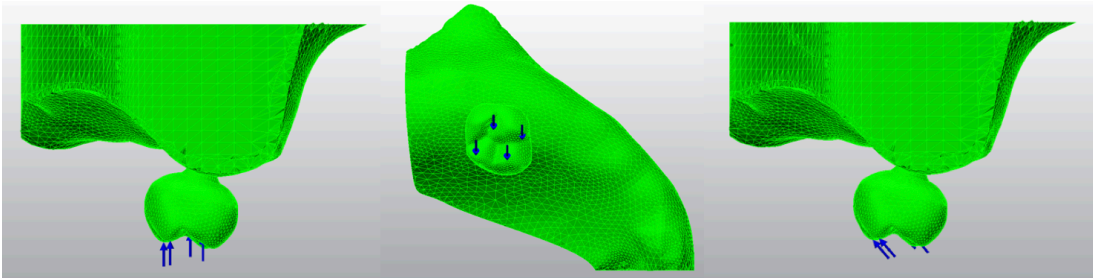
Şekil 3.7. Mandibula 1. molar diş bölgesindeki dental implanta uygulanan kuvvetler

Maksillar santral diş bölgesindeki dental implant üzeri tek üyeli proteze, dişin insizal kenarının 2mm yukarısından, implant aksına 45° açı ile 100N kuvvet uygulanmıştır.(Şekil 3.8)



Şekil 3.8. Maksillar santral diş bölgesindeki dental implanta uygulanan kuvvet

Maksillar 1. molar diş bölgesindeki dental implant üzeri tek üyeli proteze, oklüzal yüzeyindeki 4 noktadan dik ve 30° oblik olmak üzere ayrı ayrı 100'er N kuvvet uygulanmıştır.(Şekil 3.9)



Şekil 3.9. Maksillar 1. molar diş bölgesindeki dental implanta uygulanan kuvvet

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

4. BULGULAR

Oluşturulan üç senaryo için, sonlu elemanlar stres analizi ayrı ayrı yapılmıştır. Maksilla santral grubunda, tek oblik kuvvet ile analiz yapılırken, maksilla ve mandibula 1. molar dişlere dik ve oblik olmak üzere ikişer stres analizi yapılmıştır. Toplamda 3 dental implant materyali, 5 farklı senaryoda analiz edilmiştir.

4.1. Maksiller Santral Tek Üyeli İmplant Modeli

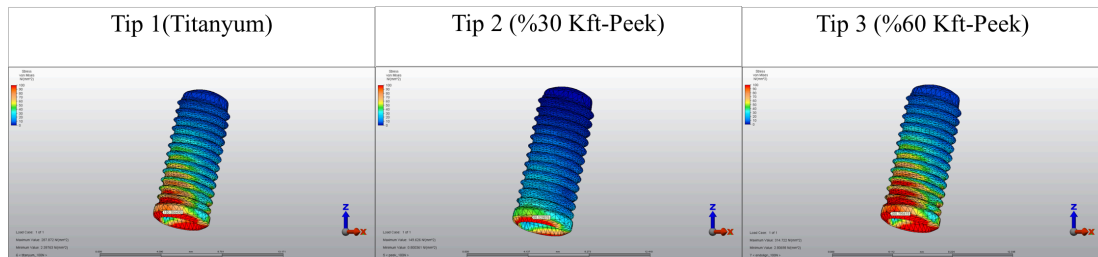
Maksilla santral diş bölgesinde tek üyeli bir implant modeli üzerine 100N oblik kuvvet uygulandığında implantlarda, kortikal kemikte ve spongioz kemikte, her üç tipteki dental implantların oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.(Tablo 4.1)

Tablo 4.1. Maksilla santral tek üyeli implant modelindeki Von Mises ve asal stres değerleri

Maksilla Santral Tek Üyeli İmplant Modeli	Tip 1 (Titanium)	Tip 2 (%30 Kft-Peek)	Tip 3 (%60 Kft-Peek)
İmplant- Von Mises Stres(N/mm ²)	180.356490	88.529876	200.795415
Kortikal- Maksimum Asal Stres(N/mm ²)	25.048084	31.094393	23.047372
Kortikal-Minimum Asal Stres(N/mm ²)	-34.047937	-41.198106	-31.436560
Spongioz-Maksimum Asal Stres(N/mm ²)	2.569831	4.882429	2.421864
Spongioz-Minimum Asal Stres(N/mm ²)	-1.736426	-2.028829	-1.600559

Dental İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Uygulanan kuvvet sonucunda, implantların üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri; tip 1 implantta 180.356490 N/mm², tip 2 implantta 88.529876 N/mm², tip 3 implantta 200.795415 N/mm² ölçülmüştür.(Şekil 4.1)

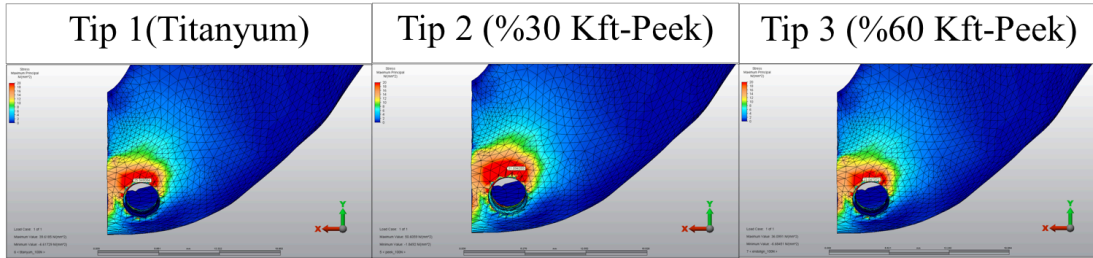


Şekil 4.1. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler

Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları

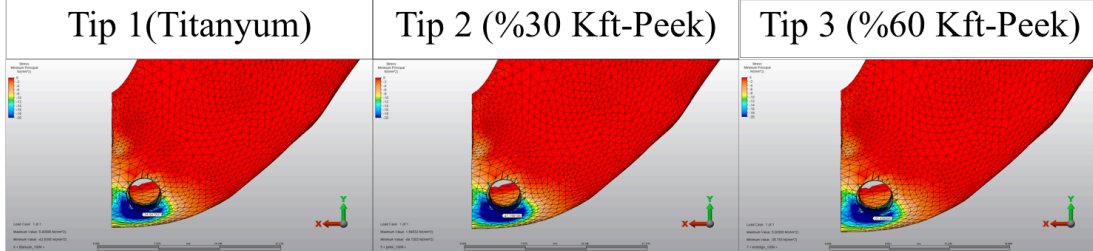
Kemikte oluşan en büyük ve en küçük asal stresler, kortikal kemik ve spongiöz kemikte ayrı ayrı olmak üzere incelendi.

Uygulanan kuvvet sonucunda, maksiller santral diş bölgesindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 25.048084 N/mm^2 , tip 2 implant için 31.094393 N/mm^2 , tip 3 implant için 23.047372 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.2)



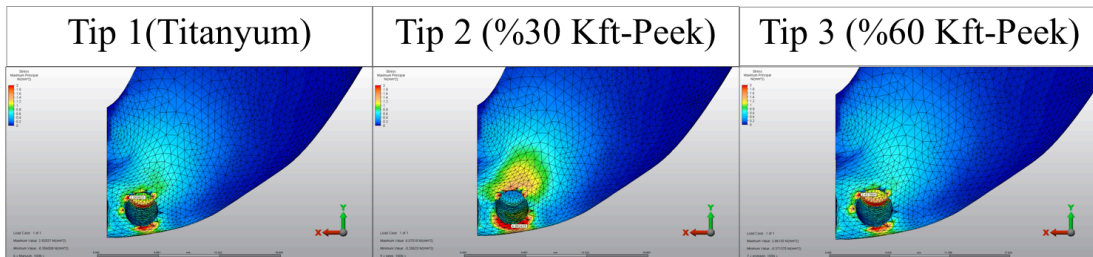
Şekil 4.2. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için $-34.047937 \text{ N/mm}^2$, tip 2 implant için $-41.198106 \text{ N/mm}^2$, tip 3 implant için ise $-31.436560 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.3)



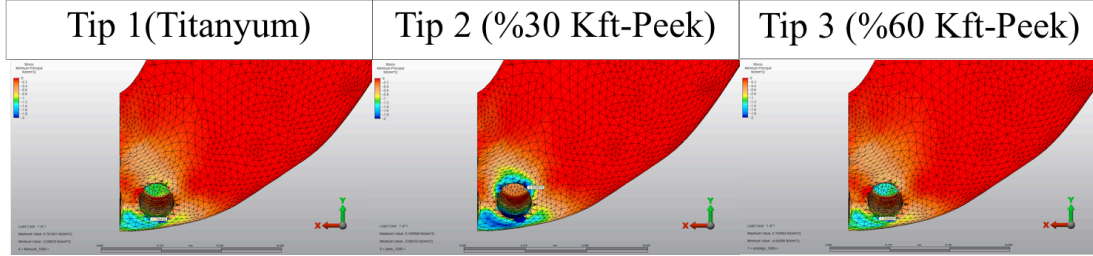
Şekil 4.3. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Uygulanan kuvvet sonucunda, maksiller santral diş bölgesindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 2.569831 N/mm^2 , tip 2 implant için 4.882429 N/mm^2 , tip 3 implant için 2.421864 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.4)



Şekil 4.4. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Spongioz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için -1.736426 N/mm^2 , tip 2 implant için -2.028829 N/mm^2 , tip 3 implant için ise -1.600559 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.5)



Şekil 4.5. Maksilla santral tek üyeli implant modelinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

4.2. Mandibula 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli

Mandibula 1. molar diş bölgesinde tek üyeli bir implant modeli üzerine 100'er N dik ve oblik kuvvet ayrı ayrı uygulandığında; implantlarda, kortikal kemikte ve spongioz kemikte, her üç tip dental implantların oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.

