

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ



**SİLİNDİRİK VE KONİK İMPLANTLARIN D1-D4 KEMİK
DENSİTESİNDEKİ ÇENELERDE MEYDANA GETİRDİĞİ STRESİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

EFE CAN SİVRİKAYA

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Melih Ömezli

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından TU-1604 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2017

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**SİLİNDİRİK VE KONİK İMPLANTLARIN D1-D4 KEMİK
DENSİTESİNDEKİ ÇENELERDE MEYDANA GETİRDİĞİ
STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

EFE CAN SİVRİKAYA

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Melih Ömezli

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Birimi tarafından TU-1604 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2017

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

İmza

Adı ve Soyadı **Efe Can SİVRİKAYA**

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın her aşamasında ilgi ve desteğini esirgemeyen, cerrahi eğitimim süresince her konuda tecrübesinden yararlandığım ve üzerimde çok büyük emeği bulunan, tez danışmanım ve değerli hocam **Yrd. Doç. Dr. Mehmet Melih ÖMEZLİ**'ye,

Asistanlığa başladığım ilk günden beri desteğiyle ve bilgisiyle yanımda olan **Yrd. Doç. Dr. Ferhat AYRANCI**'ya,

Ben ve asistan arkadaşlarıma ağabey gibi yaklaşan ve birçok konuda yardımcı olan **Yrd. Doç. Dr. Burak CEZİRLİ**'ye,

Uzun süre boyunca belki ailelerimizden çok birbirimizi gördüğümüz sevgili asistan arkadaşlarım **Dt. Zeki RASTGELDİ**, **Dt. Hale YURTYAPAN** ve klinik çalışanlarına,

Tüm eğitim hayatım ve tez çalışmam boyunca karşılıksız sevgi ve emeklerini, sonsuz desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili babam **Dr. Abdullah SİVRİKAYA**'ya, annem **Dr. Nursel SİVRİKAYA**'ya ve kendisi de diş hekimliği asistanlığını yeni kazanan, sevgili kardeşim **Dt. Ayşegül SİVRİKAYA**'ya

Uzmanlık ve tez çalışmam süresince büyük bir sabır ve destekle hep yanımda olan eşim **Dr. Pınar Sivrikaya**'ya

Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım...

Bu uzmanlık tezi **Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi** tarafından **TU-1604** proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

SİLİNDİRİK VE KONİK İMPLANTLARIN D1-D4 KEMİK DENSİTESİNDEKİ ÇENELERDE MEYDANA GETİRDİĞİ STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Amaç: Diş hekimliğinde SEA (Sonlu elemanlar analizi) ile yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang tarafından 1968 yılında dişlerin üzerine gelen kuvvetlerin stres analizidir. Bu tarihten günümüze kadar bu yöntemin diş hekimliğinde kullanımı SEA'nın gerilme analizi ve stres analizi ölçümlerinde en uygun yöntem olarak görülmesi sebebiyle yaygınlaşmıştır. Bu çalışmanın amacı güncel olarak uygulanan silindirik ve konik tasarıma sahip dental implantların farklı kemik densitelerindeki stres değerlerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi ve cerrahi operasyon esnasında yerleştirilecek kemiğin densitesine göre uygun implant tasarımının tercihinde hekime yardımcı olmasıdır.

Gereç ve Yöntem: 2. Küçük azı dişi üzerine dik ve 30° açı ile uygulanan 100 N'lik kuvvetlerin D1-D4 densitesindeki kemikte silindirik ve konik tasarıma sahip implantlarda oluşturduğu stres değerleri sonlu elemanlar analizi ile 8 ayrı modelde değerlendirilmiştir.

Mandibulanın, kuronun ve kuron altyapı materyalinin bilgisayar ortamında elde edilmesi için mandibular kemik BT ile diğer materyaller Smartoptics tarayıcısında taranarak 3D modeller elde edilmiştir. Modeller 3D-doctor programı ile analize hazır hale getirilmiştir. Bu materyallerin simülasyonu için Algor Fenpro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) yazılımı kullanılmıştır. Çalışmamızda aynı çap ve uzunlukta, titanyum alaşımdan üretilmiş, yüzey özellikleri aynı olan iki farklı tasarıma sahip (silindirik ve konik) implant seçilmiştir. Kuron restorasyonu olarak mandibuler ikinci premoları temsil eden seramik kuron tasarlanmıştır. Kuvvet bukkal tüberkül tepesinden dikey olarak ve bukkal tüberkül sırtından 30° açı ile uygulanmıştır.

Modellerden elde edilen Von-Mises ve asal stres değerleri karşılaştırılmış ve en uygun stres değerleri belirlenmiştir. Bu değerler ayrıca kemiğin fizyolojik stres sınırı ile karşılaştırılmıştır.

Bulgular: En az Von-Mises stresi D1 kemik densitesinde, dikey y¼klemeye ve konik tasarıma sahip implantlarda meydana gelmiştir. İki tasarıma sahip implant da D1 kemik densitesinde daha az Von-Mises ve Asal stres değerleri meydana getirmiştir. Konik implant silindirik implanta g¼re her iki kemik densitesinde de daha y¼ksek Asal stres değeri oluşturmuştur. Von-Mises streslerin ise silindirik implantta daha y¼ksek olduğu g¼r¼lm¼řtir. Dikey y¼kleme 30° açı ile y¼klemeye oranla daha az stres meydana getirmiştir.

Sonuç: Silindirik implant kullanımı implantta oluşan stresi artırır, konik implant kullanımı ise stresin kemikte daha çok oluşmasını sağlayıp rezorpsiyona yol açaacaktır. Bu sebeple silindirik olarak tasarlanan implantlarda daha geniş çaplar tercih edilmelidir. Bununla birlikte ısırma kuvvetinin daha d¼ř¼k olduğu ve kemik genişliğinin sınırlı olduğu b¼lgelerde konik implantların kullanımı ¼nerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kemik densitesi, konik implant, mandibula, silindirik implant, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

STRESS ANALYSIS OF CYLINDRICAL AND TAPERED IMPLANTS IN D1-D4 BONE DENSITY: THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD

Objective: The first FEA (Finite element method) study was presented in dentistry by Ledley and Huang on the teeth. The use of this technique in dentistry has become widespread day by day. FEA which was integrated to dentistry from engineering is the most appropriate method of stress analysis measurements. The purpose of this study is to examine the stress values of different bone densities and cylindrical-conical dental implant designs. This study might help in the selection of the implant design and the insertion area of implants during the surgical operation.

Material and Method: 100 N forces applied vertically and at an angle of 30 ° to the cylindrical, conical design implants in D1-D4 bones and the stress values were evaluated in 8 separate models by finite element analysis.

3D models were obtained by CT (Model of mandible) and Smartoptics (Model of the crown) scanner. The models have been made ready for analysis by 3D-doctor program. Algor Fenpro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) software was used for the simulation of these materials. In our study, two different designs (cylindrical and conical) implants of the same diameter and length, made of titanium alloy, with the same surface characteristics were chosen. Simon metal-supported ceramic crown, which represents mandibular second premolar as crown restoration, is designed. The force was applied vertically from the buccal tubercle top and at an angle of 30 ° from the back of the buccal tubercle.

The Von-Mises and principal stress values obtained from the models were compared and the optimal stress values were determined. These values were also compared with the physiological stress limit of the bone.

Results: The Von-Mises stress has been found less in D1 bone densities, in vertical loading, and in implants with the conical design. The two design implants also provided fewer Von-Mises and principal stress values in D1 bone densities. The

conical implant has a higher Principle stress values than the cylindrical implant in both bone densities. Von-Mises stresses were higher in the cylindrical implant. Vertical loading is less stressful than loading at a 30 ° angle.

Conclusion: The use of cylindrical implants increases the stress in the implant, and the use of conical implants will result in greater stress and resorption in the bone. For this reason, larger diameters should be preferred for cylindrically designed implants. Conical implants, however, are recommended in areas where the bite force is lower and the bone width is limited.

Key words: Cylindrical implant, conical implant, bone density, Finite element analysis, mandible



İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	Sayfa No
TEZ BİLDİRİMİ	i
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplantolojinin Tarihçesi	3
2.2. Osseointegrasyonun Tanımı	6
2.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	6
2.4. Dental İmplantlar	8
2.4.1. İmplant Materyalleri	8
2.4.1.1. Metal ve Alaşımları	9
2.4.1.2. Seramikler	10
2.4.1.3. Polimerler ve Karbonlar	12
2.4.2. İmplant Yüzey Özellikleri	12
2.4.2.1. Fiziksel (Mekanik) Metotlar	13
2.4.2.1.1. İşleme, Kesme ve Tornalama (Machining, Cutting and Turning)	13
2.4.2.1.2. Titanyum Plazma Sprey ile Pürüzlendirme (TPS)	13
2.4.2.1.3. Kumlama ile Pürüzlendirme (Blasting)	14
2.4.2.2. Kimyasal Metotlar	15
2.4.2.2.1. Asitle Dağlayarak Pürüzlendirme	15

(Asit Etching)	
2.4.2.2.2. Anodizasyon ile Pürüzlendirme	16
2.4.2.3. Biyokimyasal Metotlar	17
2.4.2.3.1. İmplantların Flor ile Modifiye Edilmesi (Kaplanması)	17
2.4.2.3.2. İmplantların Kalsiyum Fosfat (CaP) ile Kaplanmaları	17
2.4.2.3.3. İmplantların Hidroksiapatit (HA) ile kaplanmaları	18
2.4.3. Dental İmplant Çeşitleri	19
2.4.3.1. Subperiostal İmplantlar	19
2.4.3.2. İntramukozal İmplantlar (Submukozal İmplantlar)	20
2.4.3.3. Transmandibular (Transosteal) (Transösseöz) İmplantlar	20
2.4.3.4. Endodontik İmplantlar	22
2.4.3.5. Kemik İçi İmplantlar	22
2.4.3.5.1. Blade Tip İmplantlar	22
2.4.3.5.2. Vent Tipi İmplantlar	23
2.4.3.5.3. Silindirik İmplantlar	24
2.4.3.5.4. Konik Tip İmplantlar	25
2.4.4. İmplant Yiv Formu Tasarımı	26
2.4.5. İmplantın Başarısını Etkileyen Faktörler	27
2.5. Kemik Değerlendirilmesi	28
2.5.1. Kemiğin Yapısı	28
2.5.2. Kemik Sınıflandırılması	28
2.6. Fonksiyonel Kuvvetler ve Biyomekanik	31
2.6.1. Biyomekanik Kavramlar	31
2.6.1.1. Stres (Gerilim)	31
2.6.1.2. Strain(Gerinim)	32
2.6.1.3. Poisson Oranı	32
2.6.1.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)	32
2.6.1.5. Homojenlik	32
2.6.1.6. İzotropik	33

2.6.1.7. Lineer elastik	33
2.6.1.8. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)	33
2.6.2. Gerilme Analiz Yöntemleri	33
2.6.2.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Metodu	33
2.6.2.2. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Tekniği ile Kuvvet Analizi Yöntemi	34
2.6.2.3. Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi	34
2.6.2.4. Holografik İnterferometre ile Analiz Yöntemi	34
2.6.2.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	34
2.6.2.5.1. SEA Yönteminin Temel Aşamaları	35
3. GEREÇ ve YÖNTEM	37
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	38
3.1.1. Alt Çenenin Modellenmesi	39
3.1.2. İmplantların Modellenmesi	43
3.1.3. Porselenin Modellenmesi	43
3.1.4. Metal Altyapının Modellenmesi	45
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi	46
3.3. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması	46
3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi	48
3.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları	48
3.6. Materyal Özellikleri	50
4. BULGULAR	51
4.1. Bulguların İncelenmesi	51
4.1.1. Model 1: Konik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D1 Kemik Densitesinde Yüklenmesi	51
4.1.2. Model 2: Konik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D1 Kemik Yoğunluğunda yüklenmesi	53
4.1.3. Model 3: Konik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi	54
4.1.4. Model 4: Konik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında	

D4 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi	55
4.1.5. Model 5: Silindirik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D1 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi	57
4.1.6. Model 6: Silindirik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D1 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi	58
4.1.7. Model 7: Silindirik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi	59
4.1.8. Model 8: Silindirik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi	60
4.2. Bulguların Karşılaştırılması	62
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	78
7. KAYNAKLAR	80
8. ÖZGEÇMİŞ	101

SİMGELER ve KISALTMALAR

°	: Derece
°C	: Santigrat Derece
µm	: Mikrometre
3Y-TZP	: Yitriyum Bağlı Zirkon
Al	: Alüminyum
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit (Alümina)
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Ca	: Kalsiyum
Ca ₃ (PO ₄) ₂	: Kalsiyum Fosfat
F	: Flor
Fe	: Demir
FGF	: Fibroblast growth factor
H ₂ SO ₄	: Sülfirik Asit
HA	: Hidroksiapatit
HCl	: Hidroklorik Asit
HF	: Hidroflorik Asit
HNO ₃	: Nitrik Asit
kvp	: Kilovolts Peak
M.S.	: Milattan Sonra
mA	: Miliamper
Mg-PSZ	: Magnezyum Bağlı Zirkon
mm	: Milimetre
N	: Newton

PMMA	: Polimetilmetakrilat
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
TGF	: Transforming growth factor
Ti-6Al-4V	: Titanyum Alüminyum Vanadyum Alaşımı
TiO ₂	: Titanyum Dioksit
TPS	: Titanyum Plazma Sprey
V	: Vanadyum
Zr	: Zirkonyum
ZrO ₂	: Zirkonyum Oksit
ZrSiO ₄	: Zirkonyum Silikat
ZTA	: Alümina İle Sertleştirilmiş Zirkon
α-fazı	: Alfa Fazı
β-fazı	: Beta Fazı

ŞEKİLLER DİZİNİ	S.
Şekil 2.1: Mayalara ait mezar kalıntısından elde edilen ve M.S. 600 yılında ilk uygulanan implant olduğu düşünülen insan mandibulası	4
Şekil 2.2: Blade implant tasarımları	5
Şekil 2.3: Zirkonyum materyalinin monoklinik (m), kübik (c), ve Tetragonal (t) formları	11
Şekil 2.4: Tanıtılan ilk subperiostal implant tasarımları	20
Şekil 2.5: Transmandibular implant sisteminin bileşenleri	21
Şekil 2.6: Blade tip implantın panoramik filmde görüntüsü	23
Şekil 2.7: Farklı tasarımlara sahip vent tipi implantlar	23
Şekil 2.8: Silindirik ve konik implant tasarımları	25
Şekil 2.9: Günümüzde kullanılmakta olan implant yiv formları.	26
Şekil 2.10: Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması	29
Şekil 2.11: Misch'in kemik sınıflandırılması	30
Şekil 2.12: Misch'e göre kemik tipinin anatomik lokasyona göre sınıflandırılması	30
Şekil 3.1: Modellemenin metal-seramik üst yapı ile meydana getirilmiş hali	36
Şekil 3.2: İmplantlar modellenmesinde kullanılan 3 boyutlu tarama cihazı	37
Şekil 3.3: 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında yeniden 3 boyutlu olarak meydana getirilen BT görüntüsü	38
Şekil 3.4: Kemik ile yumuşak dokunun 'Interactive segmentation' yöntemi ile ayrıştırılması	39

Şekil 3.5: 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında BT verileri ile meydana getirilen insan alt çenesi	40
Şekil 3.6: Ofset işleminin uygulanacağı bölgenin bilgisayar ortamında gösterilmesi	40
Şekil 3.7: Ofset uygulaması sonucu sonlu elemanlar analizin yapılacak olduğu yapıların bilgisayar ortamında ayrıştırılması	41
Şekil 3.8: Boolean yöntemi ile elde edilen kortikal ve trabeküler kemiklerin kesiti a. Trabeküler kemik b. Kortikal kemik c. Trabeküler ve kortikal kemik	41
Şekil 3.9: Konik ve Silindirik implantların 3D tarayıcıda taranarak bilgisayar ortamında elde edilen modellemeleri	42
Şekil 3.10: Wheeler Atlası'ndan alınan verilere göre bilgisayar ortamında elde edilmiş alt çene birinci premolar diş	43
Şekil 3.11: Wheeler atlasından alınan verilere göre bilgisayar ortamında elde edilmiş alt çene birinci premolar dişin görüntü katmanlarının yerleştirilmesi ile elde edilen modelin görünümü	44
Şekil 3.12: Metal alt yapının dikey kesitte görünümü	45
Şekil 3.13: Algor Fempro programına verilerin aktarılması	45
Şekil 3.14: Düğüm noktalı elemanların şekil ile gösterilmesi	46
Şekil 3.15: Çalışma analizinde tanımlanan sınır koşulları	48
Şekil 3.16: Dik ve oblik kuvvetlerin uygulandığı bölgeler	48
Şekil 3.17: Referans noktalarının yerleşim bölgeleri	49
Şekil 4.1: 1 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan konik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri	53
Şekil 4.2: 2 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki alt çeneye uygulanan konik implantın 100 N 30° oblik kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri	53

Şekil 4.3: 3 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan konik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres analiz değerleri	54
Şekil 4.4: 4 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan konik implantın 100 N oblik kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri	56
Şekil 4.5: 5 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan silindirik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri	57
Şekil 4.6: 6 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan silindirik implantın 100 N 30° oblik kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri	58
Şekil 4.7: 7 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan silindirik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri	59
Şekil 4.8: 8 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan silindirik implantın 100 N oblik kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri.	61

TABLolar DİZİNİ	S.
Tablo 3.1: 2. Premolar dişin Wheeler Atlası'na göre boyutlarının sayısal değerleri. (Değerler mm cinsinden verilmiştir.)	43
Tablo 3.2: Çalışmadaki modellerin düğüm sayısı ve eleman sayısı	47
Tablo 3.3: Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri	50
Tablo 3.4: Dikey Yüklemede Von-Mises Stres Değerleri	62
Tablo 3.5: Oblik Yüklemede Von-Mises Stres Değerleri	62
Tablo 3.6: Dikey Yüklemede Minimum Asal Stres Değerleri	63
Tablo 3.7: Oblik Yüklemede Minimum Asal Stres Değerleri	63
Tablo 3.8: Dikey Yüklemede Maksimum Asal Stres Değerleri	64
Tablo 3.9: Oblik Yüklemede Maksimum Asal Stres Değerleri	65
Tablo 3.10: Metal Altyapılı Porselen Kuronda Stres Değerleri (Dikey Yükleme)	65
Tablo 3.11: Metal Altyapılı Porselen Kuronda Stres Değerleri (Oblik Yükleme)	66

1. GİRİŞ

Diş eksiklikleri genellikle diş çürükleri, periodontolojik veya konjenital hastalıklar sonucu görülmektedir. Diş eksikliklerinin tedavisi çiğneme fonksiyonunun geri kazandırılması, estetik görünümün düzeltilmesi, konuşma bozukluklarının engellenmesi ve diğer dişlerin diş olmayan bölgeye devrilmelerinin engellenmesi amacı ile yapılır. Diş eksikliğini takiben alveol kretinde rezorpsiyon meydana geldiğinden dolayı erken tedavi önemli olmaktadır (Hobkirk, 2003).