4.2.1. Dik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları

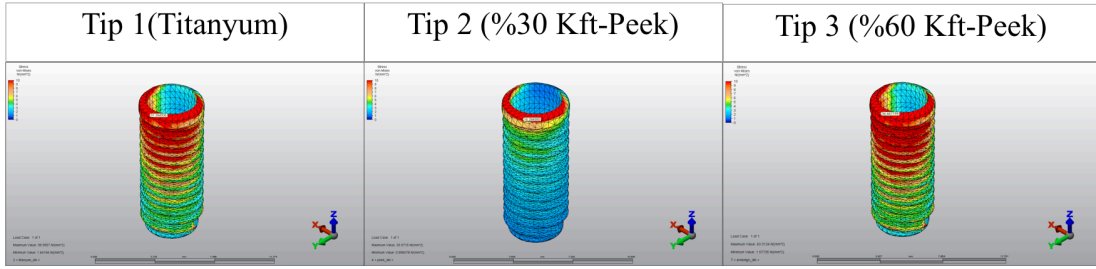
İmplant üstü proteze uygulanan 100N'luk dik kuvvet sonucu, implantta oluşan Von Mises stres değeri ile kemikte oluşan asal stres değerleri tabloda belirtilmiştir.(Tablo 4.2)

Tablo 4.2. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri

Mandibula 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli (Dik Kuvvetler)	Tip 1 (Titanium)	Tip 2 (%30 Kft-Peek)	Tip 3 (%60 Kft-Peek)
İmplant- Von Mises Stres(N/mm²)	31.264936	16.284585	34.447199
Kortikal- Maksimum Asal Stres(N/mm²)	1.276841	1.120369	1.217701
Kortikal-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-4.992661	-5.138648	-4.753125
Spongioz-Maksimum Asal Stres(N/mm²)	0.600986	0.954461	0.602248
Spongioz-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-0.884323	-1.128983	-0.840006

Dental İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

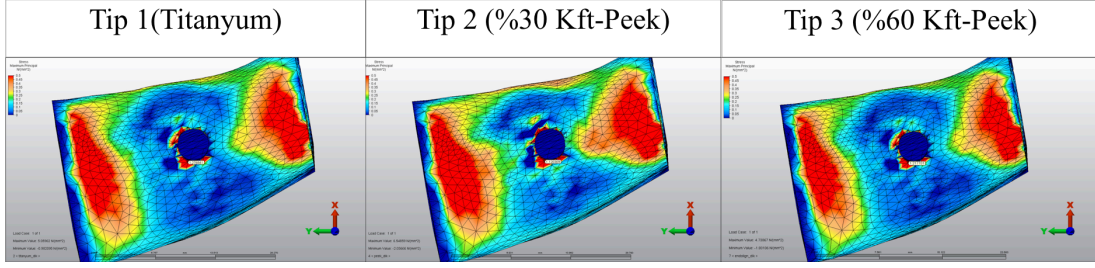
Uygulanan dik kuvvetler sonucunda, implantların üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri; tip 1 implantta 31.264936 N/mm², tip 2 implantta 16.284585 N/mm², tip 3 implantta 34.447199 N/mm² ölçülmüştür.(Şekil 4.6)



Şekil 4.6. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler

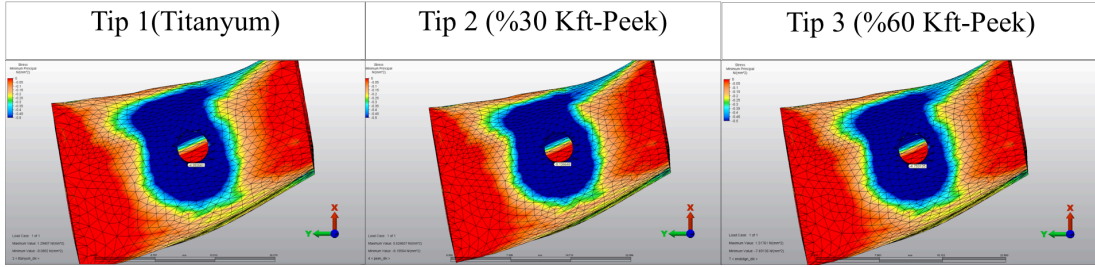
Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları

Uygulanan dik kuvvet sonucunda, mandibuler 1. molar diş bölgesindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 1.276841 N/mm², tip 2 implant için 1.120369 N/mm², tip 3 implant için 1.217701 N/mm² olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.7)



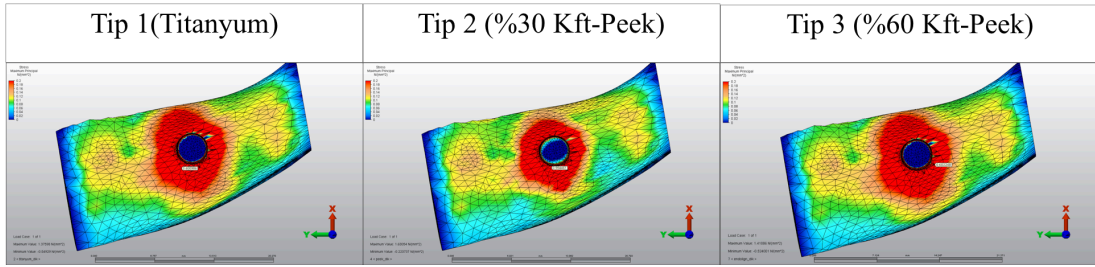
Şekil 4.7. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için -4.992661 N/mm^2 , tip 2 implant için -5.138648 N/mm^2 , tip 3 implant için ise -4.753125 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.8)



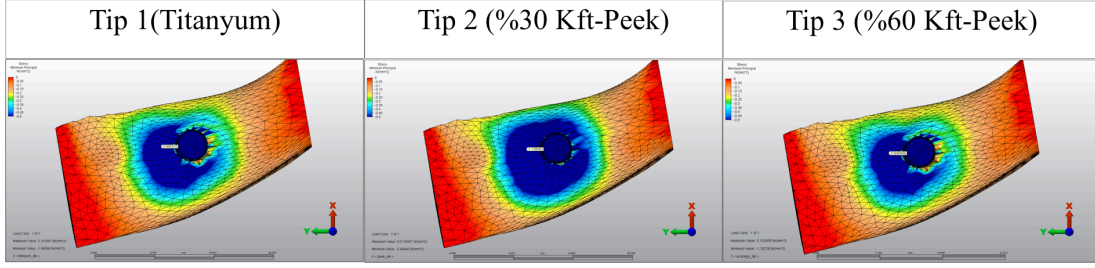
Şekil 4.8. Mandibula 1.molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Uygulanan kuvvet sonucunda, mandibuler 1. molar diş bölgesindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 0.600986 N/mm^2 , tip 2 implant için 0.954461 N/mm^2 , tip 3 implant için 0.602248 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.9)



Şekil 4.9. Mandibula 1.molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Spongiöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için -0.884323 N/mm^2 , tip 2 implant için -1.128983 N/mm^2 , tip 3 implant için ise -0.840006 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.10)



Şekil 4.10. Mandibula 1.molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler

4.2.2. Oblik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları

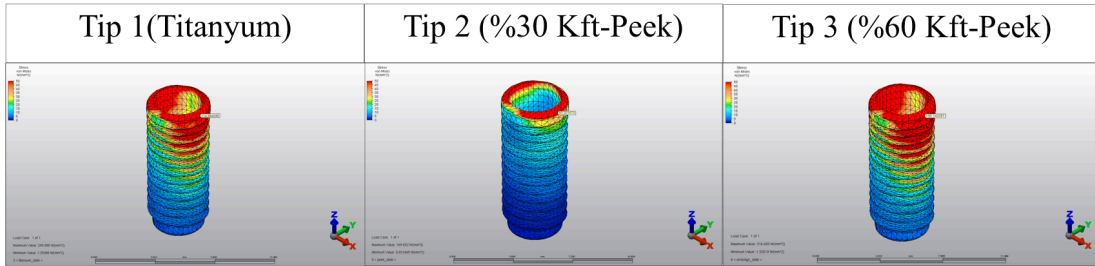
İmplant üstü proteze uygulanan 100N'luk oblik kuvvet sonucu, implantta oluşan Von Mises stres değeri ile kemikte oluşan asal stres değerleri tabloda belirtilmiştir.(Tablo 4.3)

Tablo 4.3. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri

Mandibula 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli (Oblik Kuvvetler)	Tip 1 (Titanium)	Tip 2 (%30 Kft-Peek)	Tip 3 (%60 Kft-Peek)
İmplant- Von Mises Stres(N/mm²)	174.884698	93.321573	190.143287
Kortikal- Maksimum Asal Stres(N/mm²)	21.252504	24.347196	19.641928
Kortikal-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-18.624429	-23.023822	-17.566393
Spongiöz-Maksimum Asal Stres(N/mm²)	2.567447	4.905211	2.353458
Spongiöz-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-3.307195	-3.495318	-3.136890

Dental İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

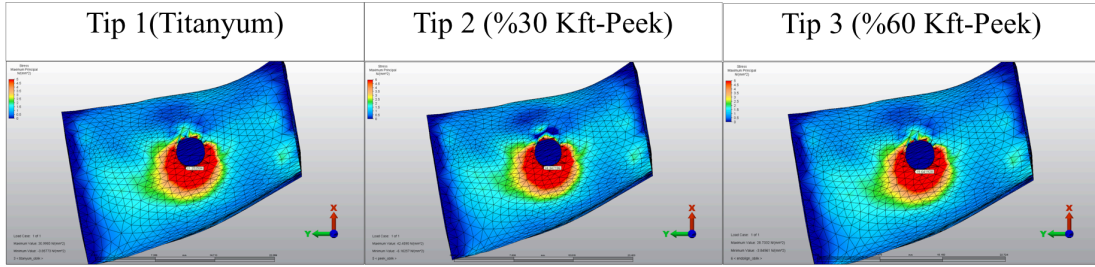
Uygulanan oblik kuvvetler sonucunda, implantların üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri; tip 1 implantta 174.884698 N/mm², tip 2 implantta 93.321573 N/mm², tip 3 implantta 190.143287 N/mm² olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.11)



Şekil 4.11. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler

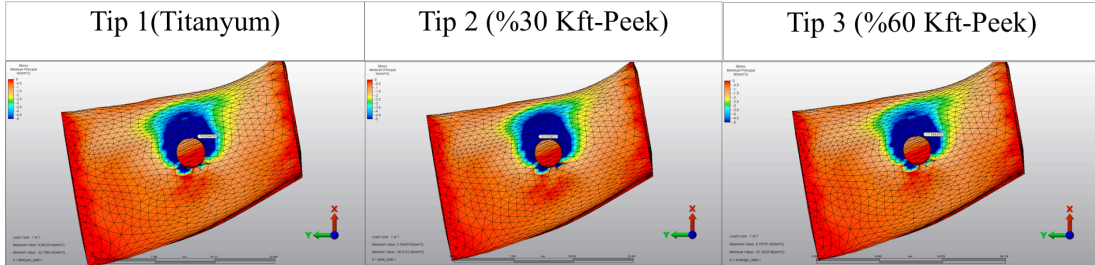
Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları

Uygulanan oblik kuvvetler sonucunda, mandibuler 1. molar diş bölgesindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 21.252504 N/mm^2 , tip 2 implant için 24.347196 N/mm^2 , tip 3 implant için 19.641928 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.12)



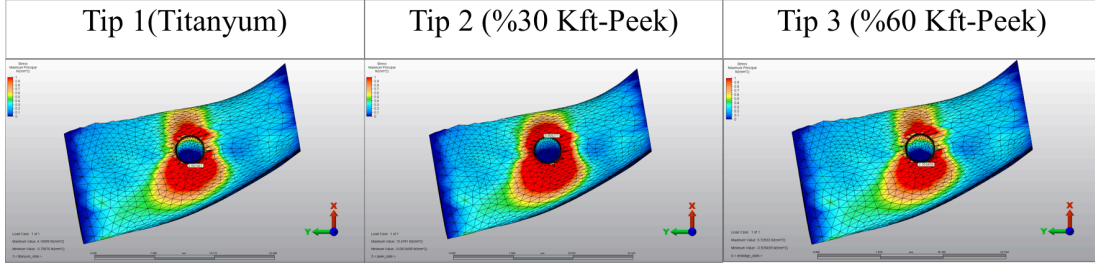
Şekil 4.12. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için $-18.624429 \text{ N/mm}^2$, tip 2 implant için $-23.023822 \text{ N/mm}^2$, tip 3 implant için ise $-17.566393 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.13)



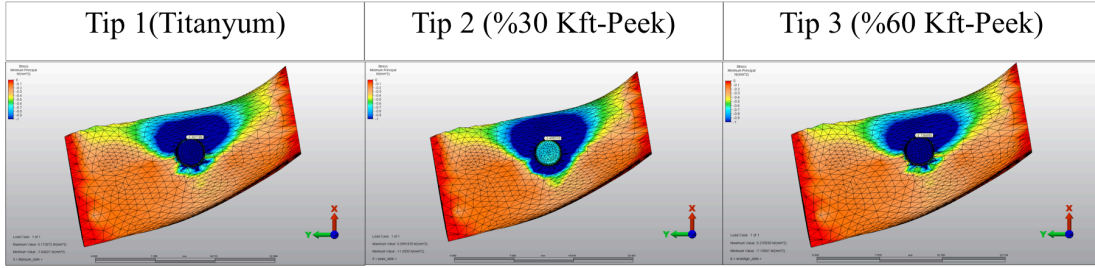
Şekil 4.13. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda, mandibuler 1. molar diş bölgesindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 2.567447 N/mm^2 , tip 2 implant için 4.905211 N/mm^2 , tip 3 implant için 2.353458 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.14)



Şekil 4.14. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Spongiöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için -3.307195 N/mm^2 , tip 2 implant için -3.495318 N/mm^2 , tip 3 implant için ise -3.136890 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.15)



Şekil 4.15. Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler

4.3. Maksilla 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli

Maksilla 1. molar diş bölgesinde tek üyeli bir implant modeli üzerine 100'er N dik ve oblik kuvvet ayrı ayrı uygulandığında; implantlarda, kortikal kemikte ve spongiöz kemikte, her üç tip dental implantların oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.

4.3.1. Dik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları

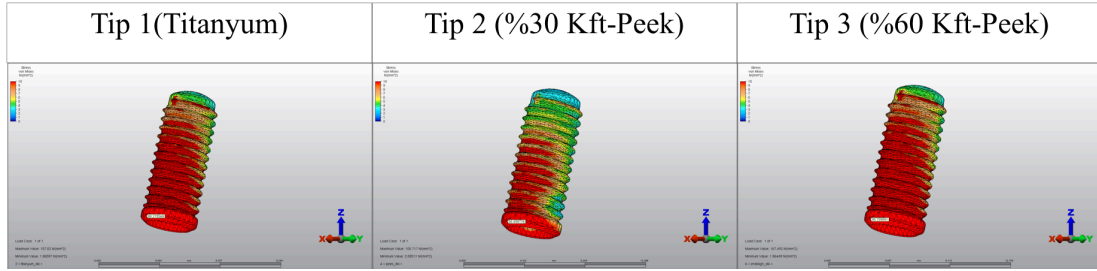
İmplant üstü proteze uygulanan 100N'luk dik kuvvet sonucu, implantta oluşan Von Mises stres değeri ile kemikte oluşan asal stres değerleri tabloda belirtilmiştir.(Tablo 4.4)

Tablo 4.4. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri

Maksilla 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli (Dik Kuvvetler)	Tip 1 (Titanium)	Tip 2 (%30 Kft-Peek)	Tip 3 (%60 Kft-Peek)
İmplant- Von Mises Stres(N/mm²)	89.275569	56.458776	95.739591
Kortikal- Maksimum Asal Stres(N/mm²)	4.619755	8.525252	3.767468
Kortikal-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-21.416398	-21.385468	-21.045454
Spongioz-Maksimum Asal Stres(N/mm²)	0.737825	1.203845	0.696810
Spongioz-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-1.245440	-1.343907	-1.172101

Dental İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

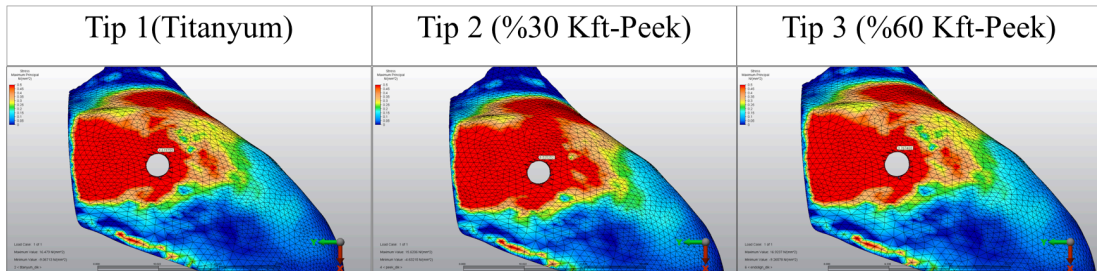
Uygulanan dik kuvvetler sonucunda, implantların üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri; tip 1 implantta 89.275569 N/mm², tip 2 implantta 56.458776 N/mm², tip 3 implantta 95.739591 N/mm² ölçülmüştür.(Şekil 4.16)



Şekil 4.16. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler

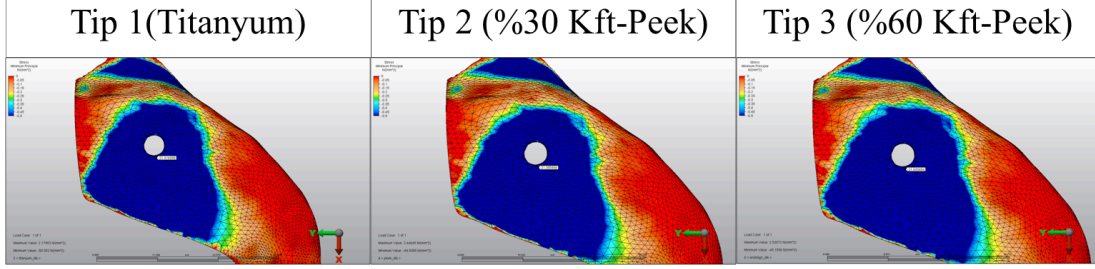
Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları

Uygulanan dik kuvvet sonucunda, maksiller 1. molar diş bölgesindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 4.619755 N/mm², tip 2 implant için 8.525252 N/mm², tip 3 implant için 3.767468 N/mm² olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.17)



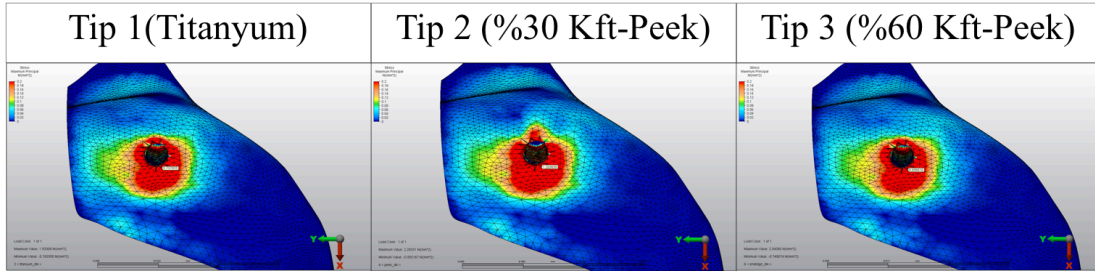
Şekil 4.17. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için $-21.416398 \text{ N/mm}^2$, tip 2 implant için $-21.385468 \text{ N/mm}^2$, tip 3 implant için ise $-21.045454 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.18)