Diş eksikliğinin tedavisinde yıllardır hareketli ve sabit protetik yaklaşımlar uygulanmaktadır. Fakat özellikle hareketli protetik tedavilerde hasta memnuniyetsizliği ve kullanım zorluğu görülmüş olup bu vakalarda, dental implantların kullanımı ile birlikte implant üstü protetik yapılarda ve implant destekli protezlerde hasta memnuniyetinin önemli ölçüde arttığı gözlenmiştir (Adell ve ark., 1981; Misch, 2004). Dental implantların rehabilitasyon amacı ile uygulanması osseointegrasyon kavramının ortaya çıkmasının ardından hızla artmış, günümüzde dişli ve dişsiz hastaların tedavisinde öncelikli olarak düşünülen klinik metot haline gelmiştir (Minichetti, 2003).

İmplant tedavisi günümüzde uzun dönem başarı oranı ile yaygın olarak kabul gören bir tedavi metodudur (Ekelund ve ark., 2003). İmplant başarı oranı, stres ve gerinimleri çevre dokulara en az iletecek implant tasarımlarının kullanılmasına ve implant materyalinin de bu kuvvetleri karşılayabilecek tasarım ve materyale sahip olmasına bağlıdır (Glantz ve Nilner, 1997; 1998; Branemark ve ark., 2001; Canay ve Akca, 2009). Araştırmalar, implantların uzun dönem başarısında implantın yükleme çeşidinin, materyal ve yüzey özelliklerinin, implant şekil ve yüklenecek kemiğin kantitesi (Genişlik, yükseklik, biçim) ve kalitesinin (Densite) de önemli olduğunu

belirtmişlerdir (Geng ve ark., 2001; Alsaadi ve ark., 2008; Xiao ve ark., 2011). İmplant uygulanmasında kemik densitesinin yüksek olduğu bölgelerde klinik başarı oranının da yüksek olduğu belirtilmektedir (Jaffin ve Berman, 1991).

Diş ve implant yapılarının ve dolayısı ile çevre kemiğin maruz kaldığı okluzal yüklerin oluşturduğu stres ve gerilimleri biyomekanik olarak incelemek için birçok teknik mevcuttur. Çalışmalarda uygulanan kuvvetin implant, destek kemik ve protezin her bölgesinde oluşan gerilimler hakkında daha net anlaşılabilen sayısal değerleri vermesinin yanı sıra kemik, implant ve üst yapıların karmaşık geometrilerini mümkün olduğunca gerçeğe yakın olarak oluşturulabilmesinden ötürü Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) tercih edilmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantolojinin Tarihçesi

Binlerce yıldır diş eksikliklerinin oluşturduğu fonksiyonel ve estetik problemler, insanoğlunu çeşitli materyaller kullanarak bu problemleri önleyebilmesi için yeni metotlar bulmaya itmiştir. Günümüz implant teknolojisinin sağlanmasında geçmişteki implantoloji alanındaki gelişmelerin önemi yadsınamaz. Bu sebeple implant tarihçesinin bilinmesi implant teknolojisinin ve kullanımının anlaşılmasında kolaylık sağlayacaktır.

Tarihte oral implantolojinin, Çin’de M.Ö. 3210 yıllarındaki Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yıllarındaki Hon-Ang-Tu dönemlerinde bambu çubukları kullanılarak yapılan diş transplantasyonları ile başladığı bilinmektedir (Misch, 2005). İlk dental implant uygulaması, 1931 yılında bulunan ve M.S. 600 yıllarında yaşamış olduğu düşünülen mayalara ait mezar kazısından elde edilen mandibulada görülmüştür (Şekil 2.1). Üç kesici diş eksikliği deniz hayvanları kabuklarından diş şekline getirilmiş alloplastik materyaller ile tedavi edilmiştir (Misch, 1991; Becker, 1999). 1970 yılında bahsedilen Maya mandibulasından alınan radyografide alloplastik materyallerin etrafında blade tip implantların çene dokusunda oluşturduğu gibi kompakt kemik oluşumu görülmüştür (Abraham, 2014). İmplantoloji amacı ile ilk yontulmuş taşların kullanımı M.S. 800 yılında Honduran Kültürü’nden kalma mezarda bulunan mandibulada görülmüştür (Abraham, 2014).



Şekil 2.1: M.S. 600 yılında Mayalara ait mezar kalıntısından elde edilen ve ilk uygulanan implant olduğu düşünülen insan mandibulası.

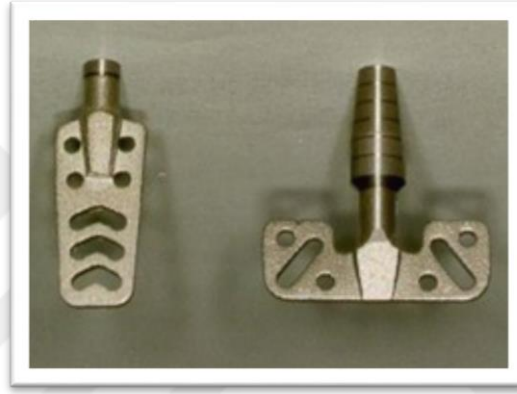
1500–1800 yılları arasında Avrupa’da sosyal haklardan mahrum bireylerden veya kadavralardan alınan dişler, diş eksikliği olan bölgelere transplante edilmiştir. Bu yöntem allotransplantasyon yöntemidir. Dr. John Hunter gelişimi tamamlanmamış dişlerin beslenmelerinin daha iyi olduğu gerekçesiyle transplante edilmesini önermiştir (Abraham, 2014).

1800’lerin başında Magglio (1809) yeni çekim yapılmış soketlere altından hazırlanmış ve diş kökü şekli verilmiş materyaller yerleştirmiştir. Doku iyileşmesi tamamlandıktan sonra üst kuron yapılarını tamamlayarak modern çağda implantı ilk uygulayan kişi olmuştur (Misch, 2005; Abraham, 2014). Fakat bu işlemin uygulanmasının ardından gingival inflamasyon meydana gelmiştir (Maggiolo, 1809). Bundan sonra geçen süreç içinde gümüş, oluklu porselen ve iridyum gibi birçok madde implant materyali olarak denenmiştir (Malvin, 1985 ; Abraham, 2014).

1937 yılında Müller tarafından krom-kobalt materyal alaşımından üretilen subperiostal implant tanıtılmıştır. Subperiostal implant ifadesi kemik üzerine ve periostun altına yerleştirilen implantı tanımlamaktadır (Minichetti, 2003). 1938 yılında Dr. P.B. Adams pürüzsüz boyun bölgesi olan ve iyileşme başlığı takılabilen ilk silindirik endosseöz implantın patentini almıştır (Abraham, 2014). Aynı tarihte kobalt-

krom-molibden alaşımı (Vitalyum) Strock tarafından ilk defa oral implantolojiye sunulmuştur (Strock, 1939).

Kemiğin titanyum ile uyumu ilk olarak 1940 yılında Bothe ve ark. (2011) tarafından belirtilmiştir. 1967’de Leonard Linkow, titanyum materyalinden üretilen ve adını tasarımının benzerliğinden alan blade tip implantları tanıtarak günümüzde kullanılan titanyum materyalini implantasyonda ilk kez kullanan kişidir (Branemark ve ark., 1977; Branemark, 1983) (şekil 2.2).



şekil 2.2: Blade implant tasarımları.

Oral implantolojinin temeli sayılan osseointegrasyon kavramı Branemark (1959) tarafından tavşan tibiaları üzerinde yaptığı mikroskobik çalışmalara dayanmaktadır. Osseointegre implantların kullanıldığı vakalara ait ilk yayın 1969 yılında Branemark ve ark. (1969) tarafından yapılmıştır. Yazarlar, osteointegrasyon tanımı ile implant kemik ara yüzünün fibrotik doku oluşmadan bağlanması gerektiğini öngörmüş ve implantolojideki en büyük adımı atmıştır.

2.2. Osseointegrasyonun Tanımı

Osseointegrasyon terimi latinede os ‘kemik’ ve integrate ‘birleşmek’ sözcüklerinin bir araya getirilmesi ile meydana gelmiş olup ilk olarak Branemark ve ark. (1969) tarafından köpekler üzerinde yaptıkları deneyler sonucu ortaya çıkmıştır. Branemark’ın osseointegrasyon tanımı ‘Sağlıklı, yaşayan kemik ve yükü karşılayan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı’ şeklindedir (Branemark, 1983). Amerikan Protez Akademisi Protez Terimleri Sözlüğü’ne göre osseointegrasyon; inert, alloplastik bir materyal ile kemik dokusu arasında bağ doku olmaksızın doğrudan bağlantı oluşmasıdır (Katrañji ve ark., 2007).

Osseointegrasyon implant operasyonunun ardından materyal etrafındaki kanın titanyum materyali tarafından emilmesi ve pıhtılaşması sonrasında pıhtıdaki polimorf çekirdekli lökositler, lenfoid hücreler ve makrofajlar gibi fagositik hücrelerin kemik dokusu oluşturmasıdır (Branemark, 1959). Yapılan çalışmalar osseointegrasyonu sağlayan ve yeni oluşan kemik dokunun anatomik kemikten daha kuvvetli olduğunu göstermektedir (Albrektsson ve Sennerby, 1990).

Günümüzde dental implant ve kemik dokusu arasında direkt temas bulunması durumunda ve primer stabilite mevcudiyetinde dental implant osseointegre kabul edilir (Rigo, 2004).

2.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyonun başarısını etkileyen faktörler şu ana başlıklar altında toplanmaktadır (Branemark, 1983; Albrektsson ve ark., 1986).

Uygulanacak olan implantın;

- Materyal özellikleri
- Tasarımı
- Yüzey özellikleri (Pürüzlendirme teknikleri)
- Protetik yükleme zamanı
- Cerrahi yöntem

‘osseointegrasyonun sağlanmasında önemlidir.

İmplantın uygulanacağı alanda mevcut kemiğin kalite ve kantitesi osseointegrasyonun sağlanmasında oldukça önemlidir (Branemark, 1983; Albrektsson ve ark., 1986).

İmplant materyali mekanik olarak değerlendirildiğinde, çekme dayanımı (Tensile dayanımı), sıkışma dayanımı (Kompresyon dayanımı) ve elastisite modülü (Young modülü) gibi fiziksel özellikleri yeterli olmalı ve en az kemik kadar sert olmalıdır (Sertgöz, 2005). Ayrıca inert ve kimyasal olarak çevre dokulara uyumlu olması gerekmektedir (Misch, 1999; 2005). Osseointegrasyonun titanyum içeren alaşıma özgü bir durum olduğu bildirilmiştir (Branemark ve ark., 1969; 2001; Branemark, 1983). Bununla birlikte zirkonyum, bazı seramikler ve hidroksiapatit de osseointegrasyon ve diğer koşulları karşıladığından dolayı implant endüstrisinde kullanımları mevcuttur (Soğancı, 2012).

Dental implant tasarımı ve şekli de osseointegrasyonun sağlanmasında etkilidir. İmplant yüzeyindeki yivler, gözenekler, oluklar ve basamaklar gibi gözle görülebilir makro yüzey düzensizliklerinin, osseointegrasyonun sağlanmasındaki birinci derecede olumlu etkisi olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Skalak, 1983; Branemark ve ark., 2001).

Linkow ve ark. (1966) implant yüzeyinde düzensiz bir yapının olması ile kemik temas alanının artacağını ve osseointegrasyonun daha kolay sağlanabileceğini bildirmişlerdir. İmplant ile kemiğin rijit bağlantısının sağlanması için mikroskobik yüzey özellikleri de önemlidir. Yüzey morfolojisi pürüzlü olan implantların, düz yüzeyli implantlara göre yüzey ve protein-yüzey bağlantısı yoluyla yararlı hücre cevabını artırarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir (Martin ve ark., 1995).

İmplant yerleştirildikten sonra hemen yapılan erken yüklemelerin osseointegrasyondan çok fibröz kapsül oluşumuna neden olduğu bilinmektedir. Fakat klinik araştırmalarda, primer stabilitenin iyi olduğu durumlarda erken yüklemenin

osseointegrasyonu engellemediği belirtilmiştir (Guehenec ve ark., 2007; Valente ve ark., 2016).

İmplantın primer stabilitesinin sağlanabilmesi, implant çevre kemik dokusunun implantı mekanik olarak desteklemesi ile mümkündür (Blackwell, 2008). Ara yüzdeki 100 µm den fazla mikro hareket osseointegrasyon için yıkıcı olmaktadır ve kemik yapımından çok yumuşak doku oluşumunu artırmaktadır (Branemark, 1988; Seong, 2009). Primer stabilite; kemiğin kalitesi ve kantitesine, ameliyat tekniğine ve dental implantın tasarımına bağlıdır. Dental implant uygulanacak bölgenin kortikal kemik hacminin fazla olması, trabeküler kemikten 10-20 kat sert olduğu için primer stabiliteyi olumlu olarak etkileyecektir (Blackwell, 2008).

O'Sullivan (2001) yaptığı çalışmada ince drill çaplarının ve pretapping kullanımının primer stabiliteyi arttıracakını belirtmiştir. Ayrıca implant cerrahisi sırasında bir dakika süre ile 43⁰ C üzerinde bir ısıya maruz kalan kemik hücreleri geri dönüşümsüz olarak bozulmaya başladıkları için, operasyon sahasının etkin bir şekilde soğutulması şarttır (Eskitascioglu ve ark., 2004; Sertgöz, 2005). Aksi takdirde, bölgenin nekroze olup primer stabilitenin ilerleyen dönemde kaybı muhtemeldir.

2.4. Dental İmplantlar

2.4.1. İmplant Materyalleri

Günümüze kadar yapılmış araştırmalar sonucu, dental implant materyallerinin aşağıdaki özelliklere sahip olması gerekir.

Dental implant materyallerinde aranılan özellikler: (O'Neal ve ark., 1992; Edgerton ve Levine, 1993)

- Sert ve yumuşak doku uyumu
- Korozyona karşı dirençli olmalı
- Biyoinert olmalı
- Mekanik özellikleri kabul edilebilir ve kemik dokusuna uyumlu olmalı
- Üretimi ve şekillendirilmesi kolay olmalı

- Yüzevi kaplanabilmeli, şekillendirilebilmeli
- Kolay uygulanabilir olmalı

İmplant materyalleri teknoloji ile birlikte gelişmiş ve yeni materyaller eklenmiştir (Gaviria ve ark., 2014). Günümüze kadar kullanılmış materyaller kimyasal yapılarına göre; metaller, polimerler, seramikler ve karbonlar olarak sınıflandırılır (Sertgöz, 2005).

2.4.1.1. Metal Alaşımları

Metal alaşımları içinde ilk olarak paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları implant materyali olarak kullanılmıştır. Bu alaşımlar birçok ısıl işlemden geçirilerek kullanılır. Dayanıklı materyallerdir. Fakat tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonunun en sık karşılaşıldığı alaşımlar paslanmaz çelik ve krom-kobalt (Cr-Co) alaşımlarıdır (Duymus, 2013).

Titanyum (Ti), osteointegrasyonun sağlanması açısından en önemli materyallerden biridir. Dayanıklılığı ve kuvvet mukavemetini artırmak aynı zamanda densiteyi düşürmek için demir (Fe) ve alüminyum (Al) eklenmiştir. İmplant materyalindeki vanadyum (V) ise alüminyumun (Al) korozyonunu engellemektedir. Saf titanyum polimorfik yapıdadır ve 882 °C altında ısıl işlem uygulanırsa hekzagonal yapı haline gelir (α -fazı). 882 °C'den yüksek ısıl işlem uygulandığında kübik bir yapıya bürünür (β -fazı). Dental implantlarda bu alaşımlardan en çok alfa-beta faz formu kullanılır. Bu alaşım % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir. (Ti-6Al-4V) (Sertgöz, 2005). Günümüzde Ti-6Al-4V'un implant materyali olarak tercih edilmesinin bir diğer nedeni saf titanyumdan 4 kat daha sağlam olmasıdır (Duymus, 2013).

Titanyum, kemik ile benzer elastik modülüs, inert yapı, kimyasallara karşı direnç ve bir dizi kimyasal reaksiyonda katalitik aktivite göstermesinden dolayı intraosseöz aktiviteyi destekler (Wennerberg ve ark., 1996; Sykaras ve ark., 2000). Titanyum materyali üzerinde 10 nm kalınlıkta oluşan pasif oksit tabakası (TiO₂); titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve ısıl etkilere karşı korumaktadır ve biyouyumlu olmasını sağlamaktadır (Saini ve ark., 2015). Bununla birlikte titanyum materyali kemikten sert

olmasına rağmen elastik modülüsü benzerdir. Bu özelliği sayesinde kemik implant arası kuvvet dağılımı homojen olmaktadır (Anselme ve ark., 2002). İyi bir mekanik özelliğe sahip oluşu, biyolojik uyumu, toksik reaksiyon oluşturmaması ve kanserojen etki göstermemesi nedeni ile günümüz diş hekimliğinde kullanılan implant materyalleri arasında en başarılısı olarak kabul edilir (Ochiai ve ark., 2004).

Geçmişte altın, paladyum (Pd), tantalyum (Ta) ve platin (Pt) alaşımları da implant materyali olarak kullanılmıştır ancak inert olmamaları veya pahalı olmaları sebebi ile günümüzde kullanılmamaktadır (Duymus, 2013).

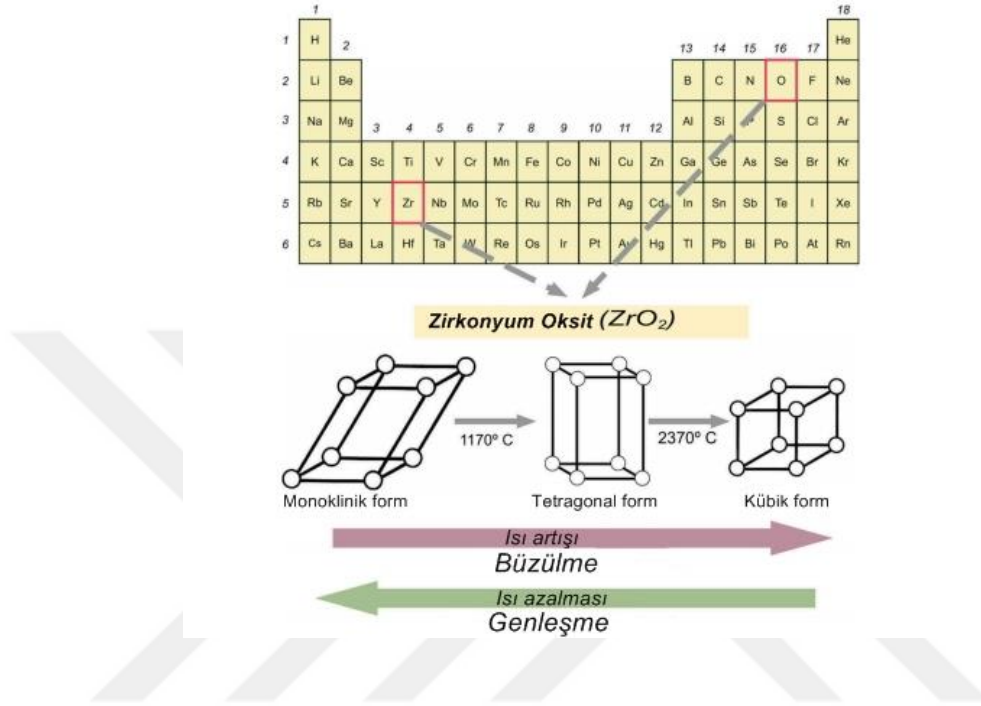
2.4.1.2. Seramikler

Titanyum implantların estetik olmamasından dolayı estetik gereksinimlerin karşılanması amacı ile metal olmayan ya da hibrit implant materyallerinin kullanılabilirliği çalışmaların seramiklere yönelmesine sebep olmuştur. Seramiklerden zirkonyum titanyum gibi osseointegre olduğundan dolayı tıpta ve diş hekimliğinde kullanımı son yıllarda artmıştır (Duymus, 2013).

Zirkonyum (Zr), doğada zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) olarak bulunur. Çekme gerilme kuvvetlerine ve ısı değişikliğine karşı dayanıklılığı, biyolojik uyumluluğu, yüksek kırılma direnci, minimal bakteri adezyonu, estetik özellikleri, korozyona karşı direnci ve elastikiyet modülünün kemik ile benzer olması sebebiyle implant materyali olarak ya da protetik yapılarda (Abutmentlerde ve seramik kuronlarda) kullanılmaya başlanmıştır (Duymus, 2013; Chen ve ark., 2016; Piconi, 1999; Denry ve Kelly, 2008).

Normal basınç ve çevre ısısında zirkonyum 3 farklı kristalin formda bulunur. Bunlar monoklinik (m), kübik (c), ve tetragonal (t) formlardır (Manicone ve ark., 2007) (Şekil 2.3). Monoklinik form normal şartlarda en istikrarlı formdur ve zirkonyum doğada depo olarak bu formda bulunur. Monoklinik form $1170^{\circ}C$ ' de % 4-5 hacimsel büzülme ile birlikte tetragonal ve kübik forma dönüşür (Dion ve ark., 1997). Zirkonyumun kübik formu ise biyomedikal uygulamalarda kullanılmaz. Tetragonal veya kübik formdaki zirkonyum normal hava ısısında tekrar monoklinik forma geçer ve bu esnada genişleme gösterir. Bu, zirkonyum materyalinde strese ve

katastrofik kırılmalara sebep olur. Bu nedenle işlenebilirliği zordur ve dikkat gerektirir (Zarone ve ark., 2011).



Şekil 2.3: Zirkonyum materyalinin monoklinik (m), kübik (c), ve tetragonal formları.

Zirkonyum biyomedikal olarak 3 formda kullanılmaktadır. Bunlar, magnezyum bağlı zirkon formu (Mg-PSZ), yitriyum bağlı tetragonal zirkon polikristalitleri (3Y-TZP) ve alümina ile sertleştirilmiş zirkon (ZTA)'dur (Chen ve ark., 2016). Diş hekimliğinin farklı alanlarında kullanımları mevcuttur.

Aliminyum oksit (Al_2O_3) seramik 1980 yılında implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte osseointegrasyonun yeterli olmaması, iç dayanımlarının yetersiz olması ve kırılma dirençlerinin düşük olması sebebiyle günümüzde sık kullanılmamaktadır (Cranin ve ark., 1975).

Stabil zirkonyum materyalinin keşfinden sonra 2000'li yılların başında seramik materyaller tekrar gündeme gelmiştir. 3Y-TZP materyalinin diş rengine uyumu, düşük

ısıda üretimi, yüksek elastik kuvveti ve yüksek kırılma direnci; titanyum implantların alternatifi olmasını sağlamıştır. Araştırmalar 3Y-TZP implantların, ısırma esnasında oluşan kuvvetleri yeterli olarak karşıladığını göstermektedir (Manicone ve ark., 2007; Hisbergues ve ark., 2009; Chen ve ark., 2016).

2.4.1.3. Polimerler ve Karbonlar

Polimetilmetakrilat (PMMA), polietilen, politetrafloroetilen, silikon, lastik, polisülfon gibi maddeler içeren polimerler ve karbon-silikon, polikristalin gibi karbon materyaller implant materyali için düşünülmüşse de günümüzde zayıf biyolojik ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanılmamaktadır (Özçelik, 2010).

2.4.2. İmplant Yüzey Özellikleri

İmplant prognozu osseointegrasyonda önemli rol oynayan implant yüzey özellikleri ile doğrudan ilişkilidir (Jemat ve ark., 2015; Val ve ark., 2016). İmplant kayıplarını önlemek için implant yüzeylerine günümüze kadar birçok teknik uygulanarak pürüzlendirme sağlanmıştır (Albrektsson ve Wennerberg, 2004; Bagno ve Di Bello, 2004; Guehenec ve ark., 2007; Abraham, 2014; Val ve ark., 2016).

İmplant yüzeyi kemik dokusu ile etkileşime giren ilk bileşen olduğu için osseointegrasyonu artırmak amacı ile gerek implant tasarımı gerekse yüzey özellikleri alanında çalışmalar hız kazanmıştır (Val ve ark., 2016). İmplantın biyoyumlu olması ve osseointegrasyon kabiliyetinin artırılması, erken yüklemelere de olanak tanımış, kemik iyileşmesini ve implantın prognozunu artırmıştır.

Osseointegrasyonun artması için implant yüzeyine uygulanan işlemler üç sınıfta incelenmektedir (Wheeler, 1996).

1. Fiziksel (Mekanik) Metotlar
2. Kimyasal Metotlar
3. Biyokimyasal Metotlar

2.4.2.1. Fiziksel (Mekanik) Metotlar

Mekanik metotlar; işleme (Machining), tornalama (Turning), kesme (Cutting), titanyum plazma sprej (TPS), kumlama (Blasting) ve cilalama (Polishing) gibi yöntemler ile yüzey şekillendirilmesinin yapıldığı metotlardır.

2.4.2.1.1. İşleme, Kesme ve Tornalama (Machining, Cutting and Turning)

İmplant üretildikten sonra yüzeyi dekontaminasyon, pasifleştirme ve sterilizasyon işlemlerine tabi tutulur. Bu işlemlerin hepsine 'işleme' denir ve tam olarak yüzey bitim tekniği değildir (Gaviria ve ark., 2014).

Kesme işlemi, implant yüzeyinin karbon separe ile pürüzlendirilmesidir. Titanyum alaşımlarında separe ile pürüzlendirme tekniği materyalin deformasyonuna neden olduğu için kullanılmamaktadır.

Tornalama benzer şekilde implant yüzeyinin paslanmaz çelik apacey ile aşındırılması işlemidir. Bu aşındırma esnasında yüzey değişiklikleri olur. Kontrollü uygulandığında titanyum alaşımlarında kullanılabilir (Bagno ve Bello, 2004).

2.4.2.1.2. Titanyum Plazma Sprej ile Pürüzlendirme (TPS)

Titanyum Plazma Sprej ile pürüzlendirme farklı maddelerin toz halindeki formlarının (Titanyum veya kalsiyum fosfatlar) yüksek sıcaklıklarda implant yüzeyleri üzerine püskürtüldüğü ve bu işlem ile implant yüzeyinde 30-50 um arasında yüzey kaplamalarının meydana getirildiği yöntemdir (Gaviria ve ark., 2014).

İlk olarak Schroeder (2000) implant yüzey alanlarının geliştirilmesi ve kemiğe tutunmasının artması için plazma sprej ile pürüzlendirme metodunu kullanmıştır. Bu teknik yüzeye ortalama olarak 7 µm pürüzlülüğünde bir yapı kazandırır ve implantın yüzey alanını ilk yüzey alanının 6 katına çıkarır (Le Guehenec ve ark., 2007; Coelho ve ark., 2009; Gupta ve ark., 2010).

Pürüzlendirme miktarı; toz partiküllerinin büyüklüğüne, püskürtme hızına, sıcaklığa ve püskürtme cihazının implant yüzey alanına olan uzaklığına bağlıdır (Triplett ve ark., 2003).

Leize ve ark. çeşitli sebeplerle çıkarılan TPS kaplı implantlarda yaptığı mikroskopik inceleme sonucunda implantın kemik ile kimyasal bağlantı kurduğunu ve pürüzlü yüzey yapısında kalsiyum fosfat kristallerinin oluştuğunu bildirmişlerdir. Bunun yanında plazma sprey ile pürüzlendirilmiş implantlarda komşu kemikte titanyum partiküllerine rastlanmıştır (Urban ve ark., 2000). Titanyum iyonlarının salınımı sonucu oluşan lokal ve sistemik yan etkiler tam olarak belirlenememiştir (Urban ve ark., 2000).

Capilla ve ark. (2007) silindirik implantlar üzerinde yaptıkları çalışmada TPS ile yüzey özellikleri geliştirilen implantları, hidroksiapatit kaplı implantlar ile karşılaştırarak prognozunu araştırmış ve bu iki uygulama arasında istatistiksel olarak fark olmadığını belirtmişlerdir.

2.4.2.1.3. Kumlama ile Pürüzlendirme (Blasting)

Sert seramik parçacıkların yüksek hızlarda implant yüzeyine uygulandığı ve pürüzlendirmenin sağlandığı yöntemdir (Triplett ve ark., 2003; Guehenec ve ark., 2007). Genelde alumina (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfat ($Ca_3(PO_4)_2$) gibi seramik parçacıkları ile pürüzlendirme yapılır (Bagno ve Bello, 2004; Le Guehenec ve ark., 2007). İmplant yüzeyindeki pürüzlülük, püskürtülen parçacık boyutuna, uygulama süresine, partikül kaynağından implant yüzeyine olan mesafeye ve püskürtme basıncına bağlıdır (Triplett ve ark., 2003).

Bu tekniğin avantajı osteoblastların adezyonunu, çoğalmasını ve farklılaşmasını sağlamasıdır. Ancak en büyük dezavantajı işlem sonrasında partiküllerin bir kısmının implant yüzeyinde kalmasıdır (Coelho ve ark., 2009; Gupta ve ark., 2010). Bu sebeple kumlama materyalleri inert, biyouyumlu olmalı ve osseointegrasyona engel olmamalıdır.

Al_2O_3 uygulaması kolay olan bir materyaldir ancak uygulama sonrası implant yüzeyine gömüldüğü için ultrasonik temizleme, asit pasifizasyonu ve sterilizasyondan sonra bile kalıntı bırakır. Al_2O_3 asitte çözünmez ve titanyum yüzeyinden uzaklaştırılması çok zordur. Bu yüzden titanyumun mükemmel korozyon direncinin düşmesine sebep olabildiği bildirilmektedir (Aparicio ve ark., 2003).

TiO₂ ile kumlamada ortalama 25 µm büyüklüğündeki partiküller implant yüzeyinde 1-2 µm civarında pürüzlülük oluşturmaktadır. Düz yüzeye oranla artmış yüzey alanına bağlı olarak kemik temasının arttığını ve uzun dönem başarısının daha yüksek olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (Gotfredsen ve ark., 1995; Ivanoff ve ark., 2001; Rasmusson ve ark., 2001).

Wenneberg ve Albrektsson (2009), titanyum oksit kumlama ile yüzey özellikleri geliştirilen implantlar üzerinde çalışma yapmış, bu implantların daha yüksek kemik cevabı sağladıklarını ve çıkarılırken daha yüksek tork değerlerine ulaşıldığını belirtmişlerdir.

2.4.2.2. Kimyasal Metotlar

İmplant yüzeyinde kimyasal değişiklikler yaparak yüzey alanının artırılması için uygulanan metottur.

2.4.2.2.1. Asitle Dağlayarak Pürüzlendirme (Asit Etching)

Dental implantın asidik çözeltiliye daldırılması ile yüzey özelliklerinin değiştirildiği yöntemdir. Asitle dağlayarak pürüzlendirme yönteminde; dental implant yüzeyinde, 0.5-2 µm arasında değişen boyutlara sahip mikro çukurlar oluşur ve oksit tabakası kalınlığı değişir (Guehenec ve ark., 2007; Massaro ve ark., 2002).

Asidik çözelti, hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H₂SO₄), nitrik asit (HNO₃) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asidik özelliğe sahip kimyasal bileşiklerin suda çözümleri ile elde edilir. Bu çözeltinin derişimi, sıcaklığı ve implantlara uygulanma süresi; implant materyali yüzeyindeki pürüzlülüğü doğrudan etkiler (Triplett ve ark., 2003).

Asit ile pürüzlendirme tekniğinin en büyük avantajı, homojen pürüzlülük meydana getirmesi aktif yüzey alanını ve hücre adezyonunu artırmasıdır. Bu sebeple osseointegrasyon daha hızlı olur (Wong ve ark, 1995; Klokkevold ve ark, 1997).