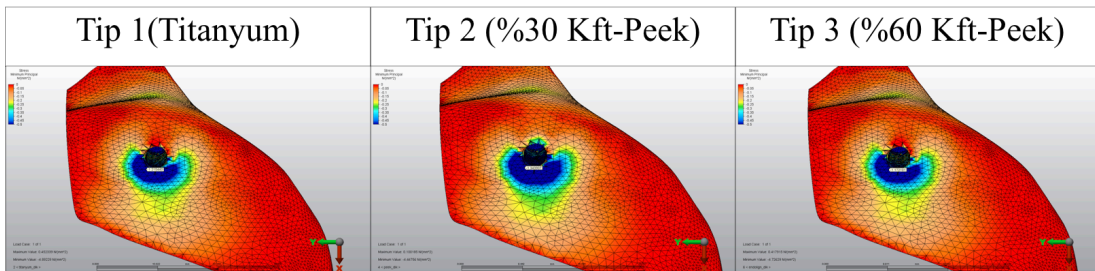
Şekil 4.18. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Uygulanan kuvvet sonucunda, maksiller 1. molar diş bölgesindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 0.737825 N/mm^2 , tip 2 implant için 1.203845 N/mm^2 , tip 3 implant için 0.696810 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.19)



Şekil 4.19. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Spongiöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için -1.245440 N/mm^2 , tip 2 implant için -1.343907 N/mm^2 , tip 3 implant için ise -1.172101 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.20)



Şekil 4.20. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde dik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler

4.3.2. Oblik kuvvetler etkisinde oluşan stres bulguları

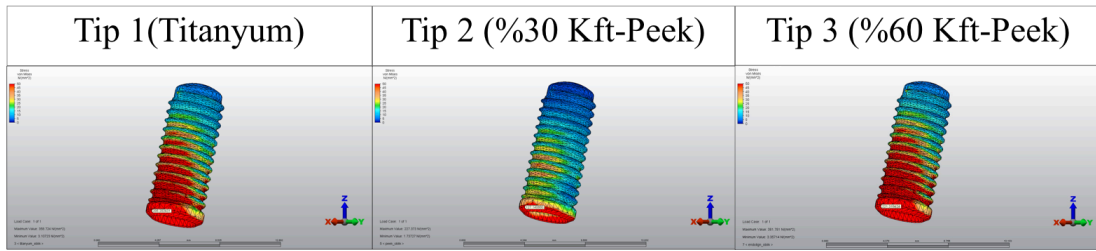
İmplant üstü proteze uygulanan 100N'luk oblik kuvvet sonucu, implantta oluşan Von Mises stres değeri ile kemikte oluşan asal stres değerleri tabloda belirtilmiştir.(Tablo 4.5)

Tablo 4.5. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı oluşan Von Mises ve asal stres değerleri

Maksilla 1. Molar Tek Üyeli İmplant Modeli (Oblik Kuvvetler)	Tip 1 (Titanyum)	Tip 2 (%30 Kft-Peek)	Tip 3 (%60 Kft-Peek)
İmplant- Von Mises Stres(N/mm²)	205.202631	127.140880	221.219424
Kortikal- Maksimum Asal Stres(N/mm²)	35.712395	44.704000	33.351967
Kortikal-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-43.238906	-45.815965	-41.980899
Spongioz-Maksimum Asal Stres(N/mm²)	1.257329	2.357725	1.157768
Spongioz-Minimum Asal Stres(N/mm²)	-2.240550	-3.035084	-2.127766

Dental İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

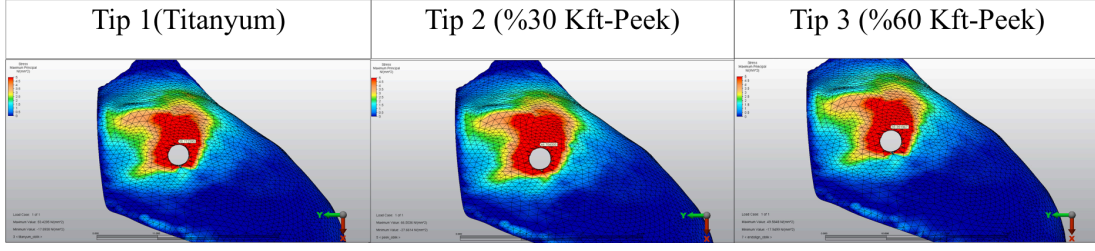
Uygulanan oblik kuvvetler sonucunda, implantların üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri; tip 1 implantta 205.202631 N/mm², tip 2 implantta 127.140880 N/mm², tip 3 implantta 221.219424 N/mm² olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.21)



Şekil 4.21. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresler

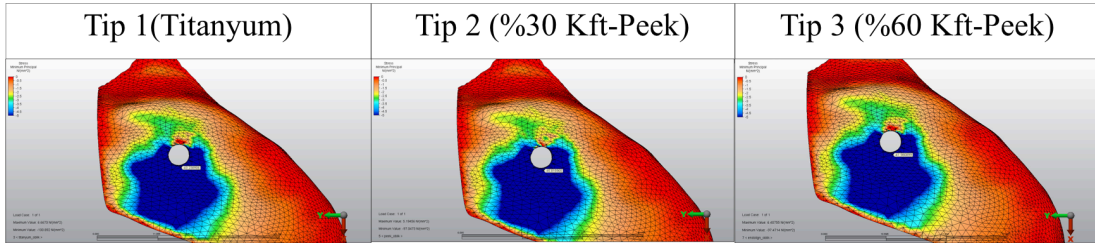
Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Bulguları

Uygulanan oblik kuvvetler sonucunda, maksiller 1. molar diş bölgesindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 35.712395 N/mm², tip 2 implant için 44.704000 N/mm², tip 3 implant için 33.351967 N/mm² olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.22)



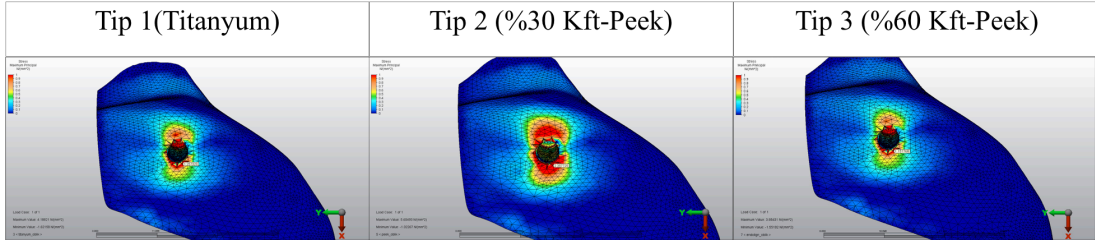
Şekil 4.22. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için $-43.238906 \text{ N/mm}^2$, tip 2 implant için $-45.815965 \text{ N/mm}^2$, tip 3 implant için ise $-41.980899 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.23)



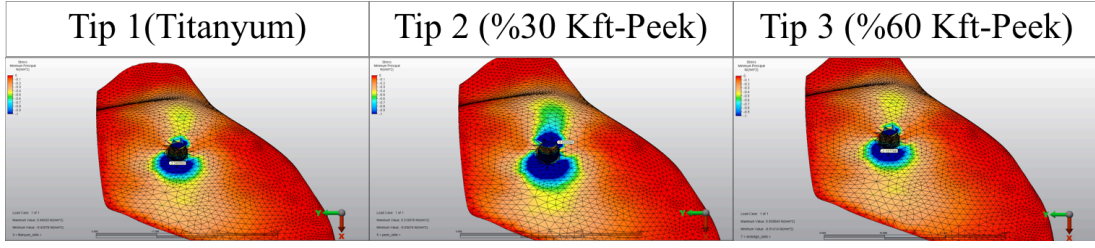
Şekil 4.23. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda, maksiller 1. molar diş bölgesindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri; tip 1 implant için 1.257329 N/mm^2 , tip 2 implant için 2.357725 N/mm^2 , tip 3 implant için 1.157768 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.24)



Şekil 4.24. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Spongiöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise; tip 1 implant için -2.240550 N/mm^2 , tip 2 implant için -3.035084 N/mm^2 , tip 3 implant için ise -2.127766 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.25)



Şekil 4.25. Maksilla 1. molar tek üyeli implant modelinde oblik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler

5. TARTIŞMA

İnsan vücudunda belirli sebeplerle oluşan eksik parçaların estetik ve fonksiyonunu sağlayacak şekilde restore edilmesi insanlık tarihi kadar eski bir konudur. Bu durum diş hekimliği açısından, eksik dişlerin restorasyonunda taş, tahta ve hayvan dişleri gibi malzemelerin kullanımını gösteren çalışmalarla açıklanabilir. Teknolojinin gelişmesiyle, diş eksikliklerinin giderilmesinde günümüzde modern kemikiçi dental implantlar kullanılmaktadır.(97)

Branemark ve ark. osseoentegrasyon mekanizmasını tanımlamasıyla; titanyum, diş hekimliğinde dental implant materyali olarak kullanılmıştır ve yüksek başarı oranına sahiptir.(31, 60) Titanyum alaşımları ve Zirkonyum bugünün diş hekimliğinde implant materyali olarak baskın durumdadır. Dental materyal uzmanları, diş hekimliğinde hali hazırda kullanılan materyallerin dezavantajlarını ortadan kaldıran yeni materyal arayışı içindedir. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda; dental implant materyaline alternatif olarak poli eter eter keton(PEEK) ve modifikasyonları düşünülmüştür.(11) Beuer ve ark. PEEK materyalinin kırılma direncinin, zirkonya ve seramiklere göre daha yüksek olduğunu ve karbon fiber gibi materyallerle kolayca modifiye edildiğini belirtmiştir.(98) Karbon fiber takviyeli PEEK materyallerinin, geleneksel metalik implantlara göre daha iyi stres kalkanı olabileceği düşünülmüştür.(44)