Wennerberg ve Albrektsson (2009) yaptıkları çalışmada, yüzeylerinin asitle dağlanarak 0.6 µm ile 0.9 µm arasında pürüzlülüğün sağlandığı implantlar ile tornalanmış implantları karşılaştırmış, asitle dağlanarak pürüzlendirme yapılan

implantlarda belirgin olarak yüksek kemik cevabı ve daha yüksek çıkarma torku olduğunu belirtmişlerdir. Cho ve Park (2003) yaptıkları çalışmada implantı başlangıçta HF arkasından HCl ve H₂SO₄ karışımı çözeltilerine sokarak çift asitleme tekniği (Dual etching) ile pürüzlendirmiş ve tavşan kemiğine uygulayarak düz yüzeyli implantlar ile karşılaştırmıştır. Çıkarma torku deneylerinde, yüzeyine çift asitleme tekniği uygulanan implantın tork değerinde belirgin artış görüldüğü belirtilmiştir. Park ve Davies (2000) çift asitleme tekniğinin osteojenik hücre aktivitesini artırarak implant yüzeyinde kemik oluşumunu sağladığını belirtmektedir. Asit ile pürüzlendirme yönteminin esas avantajı osteojenik hücre aktivitesini artırması ve kemik apoziyonunu hızlandıran yüzey pürüzlülüğü sağlamasıdır (Park ve Davies, 2000; Cho ve Park, 2003; Guehenec ve ark., 2007).

2.4.2.2.2. Anodizasyon ile Pürüzlendirme

Anodizasyon ile pürüzlendirme, implantın H₂SO₄, H₃PO₄, HNO₃, HF gibi elektrolit çözeltilisine batırılıp belirli bir potansiyelin uygulandığı (100 V) ve yüzeyde değişen çapta mikro gözenekli ve oksit katmanının artmasına neden olan elektrokimyasal bir yöntemdir (Guehenec ve ark., 2007; Gupta ve ark., 2010). Anodizasyon tekniğinin avantajı, materyalin biyoyuymuluğunu ve implant yüzeyinde hücre adezyonu ile proliferasyonunu artırmasıdır (Gupta ve ark., 2010).

Titanyum implantlarda biyoyuymululuk, etrafını saran 5 nm civarındaki oksit tabakasına bağlıdır. Bu oksit tabakasının kalınlaşması kemik cevabını da olumlu olarak etkileyecektir (Henry, 2000). Sul ve ark. yaptıkları çalışmada implant yüzeyindeki oksit tabakasının artmasının çıkarma tork değerlerinde artışa neden olduğunu belirtmişlerdir (Sul ve ark., 2002).

Anodizasyonun sonucunda titanyum yüzeyindeki oksit tabaka 600-1000 nm veya daha kalın olmaktadır. Anodizasyon ile oksit tabakasının artması implant materyal biyo-uyumluluğunu, kemik cevabını ve çıkarma torkunu artıracaktır (Sul ve ark., 2002; Le Guehenec ve ark., 2007). Jungner ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada anodizasyon ile pürüzlendirilmiş implantlarda osseointegrasyonun düz yüzeyli implantlara göre belirgin derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Glaser ve ark. (2000) anodizasyon ile pürüzlendirilen implantlarda yaptıkları çalışmada D4 kemik densitesine uygulanan 27 adet implantı rezonans frekans analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. İlk ay rezonans frekans analizi değerlerinde düşme görülmüştür. İlk aydan sonra değerler zamanla artmıştır. Bir sene sonunda servikal bölgede kemik kaybı 1mm civarında olmuştur ve başarı oranı % 100 olarak belirtilmiştir.

2.4.2.3. Biyokimyasal Metotlar

2.4.2.3.1. İmplantların Flor ile Modifiye Edilmesi (Kaplanması)

İmplantlar belirli uygulama ve gereksinimlere bağlı olarak çeşitli materyaller ve moleküller ile kaplanabilmektedir. Flor iyonlarının kemiğin kalsifikasyonunu artırdığı bilinmektedir ve bu nedenle implantların flor iyonları ile kaplanmaları gündeme gelmiştir. Flor iyonu diş minesindeki hidroksiapatit ile temasa geçince yüzeyde kalsiyumfosfat ve floroapatit kristalleri oluşmaktadır. Bu kristalin tabaka mine yüzeyini asit ataklara karşı güçlendirerek çürük oluşmasını önler. Bu sebeple diş hekimliğinde koruyucu olarak bu element kullanılmaktadır (Gaviria ve ark., 2014).

Titanyum materyali flor iyonuna karşı biyoaktif bir yapıya sahiptir. Asidik bölgede flor iyonları titanyum materyalinin etrafında oluşan oksit tabakayı yıkarak hidroksiflorür oluşturur (Gaviria ve ark., 2014). Bu dezavantajın aksine flor iyonlarının titanyum üzerindeki bu çözücü etkinliği hem yüzey pürüzlülüğüne hem de osseointegrasyonunun artmasına sebep olur (Lan ve ark., 2012). Ayrıca, florun osteoblastik aktiviteyi ve dolayısı ile kemik rejenerasyonunu da artırdığı belirtilmiştir (Lan ve ark., 2012).

2.4.2.3.2. İmplantların Kalsiyum Fosfat (CaP) ile Kaplanması

Dental implant yüzeyinde hidroksiapatitten oluşan kalsiyum fosfat kaplama implant yüzeyinde osseointegrasyonun sağlanması için uygulanan metotlardan birisidir. Kalsiyum fosfat aşağıdaki nedenlerden dolayı implant yüzey kaplamasında kullanılır;

- Kemik dokusuna olan benzerliği
- İmplant yüzeyinde hidroksiapatit oluşturma yeteneği
- Osteokondüktif özellik göstermesi
- Endojen kemik morfogenetik proteinlerine bağlanabilmesi ve depo etmesi (Ong ve ark., 2004).

İmplant uygulanmasının ardından implant kemik arasındaki bölgede kalsiyum fosfat iyonlarının salınımının bu bölgede biyolojik apatit birikimi sağladığı belirtilmektedir. Bu apatit tabakası endojen proteinler içerir ve bu sebeple osteojenik hücre göçüne ve birikimine sebep olur (Wennerberg ve Albrektsson, 2009).

2.4.2.3.3. İmplantların Hidroksiapatit (HA) ile kaplanmaları

Subperiostal implantın hidroksiapatit (HA) ile kaplanması implanta doğrudan kemik teması olasılığını artırmak için uygulanmaktadır (Minichetti, 2003). HA kaplamanın kullanılması 1990'ların başında popüler hale gelmiştir. Bununla birlikte literatürde HA kaplı implantların kullanımı ile ilgili çalışma sayısı azdır (Benjamin, 1992; Golec ve Krauser, 1992). HA kaplamanın direkt kemik-implant ara yüzü meydana gelmesinde avantajları olduğu ve yumuşak doku rejenerasyonunu artırdığı belirtilmiştir (Minichetti, 2003).

Dental implantların yüzey özelliklerini değiştirmek için plazma sprej, kumlama, sol-jel kaplama, elektroforetik çökme ve biyomimetik birikme gibi metotlar uygulanmıştır. Klinik olarak yalnızca plazma sprej metodu uygulanmaktadır. Bu metotta HA seramik partikülleri yüksek sıcaklıkta basınç ile titanyum yüzeye püskürtülür. Titanyum ve HA birleşerek film tabakası oluşturur. Bu kalınlık 1-2 µm ile 1-2 mm arasında değişir. Kaplamanın yüzeye mekanik olarak tutunması için kaplamadan önce titanyum yüzeyi mutlaka pürüzlendirilmelidir (Guehennec ve ark., 2007).

Plazma sprej tekniğinin dezavantajları, HA materyalinin sprej şeklinde uygulanması esnasında meydana gelen pöröziteler, titanyum ile birleşim noktalarında meydana gelen stresler ve püskürtülen HA tozunun titanyum üzerinde % 100 kristalize olamamasıdır (Filiaggi ve ark., 1991; Le Guehennec ve ark., 2007). Bunun yanı sıra

HA kaplamanın mikroorganizma tutulumunu arttırdığı ve implant başarısını olumsuz etkilediği belirtilmektedir (Le Guehennec ve ark., 2007).

2.4.3. Dental İmplant Çeşitleri

Çene kemiğine yerleştirilen implantlar şu şekilde sınıflandırılır (Hobo, 1990).

- 1- Kemik içi implantlar
- 2- Subperiostal implantlar
- 3- İntramukozal implantlar
- 4- Transmandibular implantlar
- 5- Endodontik implantlar

2.4.3.1. Subperiostal İmplantlar

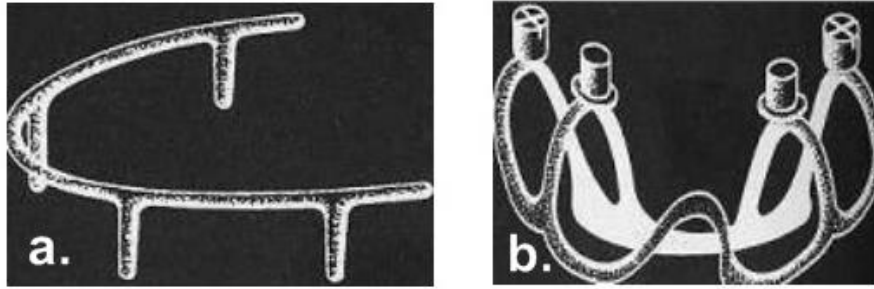
Subperiostal implantlar ilk olarak 1940 yılında tanıtılmıştır (Linkow ve Ghalili, 1999; Branemark, 1983) (Şekil 2.4). Periost altında kemik yüzeyi doğrultusunda oluşan iskelet yapıdan oluşmakta olan subperiostal implantın, abutment bağlantısı vidalar ile sağlanmaktadır (Piermatti ve ark., 2011). Subperiostal implantın tasarımı üretildiği ilk tarihten günümüze kadar Lew ve Linkow gibi birçok klinisyenin modifikasyonlar yapması ile değişikliğe uğramıştır (Lew, 1981; Linkow, 1979). Başlangıçta tamamen kemik teması ile uygulanan subperiostal implantlar daha sonra Linkow'un kemik boyunca her noktada temas etmek yerine 3 noktada kemik teması sağlayan tripodal tasarımı ile uygulanmaya başlanmıştır. Genial tüberküller, simfiz bölgesi ve eksternal oblik kret kortikal temas noktalarıdır. Bu tasarım ile implant kaynaklı rezorpsiyonun önlenmesi amaçlanmıştır (Wagner, 1996).

Günümüzde mandibular atrofinin yoğun olarak görüldüğü vakalarda kısıtlı da olsa kullanılmaktadır. Kök formu implantların aksine subperiostal implantlar bireye özgü olarak üretilir. Bu sebeple klinik muayene sonrası protetik yapının bölgeye uyumu daha fazla olur (Piermatti ve ark., 2011).

Subperiostal implantların osseointegrasyonunu artırmak için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Hidroksiapatitle kaplama fikri Rivera (1980) tarafından ortaya çıkmıştır. Hidroksiapatitle implant yüzeyinin kaplanması, kemik-implant birleşmesi olasılığını

arttırır ve fibro-integrasyondan doğan başarısızlıkların önüne geçilmesini sağlar (Minichetti, 2003).

Kısa ve çap genişliği fazla olan konik implantların piyasaya çıkması ile subperiostal implantların kullanımı kısıtlı hale gelmiştir.



Şekil 2.4: Tanıtılan ilk subperiostal implant tasarımları. (Linkow ve Ghalili, 1999; Branemark, 1983) **a.** Dahl'in subperiostal implantı **b.** Weinberg'in subperiostal implantı

2.4.3.2. İnamukoza İmplantlar (Submukoza İmplantlar)

İmplantlar periost ile mukoza arasına yerleştirilen subperiostal implanta benzer tasarımı olan fakat daha küçük iskelet yapısına sahip implantlardır. Avantajı, periost dokusu kaldırılmadığı için kemik doku beslenmesinin bozulmamasıdır. Bu implant çeşidinde metal iskeletin etrafında yumuşak doku oluşumu gözlemlendiğinden dolayı başarısızlık ihtimali yüksektir (Mitchell, 2015).

2.4.3.3. Transmandibular (Transosteal) (Transösseöz) İmplantlar

İleri derecede atrofik mandibula korpusunda kullanılması için Bosker (1983) tarafından geliştirilmiştir. İleri derece atrofik mandibula, 12 mm den düşük dikey kemik miktarı olarak tanımlanır ve transmandibular implantın esas endikasyonudur (Bosker ve Dijk, 1983; Maxson ve ark., 1989; Stellingsma ve ark., 2004). Transmandibular implant sistemi bir taban plakası, 5 adet kortikal vida ve 4 adet

transosseöz posttan oluşur (Şekil 2.5). Diğer titanyum implant sistemlerinin aksine % 70 altın, % 5 platinyum, % 12.8 gümüş ve % 12.2 bakır alaşımından oluşur. Biyo inert olması ile birlikte histolojik bilgiler yalnızca hayvan çalışmaları ile sınırlıdır (Arvier ve ark., 1989).

Transmandibular implantlar genel anestezi altında ve ekstraoral olarak uygulanmaktadır (Stellingsma ve ark., 2004). Mandibular korpusun alt sınırına yerleştirilen taban plakası kortikal vidalar ile üst parçaya sabitlenir. Transosseöz postlar taban plakasından uygulanarak stabilite sağlar ve ameliyat sonrası birbirlerine bağlanarak 2 dişlik kantilevere izin verir (Maxson ve ark., 1989).

Dezavantajı genel anestezi gerektirmesi ve postlar etrafında aşırı kemik kaybı görülmesidir ve mandibular bölgede fraktür, enfeksiyon, parestezi, post etrafında hiperplazi gibi komplikasyonlar görülebilir (Paton ve ark., 2002; Stellingsma ve ark., 2004).



Şekil 2.5: Transmandibular implant sisteminin bileşenleri: Bir taban plakası, 5 adet kortikal vida ve 4 adet transosseöz post.

2.4.3.4. Endodontik İmplantlar

Endodontik implantlar dişin kökü boyunca uzanan ve apeksinden kemik sahaya kadar ulaşan materyallerdir. Kök-kuron oranını ve kök stabilitesini artırır (Ingle 2008).

Endodontik implantların endikasyonları şunlardır: (Frank, 1967)

- Tek diş bölgesinde periodontal doku kayıpları
- Dişte horizontal kırık olduğu durumda kök kısmı alındıktan sonra kuron kök oranının tekrar sağlanması
- Diş kökünde patolojik doku sebebiyle rezorpsiyon varlığı
- Kısa köklü dişler

2.4.3.5. Kemik İçi İmplantlar

Kemikte driller yardımı ile implant yuvası oluşturulması sonucu kortikal ve trabeküler alanlara temas eden stabilitesini osseointegrasyon ile sağlayan implant çeşididir. Günümüzde en çok uygulanan implant çeşidi olup 4 tipi mevcuttur.

1. Blade tip implantlar

2. Vent tip implantlar

3. Silindirik tip implantlar

4. Konik tipi implantlar (Tapered implant)

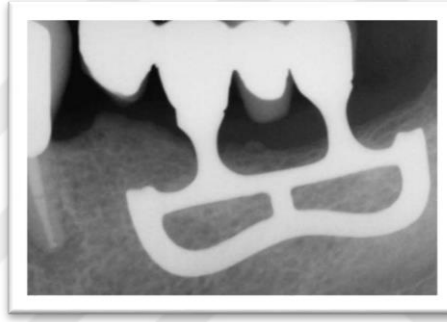
2.4.3.5.1. Blade Tip İmplantlar

Endösseoz blade tip implant 1963 yılında Ralph Roberts ve Leonard I. Linkow tarafından tanıtılmıştır. Ardından 1967 yılında ilk olarak dişsiz hastada kullanılmıştır. Bu tarihten sonra birçok hastaya blade tip implant yapılmıştır (Dal Carlo, 2013).

Blade tip yani bıçak sırtı tarzında olmasının verdiği fiziksel avantaj ile yaklaşık 1.6 mm'lik genişlikte olması özellikle ince kretli çenelerde konik ve silindirik tip implantların uygulanamayacağı veya implant öncesi greftleme işlemlerinin gerektiği vakalarda endikedir (Linkow ve ark., 1973; 1984; Dal Carlo, 2013) (Şekil 2.6). Blade

tip implantların trikortikalizm özelliği vardır. Yani implant uygulandığında, bazal kemik trabeküler kemik ve kortikal kemiğe aynı anda temas edebilmektedir (Dal Carlo, 2013). İmplant uygulanması sırasında paralelliğinin öngörülebilir olması ve immediyat yapılabilmesi diğer avantajlarından. Dal Carlo ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada atrofik mandibulaya immediyat uygulanan blade tip implantların prognozlarını yeterli bulmuşlardır.

Takip eden yıllarda blade tip implantların emergent, semi-emergent veya buried olarak farklı tasarımları üretilmiştir. Günümüzde D4 kemik yoğunluğu ve atrofik çenelerde alternatif metot olarak düşünülmektedir (Linkow, 1984; Dal Carlo, 2013).



Şekil 2.6: Blade tip implantın panoramik filmde görüntüsü.

2.4.3.5.2. Vent Tipi İmplantlar

Osseointegrasyonun sağlanmasında avantaj sağlaması amacı ile implant tasarımına genellikle silindirik tarzda boşluk eklenen implantlardır (Şekil 2.7).

Bu tip implantlarda esas amaç daha geniş ankraj yüzeyi sağlayarak etraf kemik dokusunda kemik defektinin azaltılması ve implant hacminin küçültülmesidir (Sutter ve ark., 1988). İmplant gövdesinde bulunan delikte osseointegre olan kemik doku fizyolojik yüke maruz kaldığında şok emilimi sağlar ve kemik implant ara yüzeyindeki kayma direncini artırır (Lubar ve Katin, 1990).



Şekil 2.7: Farklı tasarımlara sahip vent tipi implantlar.

2.4.3.5.3. Silindirik İmplantlar

Sınır doğrultuları birbirine paralel olan ve yüzey pürüzlülüğünün genellikle plazma sprey veya hidroksiapatit kaplama ile sağlandığı implantlardır. Günümüzde oldukça sık kullanılmakta olup başarılı sonuçlar alınmaktadır (Capilla ve ark., 2007) (Şekil 2.8).

İmplantın primer stabilitesinin sağlanmasının önemine rağmen farklı çeşitlerde birçok implant tasarımı bulunmaktadır. Silindirik implantların sokete yerleştirilmesi esnasında konik implantlara oranla daha az sıkışma kuvvetine maruz kaldığı bildirilmektedir. Konik implantların sokete yerleştirilmesi sırasında sıkışma kuvvetine daha fazla maruz kaldığı için primer stabilitesinin daha fazla olduğu belirtilmiştir (Carlos, 2015). Fakat sıkışma (Kompresyon) kuvvetinin artması % 30 oranında çekme (Tensile) kuvvetinin artmasına ve % 65 oranında makaslama (Shear) kuvvetinin artmasına sebep olur. Kemik doku makaslama kuvvetlerine karşı dayanıksızdır. Son yıllarda yaygınlaşan yumuşak geçişli silindirik implantlar hekime operasyon sırasında implantın daha kolay yerleştirilmesine olanak verir. Ancak yükleme sonrası kemik rezorpsiyonunun arttığı belirtilmektedir (Misch, 2008).

Silindirik tip implantlarda osseointegrasyon, implant yerleştirildikten sonra başlar. Fakat yüzey özelliklerinin de asit etch, kumlama, titanyum veya kalsiyum hidroksit kaplama gibi işlemlerden geçirilmesi gerekmektedir (Misch, 2008).

Aynı çaptaki silindir düz yüzeyle bir implant yivli bir implanta göre % 30 oranında daha az yüzey alanına sahiptir (Misch, 1999). İmplantların makro tasarımlarının yani yivlerinin sayısının ve derinliğinin artırılması ile implant-kemik temas alanı artırılabilir. Albrekston ve ark. yaptıkları çalışmada, aynı boydaki implantların yiv sayılarının % 50 oranında artırılması ile yüzey alanının yaklaşık olarak % 15 oranında artırılabilceğini bildirmişlerdir (Albreksson ve Zarb, 1993).

2.4.3.5.4. Konik Tip İmplantlar

Günümüzde en çok tercih edilen implant çeşidi olan konik implantlar doğal diş köküne benzer şekilde tasarlanmışlardır (Şekil 2.8). Bu tip implantlar estetiğin önemli olduğu bölgelerde silindirik implantlara göre avantajlıdır. Ayrıca dişin yakınına yerleştirilmesi sırasında kök perforasyonu oluşturma riski daha düşüktür (Shapoff, 2002). İmmediyat uygulamalarda da konik tasarıma sahip implant sıkışma (Kompresyon) kuvveti oluşumu ile stabiliteyi arttıracığı için tercih edilmektedir.

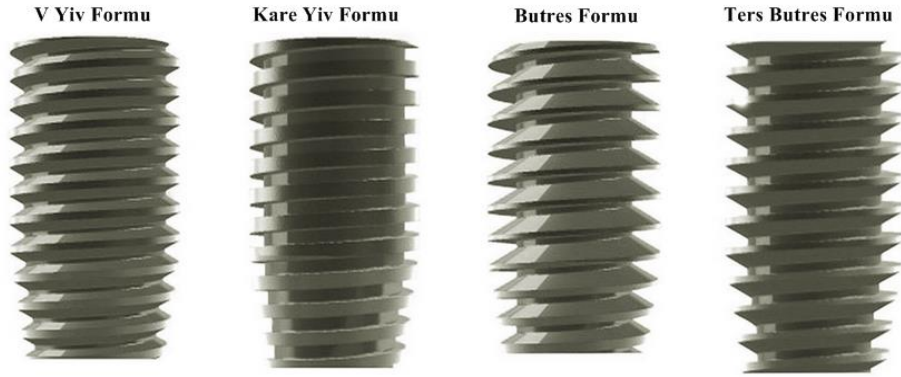
Konik tipteki osseointegre bir implant, oblik gerilim ve sıkışma kuvvetlerini, ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeyleri üzerinden kemiğe iletir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine direnci artar (Skalak, 1983; Chess, 1990). Silindirik tipi bir implantta, makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece implant kemik bağlantısı sağlarken konik tasarıma sahip implantta bu stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıması gerekmez (Skalak, 1983).



Şekil 2.8: Silindirik ve konik implant tasarımları.

2.4.4. İmplant Yiv Formu Tasarımı

İmplantın yiv formu, açısı, adımı, primer stabilite ve osseointegrasyon açısından önemlidir. Farklı marka ve modellerde implantların bu değerlerin değiştiği görülmektedir. Günümüzde kullanılmakta olan implantların yivleri V-şekli, kare şekli, butres ve ters butres formlarında bulunur (Boggan ve ark., 1999) (Şekil 2.9).



Şekil 2.9: Günümüzde kullanılmakta olan implant yiv formları. (V yiv formu, kare yiv formu, butres formu, ters butres formu)

Yiv formunun açısı implantın dikey doğrultusu ile yiv yüzeyi arasındaki açıya verilen isimdir. Vida adımı iki implant yivi arasındaki mesafeyi belirtir (Abuhussein ve ark., 2010). Vida adımı azaldıkça implant yüzeyi artar fakat stres de bu oranda artmaktadır (Wilson ve ark., 2016). Abuhussein ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada vida adımının trabeküler kemikte kortikal kemikten daha fazla stres meydana getirdiğini belirtmişlerdir.

Yiv derinliği, implant gövdesi ile yivin en dış noktası arasındaki mesafedir. Yiv derinliğinin artması, yüzey alanını artırır ve dolayısı ile primer stabilite artar (Wilson ve ark., 2016). Yiv adımı arttıkça başka bir ifade ile yiv sayısı azaldıkça implantın yerleştirilmesi kolaylaşır.

Kare yiv formu baskı kuvvetlerini kemiğe dikey kuvvet ile ileterek en uygun yüzey alanına sahiptir. V yiv formu kemikte makaslama kuvvetleri meydana getirdiği için en risklisidir. Özellikle D4 kemiklerde makaslama kuvvetini en az oluşturacak şekilde tasarlanan yiv formu implantların kullanılması önerilir. Bunun yanında makaslama kuvvetinin azalması, kemiğe gelen yük transferinin artmasına neden olur (Bidez ve Misch, 1992; Ko ve ark., 1992). Yük transferinin artması istenen bir durumdur.

Silindirik ve konik implantlar karşılaştırıldığında konik implantların apekse doğru daralan formu bu bölgedeki yiv çapının azalmasına neden olacaktır. İmplant tasarımından kaynaklanan bu değişiklik konik implantlarda yüzey alanının azalmasına sebep olmaktadır (Misch, 2005).

2.4.5. İmplantın Başarısını Etkileyen Faktörler

İmplantın prognozunun iyi olabilmesi için şu faktörlere dikkat etmek gerekir (Albrektsson ve ark., 1986; Kopp ve ark., 2013).

- 1- Mobilitenin olmaması
- 2- Peri-implant radyolusensinin bulunmaması
- 3- Yıllık 0.2 mm den az kemik kaybı
- 4- Birinci yılın sonunda dikey kemik kaybının 0.2 mm den az olması

- 5- İmplant yerleştirilen bölgenin asemptomatik olması (Ağrı, enfeksiyon ve parestezinin olmaması)

2.5. Kemik Değerlendirilmesi

2.5.1. Kemiğin Yapısı

Kemik dokusu, bol miktarda kalsifiye ekstrasellüler matriks içeren bağ dokusu hücrelerinden meydana gelen yapıdır. Bu yapının vücut iskeletini oluşturması, vital organları koruması ve kalsiyum-fosfat deposu olarak 3 önemli fonksiyonu bulunur. Kemik dokusu kemik matriksinin mekanik desteğini korumak için sürekli yapım ve yıkım olaylarını yürüten hücreler içerir. Bu olaylar iki özelleşmiş hücre türü tarafından sağlanır.

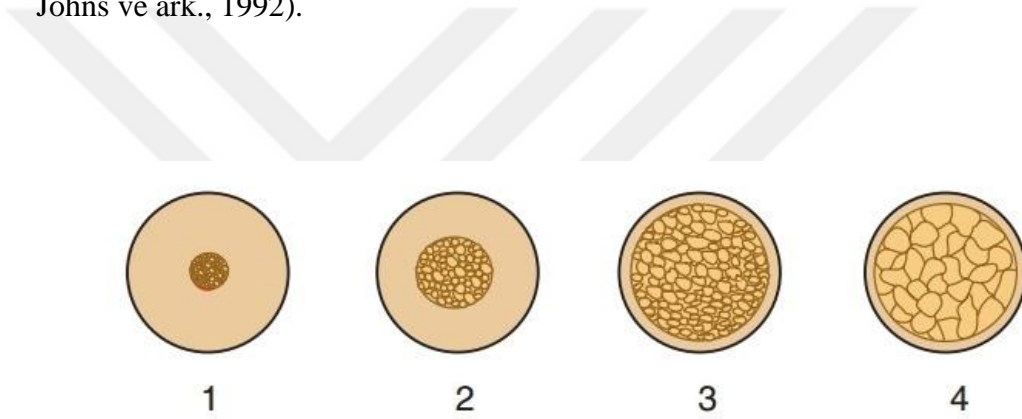
Osteoblastlar yeni kemik matriksi sağlarken osteoklastlar kalsifiye matriksin yıkımı ile görevlidir. Kemik matriksi % 95 oranında tip 1 kollojen içerir ve kemik dokusunda bulunan tek kollojen tipi tip 1 kollojendir. Kemik matriksinin geri kalan kısmını proteoglikanlar oluşturur. Mineralizasyonda görevli olmasıyla birlikte TGF (Transforming growth factor), FGF (Fibroblast growth factor) gibi birçok büyüme faktörü ihtiva eder. Kollojen olmayan proteinler osteoblastlar tarafından sentezlenirler. Osteokalsin en çok bulunan proteindir. Kemiğin diğer kollojen olmayan proteinleri osteopontin, sialoprotein ve hücreleri kemik matriksine bağlayan trombospondindir (Geusens, 1998).

İmplant materyali kemik içine yerleştirildiğinde kemikte bazı biyolojik değişiklikler meydana gelir (Stanford, 2008). Hücreler ve implant materyali arasındaki temas noktalarında, belirli genlerin aktivasyonu ile hücrelerin yeniden şekillenmesine yol açan bir dizi reaksiyon başlamaktadır. Osteoblast ve osteoklast aktivasyonu ile dental implant yüzeyinde erken kemik formasyonu oluşmakta ve mineralizasyonla kemik formasyonu tamamlanmaktadır (Yoon ve ark., 2016).

2.5.2. Kemik Sınıflandırılması

Kemik densitesi ile implant başarısı arasındaki ilişki 25 yıldan uzun süredir incelenmektedir. Bu doğrultuda birçok araştırmacı tarafından kemik sınıflandırmaları

yapılmıştır. Linkow ve Chercheve (1990) kemiği kortikal ve trabeküler yapılarına bakarak 3 kategoriye ayırarak sınıflandırmıştır. Sınıf 1 ve sınıf 2 kemik ideal olarak kabul edilmiş ve sınıf 3 te trabeküler yapının arttığı ve implant açısından uygun olmadığı belirtilmiştir. Lekholm ve Zarb (1985) çene ön bölgesinde kemiği kortikal ve trabeküler yapılarına bağlı olarak, Q1-Q4 olmak üzere 4 sınıfa ayırmışlardır (Şekil 2.10). Sınıf 1 homojen kortikal kemiği ifade etmekte ve sınıf 4'e gidildikçe kortikal kemik azalmakta ve trabeküler kemik artmaktadır. Kemik densitesindeki bu farklılıklara rağmen uygulanan cerrahi yöntem aynıdır (Adell ve ark., 1981). Fakat yapılan çalışmalarda densitesi daha düşük kemiğe yapılan implantların prognozunun daha düşük olduğu görülmüştür (Schnitman ve ark., 1988; Jaffin ve Berman, 1991; Johns ve ark., 1992).



Şekil 2.10: Lekholm ve Zarb 1985'te çene ön bölgesinde kemiği kortikal ve trabeküler yapılarına bağlı olarak, Q1-Q4 olmak üzere 4 sınıfa ayırmıştır (Lekholm, 1985). Q1 kemiğin homojen kompakt kemikten oluştuğunu Q2 kemikte kalın bir kortikal kemik tabaka ile trabeküler kemiği çevrelediği, Q3 kemikte ince kortikal kemiğin trabeküler kemiği çevrelediğini ve Q4 kemikte ince kortikal kemiğin düşük densitedeki trabeküler kemiği çevrelediğini belirtmektedir (Lekholm, 1985; Misch, 1990).

1993 yılında Misch drilling işlemi sırasında kemiğin direncini göz önünde bulundurarak D1-D4 olarak 4 sınıfta incelemiştir (Misch, 1990). Günümüzde kemik densitesinin değerlendirilmesine Misch sınıflandırması en çok tercih edilen metottur. Çalışmada da Misch kemik sınıflandırılması kullanılarak analiz yapılmıştır.

Misch tarafından (1999) yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması şu şekildedir:

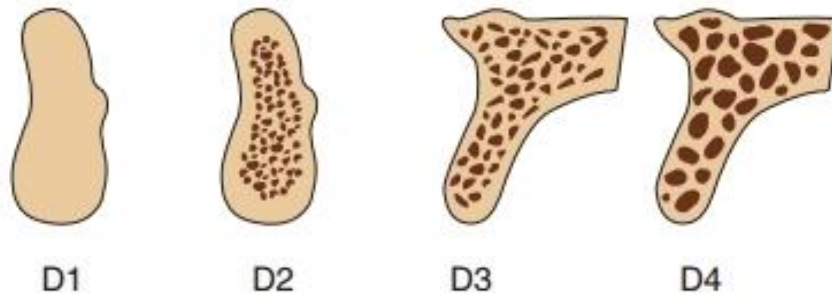
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olan yoğun kortikal kemiktir ve genellikle ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz mandibular ön bölgede görülür.

D2 kemik: Dens ve pöröz kortikal kemik ve trabeküler kemiktir; mandibular ön bölgede, mandibular arka bölgede ve maksiller ön bölgede rastlanılır (Şekil 2.12).

D3 kemik: İnce, pöröz kortikal kemik ve düşük densiteli trabeküler kemikten oluşur; maksilla ön bölgede, maksilla arka bölgede, mandibula arka bölgede görülür.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturmaktadır. Maksilla arka bölgede görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonunu tamamlayamamış, olgunlaşmamış çok yumuşak kemiği tanımladığı için sınıflandırmada belirtilmez (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Misch'in kemik sınıflandırılması. (Misch, 1990)

Kemik Tipinin Anatomik Lokasyona Göre Sınıflandırılması				
Kemik tipi	Maksiller Ön Bölge	Maksiller Arka Bölge	Mandibular Ön Bölge	Mandibular Arka bölge
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Şekil 2.12: Misch'e göre kemik tipinin anatomik lokasyona göre sınıflandırılması (Misch, 1990).

Misch (1990), farklı kemik densiteleri için farklı implant tasarımları önermiştir. Yazar kemik dokusunun D1 ve D4 densite arasında 10 katlık bir güç ve esneklik farkına sahip olduğunu bildirmiştir.

2.6. Fonksiyonel Kuvvetler ve Biyomekanik

2.6.1. Biyomekanik Kavramlar

2.6.1.1. Stres (Gerilim)

Deformasyon oluşturmak üzere bir maddeye uygulanan kuvvete karşı bir direnç oluşur. Meydana gelen bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvetle eşdeğer ancak yön olarak zıttır ve bu stres olarak tanımlanır (Choi ve ark., 2006).