Doğal diş köklerinin etrafında bulunan periodontal ligamentler, dental implantların etrafında bulunmaz. Doğal dişte periodontal ligament; kuvveti abzorbe ederek ve dağıtarak kemikte oluşacak stresleri azaltır. Fakat kemik ile implant direk temas halindedir. Klinik olarak, oklüzal kuvvetler önce proteze, sonra implant tarafından kemiğe direk iletilir. Bu kuvvetler fizyolojik olarak sınırı aştığında, implantın çevresindeki kemikteki stresler mikro çatlaklara veya bölgedeki kan akımını engelleyerek kemik rezorpsiyonuna sebep olmaktadır.(99) Kemiğe iletilen bu yük; implantın ve protezin materyali, implantın boyutları, implantın tasarımı, ve implantın uygulandığı kemiğin yoğunluğu gibi faktörlerden etkilenmektedir.(22)

İmplant materyalinin elastisite modülü, kemiğe iletilen gerilim miktarını doğrudan etkilemektedir. Farklı elastisite modülüne sahip implant materyalleri, kemikte farklı stres oluşturmaktadırlar.(100) Titanyum 110 Gpa değerindeki elastisite modülüyle, dental implant materyalleri içerisinde altın standart olarak gösterilmektedir. Bu sebeple de implant

için alternatif olarak düşünölen materyaller titanyum materyali ile karşılaştırılmaktadır.(40, 50, 93, 101, 102) Buna dayanarak bu tez çalışmasında; 18Gpa değerinde elastisite modölüne sahip %30 karbon fiber takviyeli poli eter eter keton(%30 Kft-Peek) ile 150Gpa değerinde elastisite modölüne sahip %60 karbon fiber takviyeli poli eter eter keton (%60 Kft-Peek) materyallerinin, dental implant materyali olarak titanyum ile biyomekanik olarak kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu çalışmada, titanyum materyalinden implantlar ‘Tip 1’; %30 Kft-Peek materyalinden implantlar ‘Tip 2’; %60 Kft-Peek materyalinden implantlar ise ‘Tip 3’ olarak gruplandırılmıştır ve bu implantların oral kavitenin farklı bölgelerinde oluşturulan modellerde, farklı tip kuvvetler altında nasıl biyomekanik davranış gösterdiği değerlendirilmiştir.

İmplant tasarımı, kemiğe iletilen kuvveti etkileyen önemli bir faktördür. Aynı zamanda implantın boyu ve çapı da iletilen kuvveti ve stres miktarını etkilemektedir.(15) Bu sebeple bu çalışmada her üç bölge modelinde ve her tip implantta aynı boy, çap ve tasarıma sahip implant kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında 4.1 mm çapında, 10mm uzunluğunda Straumann marka silindirik, kemik seviyesi implantlarının tasarımı kullanılmıştır. Abutment, gelen kuvveti implant gövdesine ve kemiğe ilettiği için, abutmentin hangi materyalden seçildiği biyomekanik açıdan önemlidir.(103) Bu çalışmada; abutmentler simante edilebilen türden seçilmiş olup, tüm gruplarda standardizasyonu sağlamak amacıyla titanyum materyalinden seçilmiştir.

İmplantın yerleştirildiği kemiğin yoğunluğu, implantın biyomekanik başarısını etkilemektedir. Kemik yoğunluğunun artması; kemik-implant arayüzünün mekanik özelliklerini güçlendirir ve bu da implanta uygulanan yüklerde daha iyi stres dağılımı göstermesine sebep olur.(104) Bu tez çalışmasında, gerçeğe en yakın sonuçlar alabilmek için 3 farklı kemik yoğunluğuna sahip modeller oluşturulmuştur. Analizlerde Misch kemik kalitesi sınıflamasına göre maksilla anterior modelinde D3, mandibula posterior modelinde D2, maksilla posterior modelinde ise D4 kalite kemik yoğunluk özellikleri kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında oluşturulan maksilla posterior ve mandibula posterior modelleri arasındaki kemik yoğunluğu farkının; uygulanan dik ve oblik kuvvetler karşısında; literatüre uygun olarak, D2 kemik yoğunluğuna sahip mandibula posterior modelinde, D4 kemik yoğunluğuna sahip maksilla posterior modeline göre implantlar ve kemik üzerinde daha homojen ve daha az stres oluşumuna sebep olduğu görölmüştür.

Diş hekimliği alanında implant destekli protezlere gelen oklüzal kuvvetlerin, kemikte oluşturduğu strese bağlı implant başarısını in vivo koşullarda araştırmak neredeyse imkansızdır. Bu sebeple bu stresleri analiz etmek amacıyla, canlı dokuları bilgisayar ortamında gerçeğe yakın bir şekilde modele edip, bilgisayar programları aracılığıyla analizleri yapılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi; oluşturulan modeli belirli parçalara ayırarak, her bir parça üzerinden analiz gerçekleştirip, bu analizleri matematiksel formüllerle birleştirerek sonuçlar vermektedir. Dental implantolojide, implantlarda ve kemikte oluşan stresleri değerlendirmede en sık kullanılan yöntem sonlu elemanlar analiz yöntemidir. Sonlu elemanlar analiz yöntemiyle 2 boyutlu veya 3 boyutlu olarak analiz yapılabilmektedir. Modeller ise üçgensel veya dörtgensel elemanlar içermektedir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde dörtgensel elemanlar kullanılarak, 3 boyutlu analiz yapıldığında en güvenilir sonuçlar verir. Ayrıca 3 boyutlu analiz, dokuların daha gerçeğe yakın modele edilmesine olanak sağlar.(15, 89, 105) Bu tez çalışmasında dörtgensel elemanlar kullanılarak 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, gerçeğe yakın sonuçlar elde edebilmek için, doğal kemik dokuları modellenmektedir. Bu kemik dokuları modellenirken bilgisayarlı tomografi gibi dijital görüntüleme tekniklerinden faydalanılmaktadır.(89) Bu tez çalışmasında; radyoloji arşivinden elde edilmiş tam dişsiz bireyin maksilla ve mandibula tomografi görüntülerinden kemik dokusu modellenmiştir.

Daha önce yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmaları(106–108), tomografiden elde edilen tüm çene modelinin, analizi yapılmak istenen kısımdan kesitler alınıp modellenmiş olduğunu göstermiştir. Alınan kesitler, modelin eleman ve düğüm sayısının artmasına ve doğal olarak daha detaylı modellemeye imkan sağlayacaktır. Sato ve ark. yaptığı çalışmada, sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, implanttan 4,2 mm daha uzak bölgelerdeki stres değerlerinin sonuçlara etkisinin ihmal edilecek kadar az olduğu gösterilmiştir.(109) Bu sebeple bu tez çalışmasında, tomografi görüntüsünden elde edilen modelin, analiz yapılacak bölgelerinden kesitler 'Boolean' işlemi ile çıkartılmıştır.

Geçmişte yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmalarına dikkat edilerek, teknolojinin de gelişmesiyle, bu tez çalışmasında; analiz edilecek dokular, gerçek anatomisine uygun bir şekilde titizlikle modele edildi.

Doğada bulunan maddelerin ve canlı dokuların homojen ve izotropik olması neredeyse mümkün değildir. Fakat; in vitro çalışmalarda, analiz edilecek olan doku veya materyalin homojen ve izotropik olduğu kabul edilip ortalama değerler üzerinden analiz yapılması sonuçları önemli oranda değiştirmemektedir.(110) Bu tez çalışmasında analize sokulan bütün materyaller ve dokular, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Ek olarak kemik-implant teması hiçbir zaman %100 olmamasına rağmen, sonlu elemanlar analiz çalışmalarında kemik-implant teması %100 kabul edilmektedir.(89)

Dental implantolojide stres analiz çalışmalarında; kuvvetin, implant, abutment veya kron üzerinden uygulanması, sonuçların hassasiyetini etkilemektedir. Çiğneme kuvvetlerinin, gerçekte olduğu gibi kron üzerinden uygulanması daha doğru sonuçlar verecektir.(111) Sertgöz ve ark. yaptığı çalışmada; implant uygulamalarında metal destekli porselen kullanımının, altın ve akrilik rezine göre biyomekanik olarak daha iyi sonuçları olduğunu ortaya koymuştur.(112) Bu tez çalışmasında, gruplar arası standardizasyonu sağlamak amacıyla bütün gruplarda metal destekli (Cr-Co) porselen kullanılmıştır ve kuvvetler kron üzerinden uygulanmıştır.

Dental implantolojide sonlu elemanlar stres analiz yöntemini uygularken, implantların sadece vertikal kuvvetlere maruz kalmadığı; aynı zamanda horizontal ve vertikal kuvvet vektörlerinin birleşiminden meydana gelen oblik kuvvetlere de maruz kaldığı ve bu oblik kuvvetlerin, dik kuvvetlere oranla daha yıkıcı stres oluşturduğu belirtilmiştir.(89) Bu çalışmada oluşturulan modellerden; maksilla santral tek üyeli implant modeline oblik, maksilla ve mandibula 1. molar tek üyeli implant modellerine ise oklüzal tablalarındaki tüberkül tepelerinde belirli noktalardan hem dik hem oblik kuvvet uygulanmıştır. Bu tez çalışmasında; geçmiş çalışmaların sonuçlarına uygun olarak, oblik kuvvetler uygulanan modellerde, dik kuvvetler uygulanan modellere göre, hem dental implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri, hem de kemik üzerinde oluşan asal stres değerlerinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir.