Yönlerine göre stresler üçe ayrılmaktadır. Kütleli uzatmak veya germek için uygulanan kuvvet sonucunda oluşan strese çekme (Tensile), kütleli sıkıştırma veya kısaltmaya çalışan kuvvet sonucunda oluşan gerilimler sıkıştırma (Kompresyon), kütleli çevirme veya kaydırmaya zorlayan kuvvet sonucunda oluşan stres ise makaslama (Shear) gerilimi olarak adlandırılır. Çekme gerilimleri (+) pozitif, sıkıştırma gerilimleri (-) negatif işaret alırlar. Sıkıştırma tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde sıkı bir ilişki sağlamaya sebep olurken, makaslama ve çekme tipi kuvvetler

kemik implant ara yüzeyinde nesnelere birbirinden uzaklaştırmaya sebep olan yıkıcı kuvvetlerdir. Makaslama tipi kuvvetler diğer kuvvet vektörleriyle kıyaslandığında implant için en yıkıcı tip kuvvetlerdir. Genel olarak implant protez sisteminde en iyi kabul edilebilen kuvvetler sıkışma tipi kuvvetlerdir (Philips, 1991).

2.6.1.2. Strain(Gerinim)

Strain, madde herhangi bir tür strese maruz kaldığında deformasyon sonucu yapının birim uzunluğunda meydana gelen boyut değişimidir. Yani strain deformasyonun orijinal boyutu olarak tanımlanabilir (Caputo, 1987; Craig, 1993). Ancak oransal bir değer olduğu için birimi yoktur.

Strain elastik ve plastik olmak üzere 2'ye ayrılır. Elastik strainde deformasyon kuvvet kalkınca geri döner. Plastik strainde ise madde içindeki atomlar kalıcı olarak yer değiştirdiği için geri dönüş mümkün olmaz (Caputo, 1987).

$$\text{Strain} = \text{Birim boyutta meydana gelen değişiklik} / \text{Orijinal uzunluk}$$

2.6.1.3. Poisson Oranı

Maddenin strese maruz kalması ile maddede değişim 3 boyutlu olarak meydana gelir. Poisson oranı maddenin boyca gösterdiği deformasyon oranı / maddenin ence gösterdiği deformasyon oranı olarak açıklanabilir (Philips, 1991; Craig, 1993).

2.6.1.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranıdır. Gerinim (strain) yük altındaki bir malzemenin yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade etmektedir. Gerilim ise stres değeridir. Yani bir cisme yüksek oranda stres uygulanıp çok az şekil değişikliği meydana getirilirse o cismin elastisite modülü (Young modülü) yüksektir (Caputo, 1987).

2.6.1.5. Homojenlik

Materyalin her noktasında aynı olduğunu belirtir (Caputo, 1987; Hancı M, 2000).

2.6.1.6. İzotropik

Materyalin mekanik özelliklerinin her noktasında aynı olduğu durumdur (Caputo, 1987; Hancı M, 2000).

2.6.1.7. Lineer elastik

Stres altında maddede oluşan birim zamandaki uzamanın veya strainin uygulanan kuvvetler ile doğru orantılı olarak değişkenlik göstermesidir (Caputo, 1987; Hancı M, 2000).

2.6.1.8. Von-Mises Gerilmesi (Von-Mises Stress)

Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır (Caputo, 1987).

2.6.2. Gerilme Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde, materyallerin gerilim dağılımlarının kullanılan materyalin şekil ve türüne bağlı olarak belirlenmesinde belirli gerilme analizlerinden yararlanılmaktadır (Hancı ve ark., 2000; Akca ve ark., 2002).

1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Metodu
2. Kırılgan Vernikle (Brittle lacquer) Kaplama Metodu
3. Fotoelastik Gerilme Analizi Metodu
4. Holografik İnterferometre ile Analiz Metodu
5. İki veya üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

2.6.2.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Metodu

Bu analiz metodunda gerinim ölçerin elektriksel direnci, yapıştırılan malzemenin bağlı olduğu iletkenin yük altında şekil değiştirmesiyle değişir. Malzemenin birim şekil değiştirme değeri gerinim ölçerin yapıştırıldığı noktada ölçülerek gerinim değerleri hesaplanır. Isırma kuvveti ile yapılan çalışmaların çoğu gerinim ölçerlerle yapılmaktadır (Hancı ve ark., 2000; Akca ve ark., 2002; Mammadzada, 2009).

2.6.2.2. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Tekniği ile Kuvvet Analizi Yöntemi

İncelenecek olan materyal üzerine 0.125-0.250 mm arasında bir vernik tabakasının püskürtülerek fırınlama sonrası ilgili bölgeye kuvvet yüklenmesi ve çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Mammadzada, 2009).

2.6.2.3. Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi

Fotoelastikiyet cam veya plastik gibi çeşitli saydam maddelerin gerilim altında çift kırılma özelliği göstermesi halidir. Işıl esneklik olarak da tanımlanmaktadır. Fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip fotoğraflandırılması esasına dayanır (Mammadzada, 2009).

2.6.2.4. Holografik İnterferometre ile Analiz Yöntemi

Tek bir fotoğraf ile deney parçası üzerindeki bütün noktalara ait bilgileri veren cihazdır. Yöntemin esası, lazer ışınının ikiye ayrılarak biri incelenecek cismi, diğeri plağının aydınlatılmasına dayanır. Bu şekilde kayıt işlemi yapıldıktan sonra fotoğraf plağı tekrar referans ışın ile aydınlatılırsa cismin görüntüsü üç boyutlu olarak ortaya çıkar. Holografik interferometri, test modelleri üzerinde tahribat meydana getirmeyen bir test yöntemidir (Mammadzada, 2009).

2.6.2.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, günümüzde karmaşık mühendislik problemlerinin hassas olarak çözülmesinde etkin olarak kullanılan bir sayısal metottur. İlk defa 1956 yılında uçak gövdelerinin gerilme analizi için geliştirilmiş olan bu metodun daha sonraki yıllarda diğ hekimliği gibi birçok alanda da problemlerin çözümünde başarı ile kullanılabileceği anlaşılmıştır.

Diğ hekimliğinde sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan ilk çalışma gümüş amalgam dolguların merkezine kuvvet uygulayarak gerilme dağılımının incelenmesi olmuştur (Mathewson ve ark., 1967). İmplantların sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ise ilk olarak Tesk ve Widera (1973) tarafından yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analizindeki temel düşünce, karmaşık bir probleme problemi basite indirgeyerek bir çözüm bulmaktır. Esas problemin daha basit bir probleme indirgenmiş olması nedeni ile kesin sonuç yerine yaklaşık bir sonuç elde edilmekte, ancak bu sonucun çözüm için daha fazla çaba harçayarak iyileştirilmesi ve kesin sonuca çok yaklaşılması hatta kesin sonuca ulaşılması mümkün olmaktadır.

Sonlu elemanlar analizinde çözüm bölgesi çok sayıda basit, küçük, birbirine bağlı sonlu eleman adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır ve matematiksel analizler ile gerilme dağılımı incelenir (Gümüş, 2007; Özçelik, 2010).

2.6.2.5.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Temel Aşamaları

Aşama 1:

- İmplant ve kadavra'dan elde edilen alt çene bazı programlar aracı ile 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılarak model elde edilir.
- Bu modellerin geometrisi analiz edilerek sınırlı sayıdaki geometrik şekillere bölünür. Geometrik şekiller belirli noktalarda birbirlerine bağlıdır ve bu noktalara düğüm 'node' adı verilir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.
- Modele edilen yapıların materyal değerleri tanımlanır. (Elastik modülü ve Poisson oranları)
- Analiz programında modellerin sınır koşulları belirlenir.
- Yapılacak olan yüklemenin doğrultusu ve niceliği belirlenir.

Aşama 2:

- Sonlu eleman modeli analizi gerçekleştiren program aracılığı ile meydana getirilir.
- Sonlu elemanlar ayrıştırılarak mesh'ler oluşturulur.

Aşama 3:

- Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.

Aşama 4:

- Sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır (Kurowski., 2004; Assuncao ve ark., 2009).

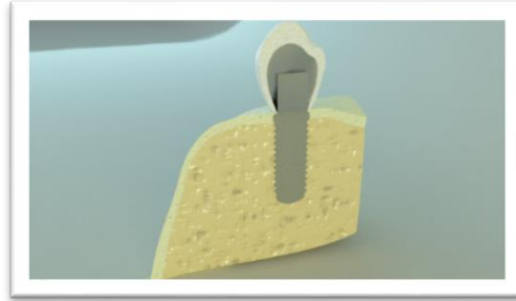
Kırılğan materyaller için asal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum Asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve Minimum Asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur (Tashkanki ve ark., 1996).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmada D1 ve D4 kemik densitesindeki 2 farklı mandibulanın silindirik ve konik titanyum implantlar ile tedavisinin araştırılması planlanmıştır. Titanyum alüminyum vanadyum alaşımından modellenen implantların, metal-seramik üst yapıların kullanılması ile implant ve çevresindeki kemikte oluşan gerilim miktarı araştırılmaktadır (Şekil 3.1).

Elde edilen model üzerinde alt çene 2. küçük azı bölgesine gelecek şekilde implant yerleştirilmiştir. Abutmanların desteklediği metal-seramik üst yapılar ile iletilen dikey ve 30° açılı 100 N (Newton)'lik çiğneme kuvvetlerinin implantların ve çevresindeki kemik dokusunda oluşturduğu gerilimlerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, gerilim analiz yöntemlerinden bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değerleri veren üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 3.1: Modellemenin metal-seramik üst yapı ile meydana getirilmiş hali.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada implantların yerleştirileceği mandibulanın, titanyum alaşımı implantların, abutmantların ve kuronun geometrik modelleri oluşturulmuştur.

3 boyutlu ağ yapısının dzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar analizi işlemi için Intel Xeon  R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 gb RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı (şekil 3.2).



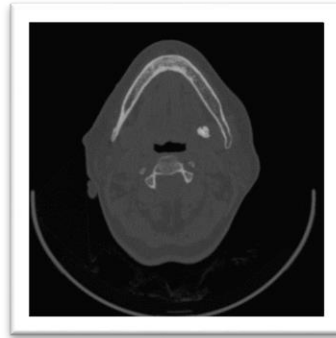
şekil 3.2: İmplantlar modellenmesinde kullanılan 3 boyutlu tarama cihazı. (Activity 880)

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin alt çeneye ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir.

3.1.1. Alt Çenenin Modellenmesi

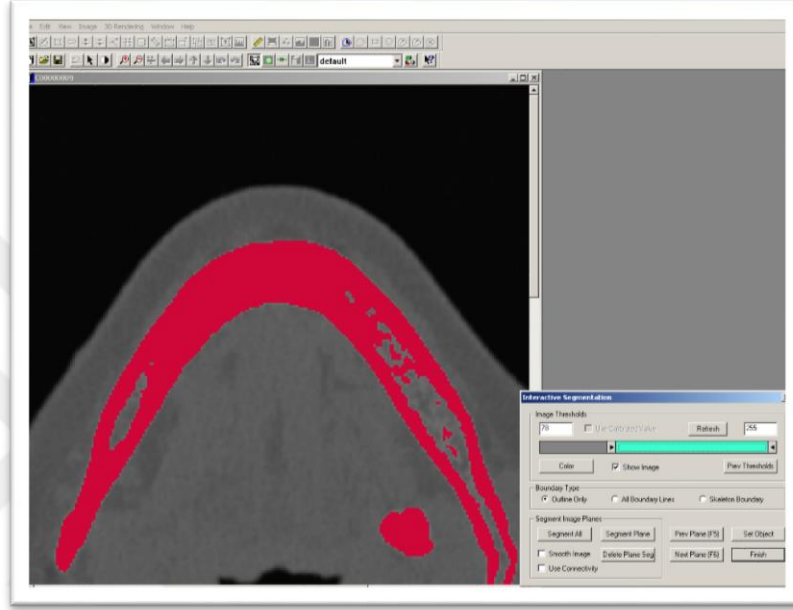
Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için kadavra mandibulasından yararlanıldı. Alt çene kemiği seçilirken kemik dikey boyutu 10 mm, bukko-lingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan A divizyonu tipindeki kemik seçildi.

Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, BT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) tarandı. Taramada 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi (Şekil 3.3). Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile tekrar elde edildi. Elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında dışa aktarıldı. Dışa aktarılan kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp. MA, ABD) yazılımına alındı.



Şekil 3.3: 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında yeniden 3 boyutlu olarak meydana getirilen BT görüntüsü.

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



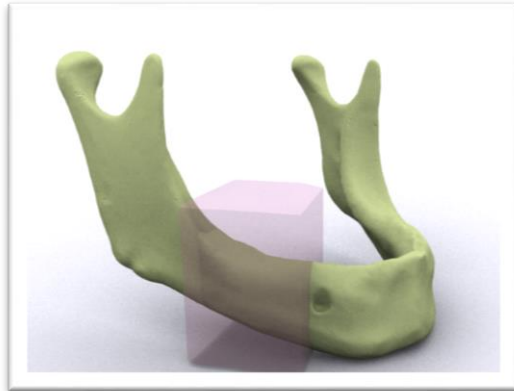
Şekil 3.4: Kemik ile yumuşak dokunun ‘Interactive segmentation’ yöntemi ile ayrıştırılması.

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “Interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı (Şekil 3.4). Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3.5). 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında dışarı aktarıldı.

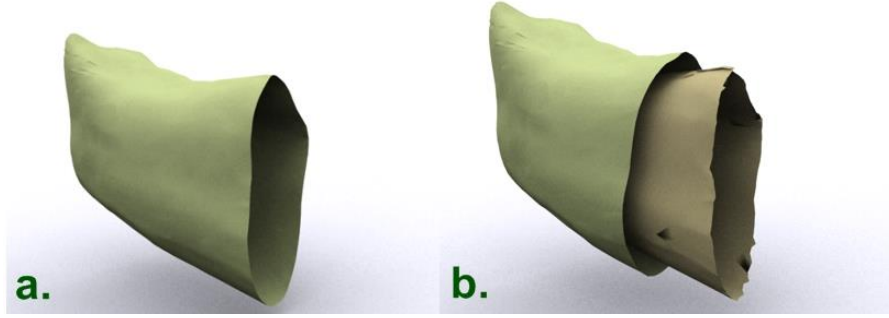


Şekil 3.5: 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında BT verileri ile meydana getirilen insan alt çenesi.

Program bu aşamada bilgisayar ortamında oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (Üstte 1,5mm, bukkal ve lingual bölgede 1 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir. Bu işlemlerin yapılması için, .stl veriler Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates ABD) yazılımına atılıp ofset yöntemi kullanılmıştır (Şekil 3.6, 3.7).



Şekil 3.6: Ofset işleminin uygulanacağı bölgenin bilgisayar ortamında gösterilmesi.



Şekil 3.7: Ofset uygulaması sonucu sonlu elemanlar analiz yapılacak olduğu kortikal ve trabeküler yapıların bilgisayar ortamında ayrıştırılması. **a.** Kortikal kemik **b.** Trabeküler kemik

Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır (Şekil 3.8). Bu işlemi gerçekleştirmek için alt çene modelinin istenen bölgesi üzerinde bir küp çizilmiş, çizilen küp ile alt çenenin kesiştiği alan, gereğinden fazla mesh için hafıza harcanmasını gerektirmeyen alt çene modeli elde edilmiştir. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.

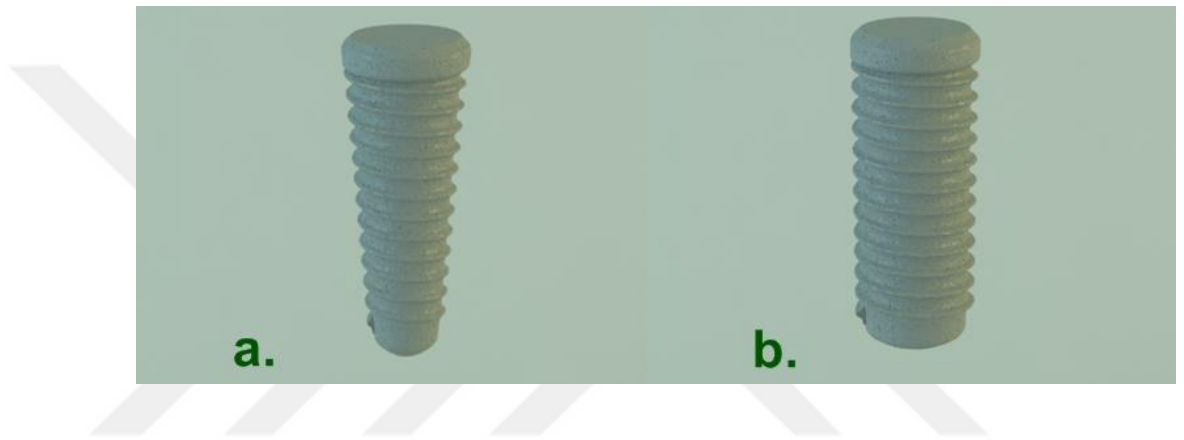


Şekil 3.8: Boolean yöntemi ile elde edilen kortikal ve trabeküler kemiklerin kesiti. **a.** Trabeküler kemik **b.** Kortikal kemik **c.** Trabeküler ve kortikal kemik

3.1.2. İmplantların Modellenmesi

Çalışmada ITI firmasına ait 4.0 10 mm'lik silindirik implantlar modellenmiştir. Konik implant ise tasarım etkenlerinin sabitlenmesi açısından aynı yiv derinliği mesafesi, çap ve boy olacak şekilde yeniden modele edilmiştir.