Daha önce tek üyeli implant modelinde yapılan sonlu eleman analiz çalışmalarında, implant üstü protezlere 100N kuvvet uygulanmıştır.(50, 93) Bu tez çalışmasında, implant materyaline alternatif olarak düşünülen Kft-Peek materyallerinin titanyumla biyomekanik davranışlarının kıyaslanması amaçlanmıştır. Düşünüldüğü için kuvvet miktarı daha önceki çalışmaları referans alarak bütün modellerde sabit tutulup dik ve oblik kuvvetler için 100N olarak belirlenmiştir.

Metaller veya bazı polimerler gibi sünebilir materyaller için Von Mises stresi önemli bir kavramdır. Eğer materyal üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri, materyalin akma dayanımını aşarsa materyal üzerinde plastik deformasyon meydana gelir. Farklı modellerde, uygulanan kuvvetler karşısında implant boynunda oluşan stres yoğunluklarının eğilimini, daha önce de yapılmış çalışmalarla kabul görmüş olan Von Mises stres değerinin hem nicelik olarak hem nitelik olarak değerlendirilmesiyle belirlenir(95, 96). Bu tez çalışmasında; oluşturulan bütün modellerde en yüksek Von Mises stres değeri tip 3 implantta, en düşük Von Mises stres değeri ise tip 2 implantta görülmüştür. Fakat titanyum ve %60 Kft-Peek materyalinin gerilme dayanımı, %30 Kft-Peek materyalinden neredeyse 5 kat fazladır. Bu da aslında tip 2 implantta oluşan Von Mises stresin nicelik olarak daha az olsa da; tip 1 ve tip 3'e göre daha yıkıcı olduğunu göstermektedir. Ayrıca implantların üzerindeki stres dağılımları incelendiği zaman tip 1 implant ve tip 3 implant yüksek stresli bölgeleri daha geniş alanda ve homojen bir şekilde karşılarken, tip 2 implantta ise yüksek stres boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Ancak bütün model analizlerinde; uygulanan kuvvetler sonucunda implantlar üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri, materyallerin akma dayanımından daha düşüktür. Bu da; bu çalışmanın sınırları dahilinde oluşturulan bütün senaryolarda, %60 Kft-Peek materyalinin, dental implant olarak titanyuma daha yakın biyomekanik davranış sergilediğini göstermiştir.

İmplant uygulamalarında, kısa dönem ve uzun dönem başarısızlıklarında biyomekanikğin önemini vurgulayan birçok çalışma mevcuttur. Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalar; biyomekanik başarısızlıkların, implantın boyun bölgesindeki kemik rezorpsiyonları ile sonuçlandığını göstermiştir.(104, 113, 114) Bu rezorpsiyondan kemikte oluşan stresin sorumlu olduğuna dair literatürde hayvan çalışmaları ve klinik çalışmalar bulunmaktadır.(113, 115) Naert ve ark. maymunlar üzerinde yaptığı bir çalışmada, maymunların mandibulasına yerleştirilen implantlara kuvvet uyguladıktan sonra, histolojik olarak incelemiştir. Bu hayvan çalışmasında; implanta etki eden kuvvetler sonucunda, kemikte oluşan 60 N/mm^2 'nin üzerinde streslerin kemikte mikro çatlaklara sebep olduğu; 120 N/mm^2 üzerindeki değerindeki streslerin ise patolojik fraktürlere sebep olduğu belirtilmiştir.(116) Frost ise yaptığı çalışmalarda; kemikte oluşan stres değerlerinin 67 N/mm^2 'den yüksek olması durumunda kemik-implant birleşim yerinde rezorpsiyon olduğunu göstermiştir.(100, 117, 118) Sugiura ve ark. yaptığı çalışmada; implant çevresindeki kemik rezorpsiyonunun 50 N/mm^2 'den yüksek streslerde oluştuğunu ve kemiğin fizyolojik stres sınırının ise 40 N/mm^2 olduğu belirtilmiştir.(119) Bu çalışmada; her 3 modelde yapılan analizler sonucunda, kortikal kemikte oluşan en yüksek 'maksimum asal

stres' değeri, maksilla molar tek üyeli implant modeline oblik kuvvet yüklemesinde, tip 2 (%30 Kft-Peek) implantta 44.7004 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. Bu stres değeri kemiğe iletilen fizyolojik streslerin üzerindedir. Mutlak değeri en yüksek 'minimum asal stres' değeri, aynı şekilde maksilla posterior bölgede oblik kuvvet yüklemesinde, tip 2 implantta - 45.815965 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. Her ne kadar kemik dokusu sıkışma streslerine, gerilme streslerine göre daha dayanıklı olsa da, kortikal kemikte oluşan bu stres değeri fizyolojik sınırın üstündedir. Bu stresler kortikal kemik ile implantın temas ettiği bölgede yoğunlaşmıştır. Bu sonuçlar; maksilla posterior bölgede dental implant materyali olarak %30 Kft-Peek kullanımının biyomekanik olarak başarılı olma ihtimalini düşürdüğünü göstermektedir.

Bu tez çalışmasında; spongioz kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal stresleri incelendiğinde, kortikal kemikte oluşan stres değerlerinden daha düşük değerlerde olduğu görülmüştür. Bunun sebebi; implanta gelen yüklerin çoğu kemiğe ilk iletilindiğinde, implantın boyun kısmını saran ve sert bir yapıya sahip kortikal kemik tarafından emilmesi olarak düşünülmektedir. Bütün senaryolar arasında, spongioz kemikte oluşan ortalama en yüksek asal stres değerleri, mandibula posterior bölgede oluşturulan modelde oblik kuvvetler altında oluşmuştur. Bunun sebebi ise, oluşturulan modeller arasında en kalın kortikal kemiğe sahip modelin mandibula posteriorda oluşturulan modelde olması düşünülebilir. Çünkü; alveoler kret kesitinde kortikal kemik kalınlığı arttığı zaman, implant ile temas eden spongioz kemik alanını azaltacaktır. Bunun da spongioz kemiğe iletilen kuvvetin birim alanda daha çok etki etmesiyle, daha çok stres oluşumuna sebep olduğu düşünülmüştür. Ayrıca, bu modelde D2 kemik yapısının daha yüksek elastisite modülüne sahip olması da bu streslerin artmasına sebep olduğu düşünülmüştür.

Mandibula 1. molar tek üyeli implant modelinde, spongioz kemikte, tip 2 implantın sebep olduğu maksimum asal stres değeri 4.905211 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. Bu değer bu çalışmada oluşturulan bütün senaryolarda, spongioz kemikte meydana gelen en yüksek stres değeridir. Daha önce mandibuladan alınmış spongioz kemiklerin mekanik özelliklerini araştıran bir çalışmada, kemiğin yoğunluğuna bağlı olarak, gerilme dayanımının $0,22-10.44 \text{ N/mm}^2$ arasında değiştiği belirtilmiştir.(83) Bu çalışmanın sınırları dahilinde, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres değerleri incelendiğinde, spongioz kemiğin geniş aralıkta bir gerilme dayanımına sahip olmasından dolayı, bu çalışmanın sınırları dahilinde, oluşan streslerin fizyolojik sınırlar içinde olduğunu yorumlama oldukça zordur. Fakat; tip 2

implantlar, tip 1 ve tip 3 implanta göre spongiöz kemikte daha yüksek gerilme ve sıkışma streslerine sebep olmuştur.

Bu çalışmada analiz edilen, toplam 3 modelde 5 farklı senaryo bulunmaktadır. Bu senaryolar kendi aralarında kıyaslandıkları zaman, bütün implant tiplerinde ve kemikte en çok stres oluşturan model maksilla 1. molar tek üyeli implant modeline oblik kuvvetlerin uygulandığı senaryodur. Bunun da sebebi bu modelde, maksilla posteriorun gerçek kemik kalitesine uygun D4 kemiğin stresleri iyi karşılayamaması olarak açıklanabilir. Ayrıca oblik kuvvetlerin yıkıcı etkisi, bu senaryoda implantlarda ve kemikte daha da fazla stres oluşmasına sebep olmuştur. Bu senaryoda oluşturulan tip 2 ve tip 3 implantlar, tip 1 implant ile kıyaslandığında; tip 2 implantın titanyuma göre çevre kemikte oluşturduğu stres daha fazla iken, tip 3 implant titanyuma benzer biyomekanik davranış sergilemiştir. Yani %60 Kft-PEEK'in dental implant materyali olarak biyomekanik özellikleri; titanyum ile benzer bulunmuştur.

Maksilla anterior bölgesinde oluşturulan senaryonun analizinde elde edilen implantta ve kemikte oluşan stresler, maksilla posterior modelinden sonra, oluşturulan modeller arasında en yüksek miktarda değerlere sahiptir. Bunun da sebebi; maksilla anterior bölgedeki doğal oklüzal kuvvetlerin her zaman oblik olarak gelmesi ve kemik kalitesinin maksillanın yoğunluğuna bağlı olarak D3 olarak analiz edilmesi olarak gösterilebilir. Bu senaryoda da; diğer senaryolara benzer olarak, düşük elastisite modülüne sahip tip 2 implant titanyum implanta göre daha yüksek streslere sebep olurken, tip 3 implant titanyum ile benzer miktarlarda strese sebep olmuşlardır. Ayrıca PEEK materyali saf haldeyken diş benzeri beyaz renge sahip bir materyal iken karbon fiber ile güçlendirilme işleminden sonra siyah rengine yakın gri bir renge dönüşmektedir. Bu sebeple bu tez çalışmasında da kullanılan kft-peek materyallerinin klinik açıdan estetik alanlarda kullanılmasının titanyuma göre herhangi bir avantajı yoktur.(11)

Literatürde oluşturulan mandibula molar modelinde, kft-peek dental implantların, geleneksel titanyum implantlarla kıyaslandığı sonlu elemanlar analiz çalışmaları bulunmaktadır. Sarot ve ark. yaptığı çalışmada %30 kft-peek dental materyalinden olan dental implantların, titanyuma göre herhangi bir avantajının bulunmadığını göstermiştir.(93) Schwitalla ve ark. yaptığı çalışmada ise %60 kft-peek materyalinin, titanyum ile benzer biyomekanik davranış sergilediğini ve implant materyali olarak yeterli dayanıma sahip olduğunu göstermiştir.(50) Bu tez çalışmasında da oluşturulan mandibula molar modelinde,

geçmiş çalışmaların sonuçlarına uygun olarak, %60 kft-peek materyalinin çevre kemikte ve implantta oluşturduğu stres, titanyum ile benzer değerlerde iken; %30 kft-peek materyalinin sebep olduğu stresler titanyumdan çok daha yüksektir. Bu sonuçlar ışığında %60 kft-peek materyalinin standart titanyum implant materyaline klinik olarak bir alternatif olabileceği düşünülebilir. Üretim kolaylığı ve titanyuma materyaline göre çok daha düşük maliyete sahip olması, %60 kft-peek materyalinin gelecekte titanyum materyaline güçlü bir alternatif olmasını sağlayabilir.