Firmadan tedarik edilen büyük boyuttaki implant modeli Smartoptics tarayıcısında taranarak 3d model elde edildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: Konik ve Silindirik implantların 3D tarayıcıda taranarak bilgisayar ortamında elde edilen modellemeleri. **a.** Konik İmplant **b.** Silindirik implant

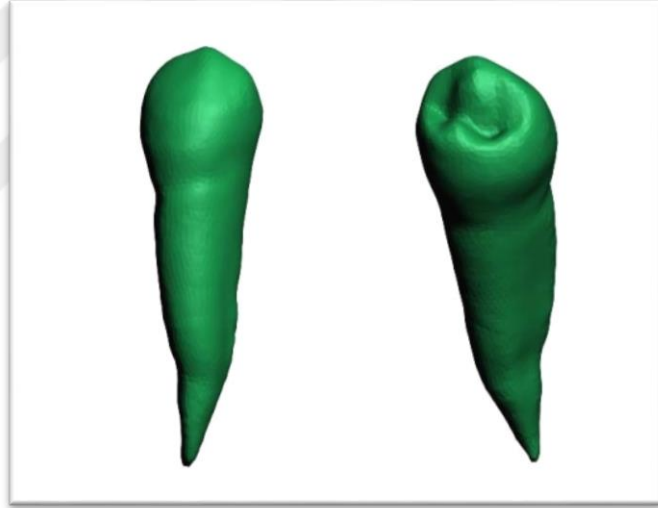
Tüm modeller Rhinoceros yazılımında birleştirildikten sonra, analize uygun hale getirilmiş oldular.

3.1.3. Porselenin Modellenmesi

Sağ alt 5 numaralı diş kuronunun anatomik yapısının modele edilebilmesi için Wheeler Atlası'ndan ilgili dişin boyutları ve ön, yan, üst ve alt görüntüleri alındı (Ash, 1984). Daha sonra Rhinoceros yazılımında diş bu görüntülere göre modellendi ve ölçeklendirildi (Şekil 3.10, 3.11). Dişin boyutları ile ilgili tablo aşağıdadır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. 2. Premolar dişin Wheeler Atlası'na göre boyutlarının sayısal değerleri. (Değerler mm cinsinden verilmiştir.)

Diş	Toplam Boy	Kuron Boyu	Kök Boyu	Meziyodistal kuron ekvator hattı	Meziyodistal kole	Bukkolingual kuron ekvator hattı	Bukkolingual kole
2. premolar	26,734	8,094	18,640	7,715	6,172	8,643	7,982



Şekil 3.10: Wheeler Atlası'ndan alınan verilere göre bilgisayar ortamında elde edilmiş alt çene birinci premolar diş.

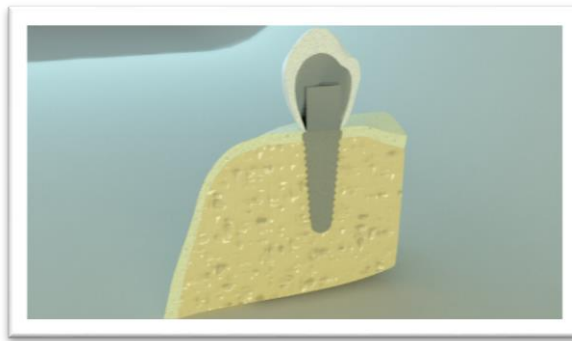
Diş modeli, Rhinoceros yazılımında çalışmada modellenmiş olan implantın, metal alt yapının ve abutmentin üzerine getirildi. Gerekli yerden kesildikten sonra metal alt yapı ile uyumlanması boolean işlemi ile yapıldı ve porselen model elde edildi.



Şekil 3.11: Wheeler atlasından alınan verilere göre bilgisayar ortamında elde edilmiş alt çene birinci premolar dişin görüntü katmanlarının yerleştirilmesi ile elde edilen modelin görünümü.

3.1.4. Metal Altyapının Modellenmesi

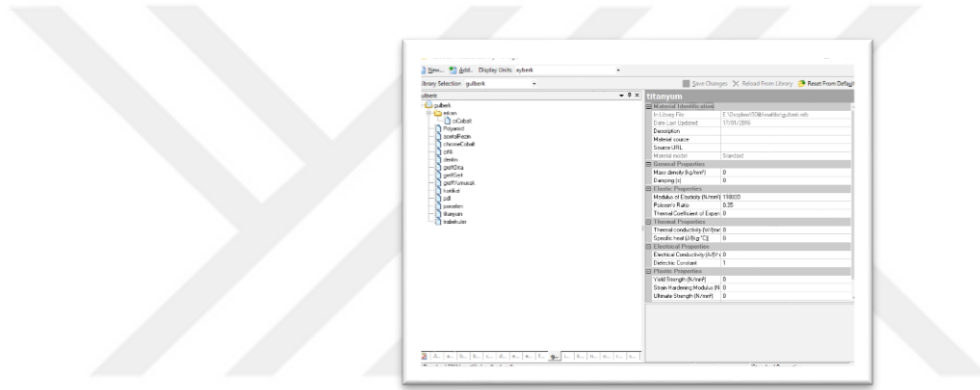
Metal alt yapı 0.5 mm kalınlıkta modellendi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: Metal alt yapının dikey kesitte görünümü.

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin alt çeneye ait olduğunu, diş implantları ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir (Şekil 3.13).



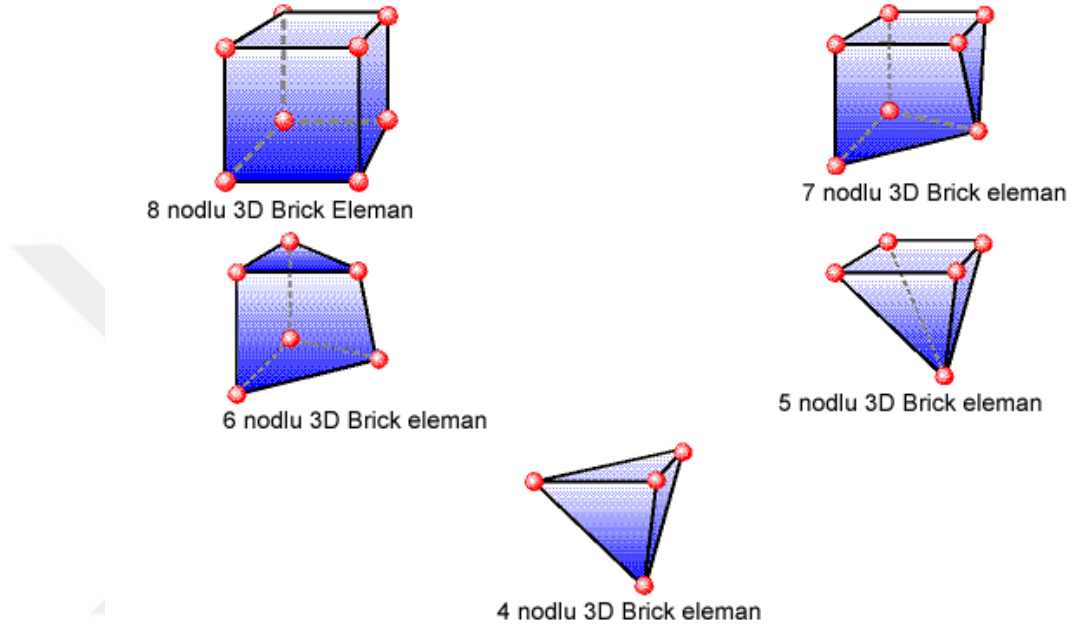
Şekil 3.13: Algor Fempro programına verilerin aktarılması.

3.3. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak aktarılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde 3 boyutlu ağ yapısının oluşturulması (Meshlenmesi) gerekmektedir.

3 boyutlu ağ yapısının oluşturulması işleminde, modeller mümkün olduğunca 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur (Şekil 3.14). Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde

bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.14: Düğüm noktalı elemanların şekil ile gösterilmesi.

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

Çene modelleri, diş implantları ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tabloda verilmiştir (Tablo 3.2). Oblik ve dikey yüklemde kullanılan eleman ve düğüm sayısı değişmediğinden tabloda ifade edilmemiştir.

Tablo 3.2: Çalışmadaki modellerin düğüm sayısı ve eleman sayısı.

İmplant Tasarımı	Kemik Densitesi	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Konik	D1	44172	222844
Silindirik	D1	43517	219243
Konik	D4	59329	307793
Silindirik	D4	58739	304642

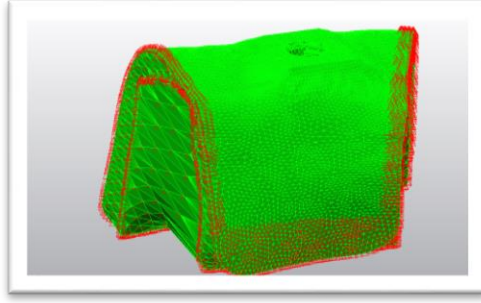
3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi

Oluşturulan matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin ve diş implantları ile çene kemiğinin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edilmiştir.

İmplantlar ise çene kemiğine % 100 osseointegre kabul edilmiştir.

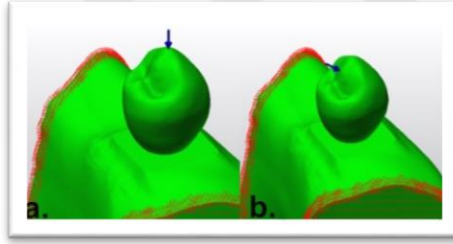
3.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için çevre noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde alt çenenin ön, arka ve alt kısımlarına sıfır serbestlik derecesi verilmiştir (Şekil 3.15).



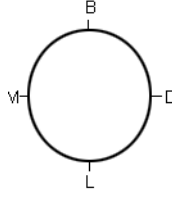
Şekil 3.15: Çalışma analizinde tanımlanan sınır koşulları.

Her modele kurondan dik ve 30 derece açılı oblik 100 N kuvvet uygulaması yapılmıştır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16: Dik ve oblik kuvvetlerin uygulandığı bölgeler.

Bu çevresel ölçümlerden elde edilen değerler, her bölgede 4 referans noktası belirlenerek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlendi. Bu referans noktalarının yerleşim bölgeleri aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (Şekil 3.17). Belirlenen referans noktalarındaki Maksimum Asal ve Minimum Asal değerleri alındı. Ayrıca implantlardan da Maksimum Von-Misses değerleri alındı.



Şekil 3.17: Referans noktalarının yerleşim bölgeleri.

3.6. Materyal Özellikleri

Çalışmada kullanılan materyaller homojen, izotropik olarak tanımlanmıştır. Bu materyallerin Young Modülü (Elastiklik modülü) ve Poisson Oranları tabloda verilmiştir (O'Brien, 1997; Borchers ve Reichart, 1983; Cibirka ve ark., 1992; Geng ve ark., 2001; Sevimay ve ark., 2005; Raimondi ve ark., 2001) (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri.

Materyal	Young Modülüs (GPa)	Poison's oranı
Titanyum abutment ve implant	110	0.35
Kortikal kemik	13.7	0.30
D1 trabeküler kemik	1.37	0.30
D4 trabeküler kemik	1.10	0.30
Porselen	82.8	0.35
Krom-Kobalt	206	0.30

4. BULGULAR

Çiğneme kuvvetleri esas olarak dikeydir fakat çiğneme sırasında çenenin yatay olarak hareket etmesi ve dişlerin inklinasyon açıları implant ve implant üstü materyallerde lateral kuvvet oluşturur. Bu sebeple stres analizi yapılırken oblik kuvvetlerin de hesaba katılması gerekir.

Çalışmamızda 4 numaralı keser bölgelerine yerleştirilen implant ve krom-kobalt altyapılı porselen kurona 100 N dikey ve 30° açılı oblik kuvvetler D1 ve D4 kemik densitesinde uygulanmış ve 8 farklı modelleme elde edilmiştir.

4.1. Bulguların İncelenmesi

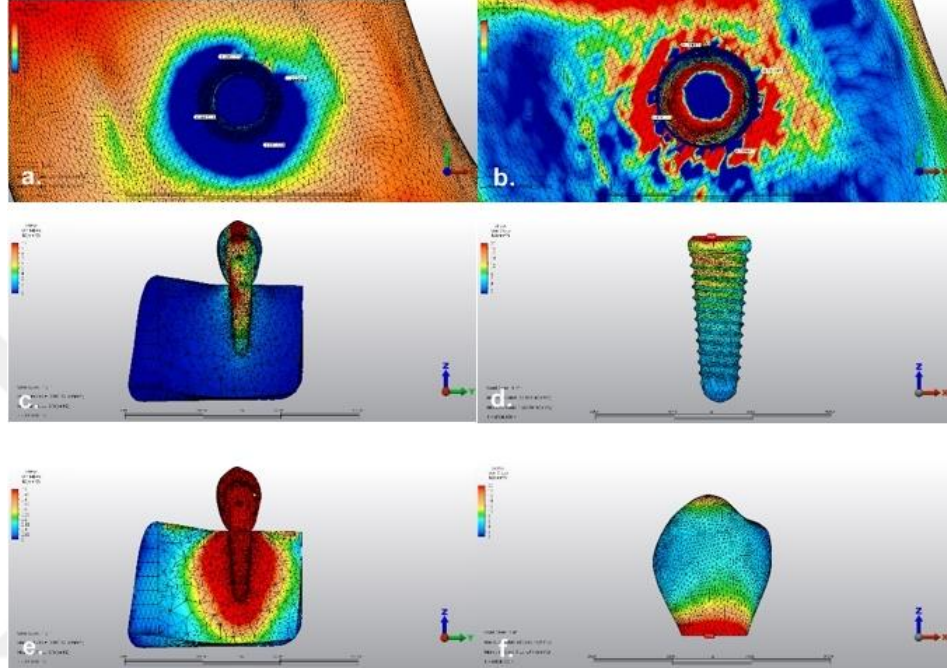
4.1.1. Model 1: Konik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D1 Kemik Densitesinde Yüklenmesi

1 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan konik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri mevcuttur.

Kemiğin baskı ve gerilme kuvvetinin analizi için sırası ile Minimum Asal stres ve Maksimum asal stresler analiz edilir. Şekilde x ile gösterilen doğrultu lingual y ile gösterilen doğrultu mezialde temsil etmektedir (Şekil 4.1).

Minimum Asal stres değerleri lingualde 1.22 N/mm², mezialde 1.78 N/mm², bukkalde 4.54 N/mm², distalde 4.59 N/mm² olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.1; a). Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir.

Maksimum Asal stres değerleri lingualde 0.001 N/mm^2 , mezialde 0.13 N/mm^2 , bukkalde 0.32 N/mm^2 , distalde 0.03 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.1; b). Bukkal kemikte gerilim değerinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4.1: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Von-Mises stresi implantın boyun bölgesinde maksimumdur (Şekil 4.1; c, d, e). Stresin boyun bölgesinde 26.91 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir. Konik implant yapısı dolayısı ile stresi homojen dağıtmıştır.

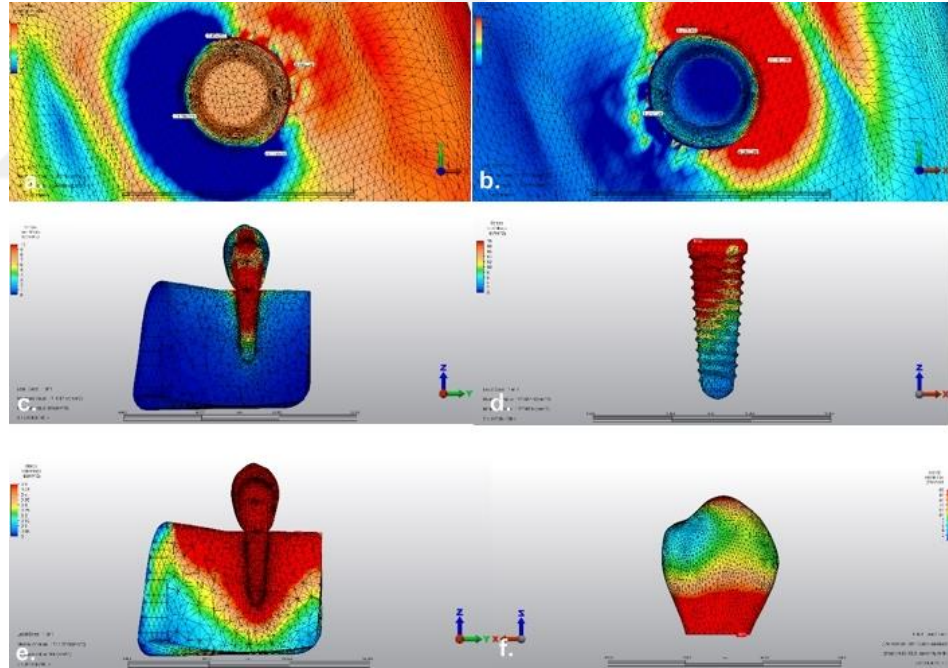
Metal altyapılı porselen kuronda en çok stresin olduğu kısım modele edilen kuronun servikal hizasıdır. Bu bölgede Von-Mises stres değerinin 43.96 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.1; f).