Maksilla ve mandibula 1. molar bölgesinde dik kuvvetler uygulandığı senaryoların analizinde tüm grup implantlarda ve çevre kemikte oluşturduğu stresler fizyolojik sınırlar içerisinde. Bu senaryolarda da tip 2 implant, diğer implant tiplerine oranla daha yüksek streslere sebep olmuştur.

PEEK materyalinin implante edilebilirliği konusundaki araştırmalar 1980'lerin bilgilerine dayanmaktadır. PEEK malzemesinin suda çözünürlüğü çok düşük olduğundan, özellikle alerjik hastalarda malzemeye verilen yanıt diğer birçok maddeye kıyasla oldukça düşüktür. Radyasyon ışığı altında parçalanmaması PEEK malzemesinin onu metalik implantlara alternatif yapan başka bir özelliğidir.(41, 120)

Osseointegrasyon başarısı açısından yapılan çalışmalarda, PEEK materyali ile geleneksel implant materyalleri olan titanyum ve zirkonyum arasında osseointegrasyon açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.(11, 121) Toth ve ark. yaptığı çalışmada koyun kemiğine yerleştirilen PEEK implantlar ile birlikte otogreft uygulaması yapılmıştır. 6 ay sonra yapılan histolojik incelemede kemik ile entegrasyon sağlandığı gözlenmiştir. Ancak, bu entegrasyonun kimyasal bir ilişkiden ziyade mikromekanik entegrasyonla meydana gelip gelmediği bildirilmemiştir.(122) Bu sebepten ötürü PEEK implantlarla ilgili daha çok hayvan çalışmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

Önceki çalışmalar, PEEK malzemesinin titanyumun aksine son derece sınırlı osteokondüktif özellikler sergilediğini bildirmiştir. Bu nedenle, PEEK implantlarının biyoaktivitesini arttırmak için önemli miktarda araştırma yapılmıştır.(123) Bunlardan ilki, yüzey pürüzlendirme çalışmalarıdır. PEEK implant yüzeyinde hücre bağlanmasını arttırmak için, hidroksiapatit (HA) kaplama üzerinde çalışmalar yapılmıştır. HA ile kaplanmış PEEK implantlarından, kaplanmamış PEEK implantlarına kıyasla umut verici sonuçlar elde edilmiştir.(124) PEEK materyali hala geliştirilmeye çalışılan bir materyaldir.

Koch ve ark., PEEK, zirkonyum ve titanyum implantların kemik-implant temas değerlerini karşılaştırmış ve PEEK implantlarının en düşük değerlere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bunun sebebinin PEEK'in bir biyoinert materyal olduğu ve bu nedenle kemik apozisyon potansiyelinin yetersiz olduğu bildirildi.(121) Cook ve ark. yaptığı bir çalışmada, kft-peek implantları ve titanyum kaplamalı kft-peek implantları femurlara implante edip, 8 hafta sonra değerlendirmiştir. Sonuç olarak gruplar arasında benzer kemik implantı temas oranları bildirilmiştir.(125)

Oluşturulan senaryolarda yapılan analizler sonucunda kemikte oluşan stresler, her ne kadar fizyolojik sınırlar dahilinde de olsa, uygulanan kuvvetin; bireyin yaşına, cinsiyetine, kas aktivitesine ve ağızda restorasyon bulunması gibi durumlarla değişkenlik göstereceği unutulmamalıdır. İmplant sisteminin başarısını etkileyen biyomekanik faktörler kişiden kişiye göre değişmektedir. Bu nedenle, sonlu elemanlar analiz tekniği; her ne kadar implant sistemlerinin biyomekanik başarısı hakkında yorum yapma şansı veriyor olsa bile, kesin sonuçlar vermemektedir. Çalışma sonuçları değerlendirilirken, sonlu elemanlar analiz yönteminin sınırlamaları da unutulmamalıdır.(126)

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı elastisite modüllerine sahip dental implant biyomateryallerinin oral kavitede farklı bölgelerdeki biyomekanik davranışlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile inceleyen bu tez çalışmasının sınırları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

- Kemik yoğunluğunun düşük olduğu alveoler kretlerde, yoğunluğu yüksek alveoler kretlere kıyasla implantta ve kortikal kemikte daha yüksek stres oluşmasına sebep olmuştur.
- Oluşturulan mandibula ve maksilla 1. molar diş tek üyeli implant modellerinde; oblik kuvvetlerin, çevre kemikte ve implantta oluşturduğu stresler, aynı büyüklükteki dik kuvvetlerin oluşturduğu streslere göre daha yıkıcı etki göstermiştir.
- Yapılan analizler sonucunda; spongiöz kemikte en çok strese sebep olan bölge; kortikal kemik kalınlığı en çok olan mandibula 1. molar bölgesindeki modelde, oblik kuvvetlerin uygulandığı senaryodur.
- Dental implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında; %30 Kft-Peek implantlarda oluşan stres değerleri her ne kadar titanyum ve %60 Kft-Peek implanta göre daha düşük ölçülmüş olsa da, bu implant materyallerin gerilme dayanımlarına oranla tip 2 implant üzerinde oluşan stresler daha yıkıcı etki göstermiştir.
- Oluşturulan bütün senaryolarda; %30 Kft-Peek implantların çevre kemikte oluşturduğu stres değerleri, titanyum ve %60 Kft-Peek implantlardan daha yüksek değerlerde ölçülmüştür. Bu da elastisite modülü diğer implantlardan daha düşük olan %30 Kft-Peek dental implantların bu çalışma sınırları dahilinde, stres kalkını olarak titanyum implantlardan daha zayıf davranış göstermişlerdir.
- %60 Kft-Peek implantlar ise; oluşturulan bütün senaryolarda, titanyum ile benzer biyomekanik davranış göstermişlerdir. Bu sonuç; %60 Kft-Peek(Endolign®) materyalinin; ucuzluğu, üretim kolaylığı, biyouyumluluğu ve altın standart olan titanyum ile kıyaslanabilir derecede biyomekanik özelliklere sahip olması, bu materyalin ileride dental implant materyali olarak kullanılmasını düşündürmektedir.

Bu materyalin dental implant materyali olarak rutin kullanılması için; hayvan ve uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

- 1 Brånemark PI, Breine U, Adell R, et al.: Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 3: 81–100, 1969.
- 2 Shapira L, Klinger A, Tadir A, et al.: Effect of a niobium-containing titanium alloy on osteoblast behavior in culture. *Clin Oral Implants Res* 20: 578–582, 2009.
- 3 Velasco-Ortega E, Jos A, Cameán AM, et al.: In vitro evaluation of cytotoxicity and genotoxicity of a commercial titanium alloy for dental implantology. *Mutat Res - Genet Toxicol Environ Mutagen* 702: 17–23, 2010.
- 4 Müller K, Valentine-Thon E: Hypersensitivity to titanium: clinical and laboratory evidence. *Neuro Endocrinol Lett*, 2006.
- 5 Egusa H, Ko N, Shimazu T, et al.: Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: A clinical report. *J Prosthet Dent* 100: 344–347, 2008.
- 6 Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B: The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res*, 1992.
- 7 Yildirim M, Fischer H, Marx R, et al.: In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 90: 325–331, 2003.
- 8 Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ: Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 20: 32–47, 2009.
- 9 Özkurt Z, Kazazoğlu E: Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *J Oral Implantol* 37: 367–376, 2010.
- 10 Özkurt Z, Kazazoğlu E: Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont* 19: 64–68, 2010.
- 11 Schwitalla A, Müller W-D: PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *J Oral Implantol* 39: 743–749, 2011.
- 12 Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K: Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 81: 537–52, 1999.
- 13 RW. T: Review of Wolff's law and its proposed means of operation. *Orthop Rev* 10: 35–47, 1981.
- 14 Wiskott HWA, Belser UC: Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 10: 429–444, 2003.
- 15 van Staden RC, Guan H, Loo YC: Application of the finite element method in dental

- implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 9: 257–270, 2006.
- 16 The glossary of prosthodontic terms., 2005.
 - 17 Güzel KG, Meşe A DB: Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. *Türkiye Klin J Med Ethics* 14: 41–46, 2006.
 - 18 Derome J: A bit of history and dental histology today. *Promot Dent* 20: 12–18, 1973.
 - 19 Tunalı B: *MultiDisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*, 1996.
 - 20 Osman RB, Swain M V.: A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials (Basel)* 8: 932–958, 2015.
 - 21 Ulusoy M AK: *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler.*, 2005.
 - 22 Misch CE: *Contemporary Implant Dentistry*. *Implant Dent* 8: 90, 1999.
 - 23 Smith DC: Dental implants: Materials and design considerations. *Int J Prosthodont* 6: 106–117, 1993.
 - 24 Parr GR, Gardner LK, Toth RW: Titanium: The mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects*. *J Prosthet Dent*, 1985.
 - 25 Amarnath G, Muddugangadhar B, Tripathi S, et al.: Biomaterials for Dental Implants: An Overview. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2: 13–24, 2011.
 - 26 Elias CN, Lima JHC, Valiev R, et al.: Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom* 60: 46–49, 2008.
 - 27 Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, et al.: Quality of dental implants*. *Int Dent J* 53: 409–443, 2003.
 - 28 Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A: State of the art of oral implants. *Periodontol* 2000 47: 15–26, 2008.
 - 29 Nakamura K, Kanno T, Milleding P, et al.: Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 23: 299–309, 2009.
 - 30 Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc* 134: 347–349, 2003.
 - 31 Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, et al.: A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clin Oral Implants Res* 21: 898–903, 2010.
 - 32 Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, et al.: Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: A 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 15: 8–17, 2004.
 - 33 Leonhardt Å, Gröndahl K, Bergström C, et al.: Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res* 13: 127–132, 2002.

- 34 Weingart D, Steinemann S, Schilli W, et al.: Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg* 23: 450–452, 1994.
- 35 Oliva J, Oliva X, Oliva JD: One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22: 430–5, 2007.
- 36 Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S KM: Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: A systematic review. *Int J Prosthodont* 21: 27–36, 2008.
- 37 Piconi C, Maccauro G: Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25, 1999.
- 38 Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, et al.: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20: 449–456, 2004.
- 39 Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, et al.: Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res* 18: 662–668, 2007.
- 40 Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P: Review zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 88: 519–529, 2009.
- 41 Eschbach L: Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury* 31, 2000.
- 42 Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, et al.: Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res* 60: 12–19, 2016.
- 43 Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, et al.: Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf)* 33: 1976–1981, 1992.
- 44 Kurtz SM, Devine JN: PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 28: 4845–4869, 2007.
- 45 Wenz LM, Merritt K, Brown SA, et al.: In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res* 24: 207–215, 1990.
- 46 B. B: Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi., 2015.
- 47 Green S, Schlegel J: A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Polym Med Ind Proc a Conf held Brussels*, 2001.
- 48 Rodriguez F, Cohen C, Ober CK, et al.: Principles of polymer systems, 5th edition,

- 2003.
- 49 Martin RB, Ishida J: The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech* 22: 419–426, 1989.
- 50 Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, et al.: Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech* 48: 1–7, 2015.
- 51 Schroeder A, Pohler O, Sutter F: [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkd = Rev Mens suisse d’odonto-stomatologie* 86: 713–27, 1976.
- 52 Albrektsson T: The host-implant interface: biology. *he Int J Prosthodont* 16: 29–30, 2003.
- 53 Niznick GA: The Core-Vent implant system. *J Oral Implantol* 10: 379–418, 1982.
- 54 Noorthoek DR: Macroscopic and microscopic dental implant design:A review of the literature. *Univ florida*: 1–44, 2013.
- 55 Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, et al.: Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 12: 306–317, 2003.
- 56 Davies JE: Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 11: 391–401, 1998.
- 57 Hansson S, Norton M: The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *J Biomech* 32: 829–836, 1999.
- 58 Stach RM, Kohles SS: A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseotite implants in poor-quality bone. *Implant Dent* 12: 87–96, 2003.
- 59 Aljateeli M, Wang HL: Implant microdesigns and their impact on osseointegration. *Implant Dent* 22: 127–132, 2013.
- 60 Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA LJ: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16: 1–132, 1977.
- 61 Albrektsson T, Hansson H, Lindstrom J: Osseointegrated Titanium Implants Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man CYinical background. *Acta orthop scand* 52: 155–170, 1981.
- 62 Zarb GA, Schmitt A: Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Br Dent J* 170: 439–444, 1991.
- 63 el Askary AS, Meffert RM, Griffin T: Why do dental implants fail? Part II. Implant

- Dent 8: 265–77, 1999.
- 64 Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al.: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants 1*: 11–25, 1986.
- 65 Florencio-Silva R, Sasso GRDS, Sasso-Cerri E, et al.: Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *Biomed Res Int 2015*, 2015.
- 66 Squier CA, Ghoneim S, Kremenak CR: Ultrastructure of the periosteum from membrane bone. *J Anat 171*: 233–9, 1990.
- 67 Babbush CA., Hahn JA KJ: *Dental implants: the art and science.*, 2001.
- 68 Johnson K: A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J 14*: 241–244, 1969.
- 69 Atwood DA: Bone Loss of Edentulous Alveolar Ridges. *J Periodontol 50*: 11–21, 1979.
- 70 Seibert JS: Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part II. Prosthetic/periodontal interrelationships. *Compend Contin Educ Dent 4*: 549–562, 1983.
- 71 Cawood JI, Howell RA: A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg 17*: 232–236, 1988.
- 72 L.I. L: *Theories and Techniques of Oral Implantology*, 1970.
- 73 Lekholm U, Zarb GA: Patient selection and preparation, in tissue integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry, 1985.
- 74 Misch CE: Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today 7*: 39, 1988.
- 75 Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E: The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent 30*: 271–282, 2002.
- 76 Haider R, Watzek G, Plenck H: Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants 8*: 83–91, 1993.
- 77 Cowin SC, Hegedus DH: Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity. *J Elast 6*: 313–326, 1976.
- 78 Cowin SC, Moss-Salentijn L, Moss ML: Candidates for the mechanosensory system in bone. *In: American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED*. pp 313–316, 1991.
- 79 Kummer B: *Biomechanics of bone: mechanical properties, functional structure, functional adaptation*. Biomech Found Object, 1972.
- 80 Avellone EA, Baumeister T, Saunders H: *Marks Standard Handbook for Mechanical*

- Engineers. *J Press Vessel Technol 115*: 100–102, 1993.
- 81 Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, et al.: Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: Considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res 15*: 401–412, 2004.
- 82 Bidez MW, Misch CE: Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent 1*: 289–294, 1992.
- 83 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 57*: 700–706, 1999.
- 84 Manz M: Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG Interim Report NO:9. *J Oral Maxillofac Surg 55*: 62–71, 1997.
- 85 Rodgers MM, Cavanagh PR: Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Phys Ther 64*: 1886–1902, 1984.
- 86 O'Brien WJ: *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Co, Inc, 1997.
- 87 Adıgüzel O: Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Üniversitesi Diş Hekim Derg 11*: 18–23, 2010.
- 88 Zaimoğlu A, Aksu E, Can G EE: *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi., 1993.
- 89 Geng JPA, Tan KBC, Liu GR: Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent 85*: 585–598, 2001.
- 90 Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, et al.: Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. *J Dent Res 55*: 772–777, 1976.
- 91 Geng JP, Ma QS, Xu W, et al.: Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil 31*: 233–239, 2004.
- 92 Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, et al.: Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent 93*: 227–234, 2005.
- 93 Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC Da, et al.: Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med 21*: 2079–2085, 2010.
- 94 Meyer U, Vollmer D, Runte C, et al.: Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite-element analysis. *J Cranio-Maxillofacial Surg 29*: 100–105, 2001.

- 95 Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez 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* 93: 38–44, 2005.
- 96 Zampelis A, Rangert B, Heijl L: Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 97: 535–543, 2007.
- 97 Ring ME: A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent* 16, 1995.
- 98 Beuer F, Steff B, Naumann M, et al.: Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 116: 381–386, 2008.
- 99 Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, et al.: Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 14: 97–102, 2003.
- 100 Frost HM: A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 74: 3–15, 2004.
- 101 Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, et al.: Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: An in vivo study. *Head Face Med* 4, 2008.
- 102 Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A: The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: An in vitro investigation. *Clin Oral Implants Res* 22: 808–814, 2011.
- 103 Maminkas J, Puisys A, Kuoppala R, et al.: The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res* 7, 2016.
- 104 Holmes DC, Loftus JT: Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 23: 104–111, 1997.
- 105 DeTolla DH, Andreana S, Patra A, et al.: Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 26: 77–81, 2000.
- 106 Petrie CS, Williams JL: Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 16: 486–494, 2005.
- 107 Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, et al.: The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 100: 422–431, 2008.

- 108 Chang HS, Chen YC, Hsieh YD, et al.: Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci* 8: 261–271, 2013.
- 109 Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, et al.: The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 26: 640–643, 1999.
- 110 Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, et al.: The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 26: 288–291, 1999.
- 111 Hsu M-L, Chen F-C, Kao H-C, et al.: Influence of off-axis loading upon an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 39: S566, 2006.
- 112 Sertgöz A, Güvener S: Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 76: 165–169, 1996.
- 113 Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D: Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clin Oral Implants Res* 3: 104–111, 1992.
- 114 Adell R: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10: 387–416, 1981.
- 115 Isidor F: Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 7: 143–152, 1996.
- 116 Naert I, Duyck J, Vandamme K: Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implant Res* 23: 95–107, 2012.
- 117 Frost HM: Vital biomechanics: Proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tissue Int* 42: 145–156, 1988.
- 118 Frost HM: Bone's Mechanostat: A 2003 Update. *Anat Rec - Part A Discov Mol Cell Evol Biol* 275: 1081–1101, 2003.
- 119 Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, et al.: Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 1: 165–70, 2000.
- 120 Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, et al.: Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res* 8: 84–92, 2018.
- 121 Koch FP, Weng D, Krämer S, et al.: Osseointegration of one-Piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: A histomorphometric study in

- the dog. *Clin Oral Implants Res* 21: 350–356, 2010.
- 122 Toth JM, Wang M, Estes BT, et al.: Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 27: 324–334, 2006.
- 123 Wu X, Liu X, Wei J, et al.: Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomed* 7: 15–25, 2012.
- 124 Rabiei A, Sandukas S: Processing and evaluation of bioactive coatings on polymeric implants. *J Biomed Mater Res - Part A* 101 A: 2621–2629, 2013.
- 125 Cook SD, Rust-Dawicki AM: Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol* 21: 176–181, 1995.
- 126 Lin D, Li Q, Li W, et al.: Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater* 2: 410–432, 2009.