4.1.2. Model 2: Konik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D1 Kemik Yoğunluğunda yüklenmesi

2 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki alt çeneye uygulanan konik implantın 100 N 30° oblik kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri mevcuttur.

Minimum Asal stres değerleri lingulade 0.45 N/mm², mezialde 9.45 N/mm², bukkalde 31.70 N/mm², distalde 9.17 N/mm² olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.2; a). Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir.

Maksimum Asal stres değerleri lingualde 27.48 N/mm², mezialde 6.27 N/mm², bukkalde 1.37 N/mm², distalde 6.26 N/mm² olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.2; b). Lingual kemikte gerilim değerinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir.



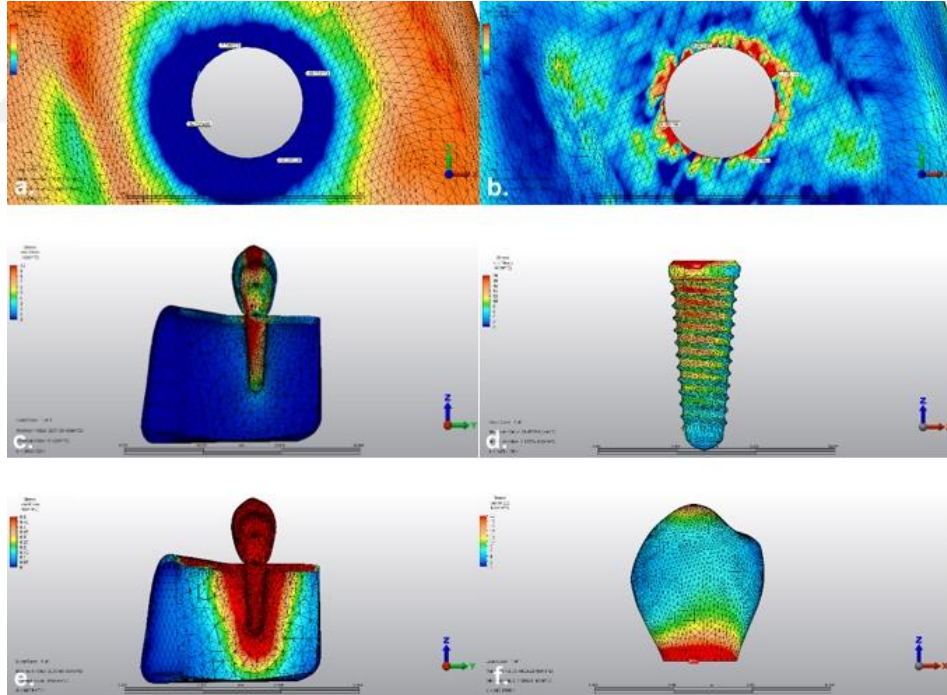
Şekil 4.2: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Von-Mises stresi implantın boyun bölgesinde maksimumdur (Şekil 4.2; c, d, e). Stresin boyun bölgesinde 147.65 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir. Dikey kuvvet ile oluşan stresle karşılaştırıldığında, servikal hizada stres benzer iken oblik kuvvet altında implantın orta üçlüsüne kadar maksimum stresin devamlılığı mevcuttur.

Metal altyapılı porselen kuronda en çok stresin oluştuğu kısım modele edilen kuronun servikal-orta üçlü arası hizasıdır (Şekil 4.2; f). Bu bölgede Von-Mises stres değerinin 198.185 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

4.1.3. Model 3: Konik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi

3 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan konik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres analiz değerleri mevcuttur.



Şekil 4.3: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Minimum Asal stres değerleri lingulade 10.27 N/mm^2 , mezialde 7.51 N/mm^2 , bukkalde 14.72 N/mm^2 , distalde 10.91 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır (şekil 4.3; a). Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer bđlgelerden fazla olduğu gđrđlmektedir.

Maksimum Asal stres değerleri lingualde 0.75 N/mm^2 , mezialde 0.22 N/mm^2 , bukkalde 0.70 N/mm^2 , distalde 0.33 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır (şekil 4.3; b). Lingual kemikte gerilim değerinin diğer bđlgelerden fazla olduğu gđrđlmektedir.

Von-Mises stresi implantın boyun bđlgesinde maksimumdur (şekil 4.3; c, d, e). Stresin boyun bđlgesinde 34.45 N/mm^2 olduğu gđzlenmektedir. Homojen dağılım mevcuttur.

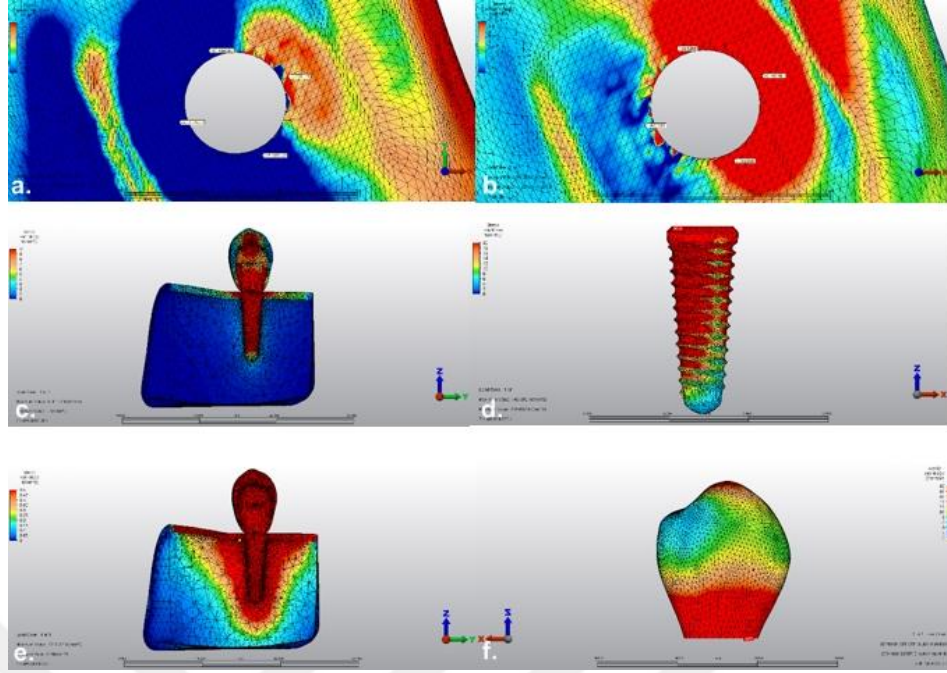
Metal altyapılı porselen kuronda en çok stresin oluştuğu kısım modele edilen kuronun servikal hizasıdır (şekil 4.3; f). Bu bđlgede Von-Mises stres değerinin 44.28 N/mm^2 olduğu gđzlenmektedir.

4.1.4. Model 4: Konik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Yđklenmesi

4 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan konik implantın 100 N oblik kuvvet altında gđsterdięi stres-analiz değerleri mevcuttur.

Minimum Asal stres değerleri lingulade 0.05 N/mm^2 , mezialde 17.16 N/mm^2 , bukkalde 52.60 N/mm^2 , distalde 14.88 N/mm^2 olduğu hesaplanmıştır. Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer bđlgelerden fazla olduğu gđrđlmektedir (şekil 4.4; a).

Maksimum Asal stres değerleri lingualde 39.24 N/mm^2 , mezialde 7.88 N/mm^2 , bukkalde 1.67 N/mm^2 , distalde 7.76 N/mm^2 olduğu hesaplanmıştır. Lingual kemikte gerilim değerinin diğer bđlgelerden fazla olduğu gđrđlmektedir (şekil 4.4; b).



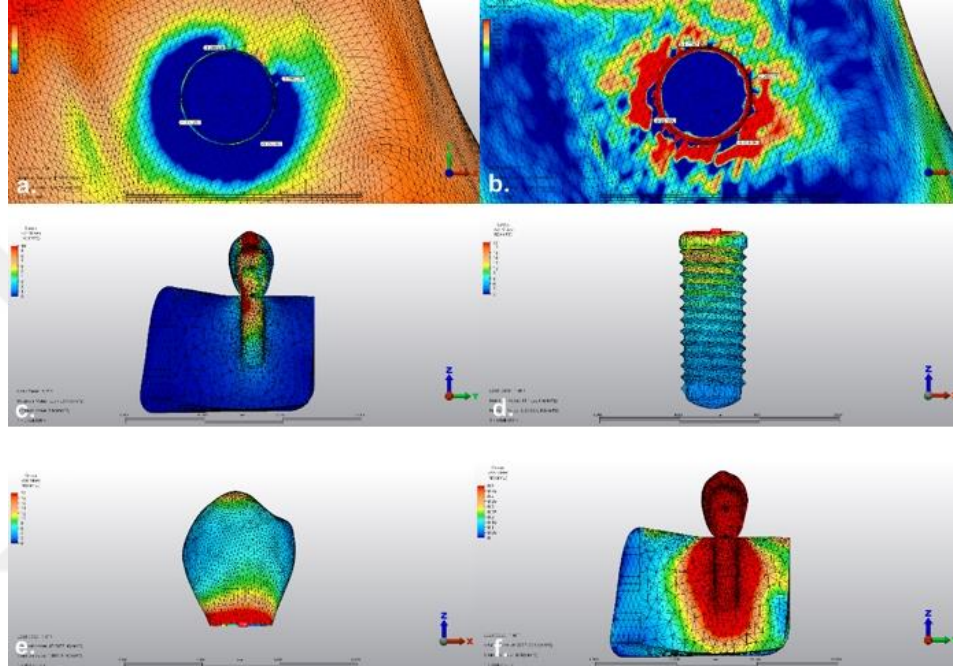
Şekil 4.4: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Von-Mises stresi implantın boyun bölgesinde maksimumdur (Şekil 4.4; c, d, e). Stresin boyun bölgesinde 145.09 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

Metal alt yapılı porselen kuronda en çok stresin oluştuğu kısım servikal-orta üçlü hizasıdır (Şekil 4.4; f). Bu bölgede Von-Mises stres değerinin 199.13 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

4.1.5. Model 5: Silindirik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D1 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi

5 No'lu modelde D1 kemik yoğunluğundaki çene kemiğine uygulanan silindirik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri mevcuttur.



Şekil 4.5: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

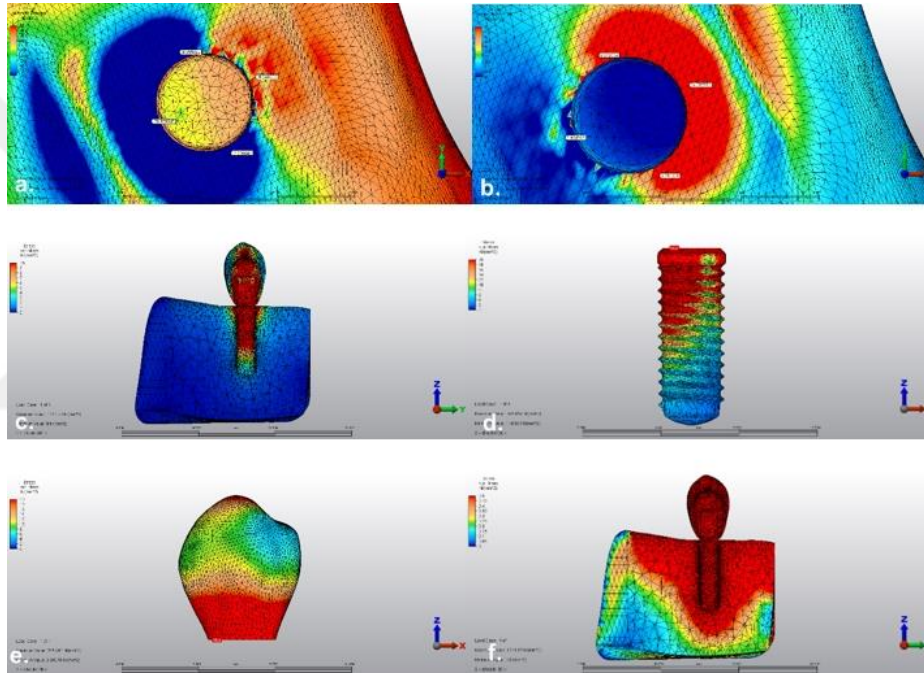
Minimum Asal stres değerleri lingualde 0.99 N/mm^2 mezialde 1.50 N/mm^2 bukkalde 4.12 N/mm^2 distalde 3.78 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır. Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4.5; a).

Maksimum Asal stres değerleri lingualde 0.06 N/mm^2 mezialde 0.11 N/mm^2 bukkalde 0.02 N/mm^2 distalde 0.01 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır. Mezial kemikte gerilim değerinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4.5; b).

Von-Mises stresi implantın boyun bölgesinde maksimumdur (Şekil 4.5; c, d, e). Stresin boyun bölgesinde 31.10 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

Metal alt yapılı porselen kuronda en çok stresin olduğu kısım servikal hizasıdır (Şekil 4.5; f). Bu bölgede Von-Mises stres değerinin 47.54 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

4.1.6. Model 6: Silindirik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D1 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi



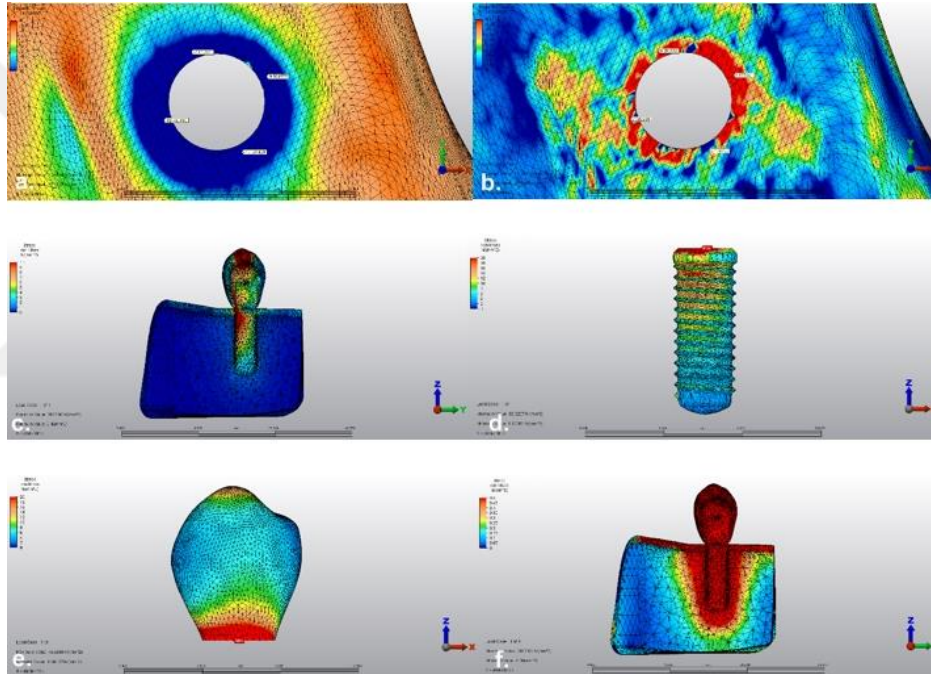
Şekil 4.6: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Von-Mises stresi implantın boyun bölgesinde maksimumdur (Şekil 4.6; c, d, e). Stresin boyun bölgesinde 155.85 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir. Dikey kuvvet ile oluşan stresle karşılaştırıldığında, servikal hizada stres benzer iken oblik kuvvet altında implantın apikal üçlüsüne kadar maksimum stresin devamlılığı mevcuttur.

Metal altyapılı porselen kuronda en çok stresin olduğu kısım servikal-orta üçlü hizasıdır (Şekil 4.6; f). Bu bölgede Von-Mises stres değerinin 205.49 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

4.1.7. Model 7: Silindirik İmplantın 100 N Dikey Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Yüklenmesi

7 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çene kemiğine uygulanan silindirik implantın 100 N dikey kuvvet altında gösterdiği stres-analiz değerleri mevcuttur.



Şekil 4.7: a. Çene kemiğinde Minimum Asal stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Minimum Asal stres değerleri lingulade 9.56 N/mm^2 , mezialde 7.11 N/mm^2 , bukkalde 12.48 N/mm^2 , distalde 10.0 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.7; a). Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer bölgelerden fazla olduğu görülmektedir.

Maksimum Asal stres değerleri lingualde 1.12 N/mm^2 , mezialde 0.39 N/mm^2 , bukkalde 0.58 N/mm^2 , distalde 0.17 N/mm^2 olarak hesaplanmıştır (şekil 4.7; b). Lingual kemikte gerilim değerinin diğer b6lgelerden fazla olduğu g6r6lmektedir.

Von-Mises stres değeri implantın boyun b6lgesinde maksimumdur (şekil 4.7; c, d, e). Stresin boyun b6lgesinde 32.82 N/mm^2 olduğu g6zlenmektedir.

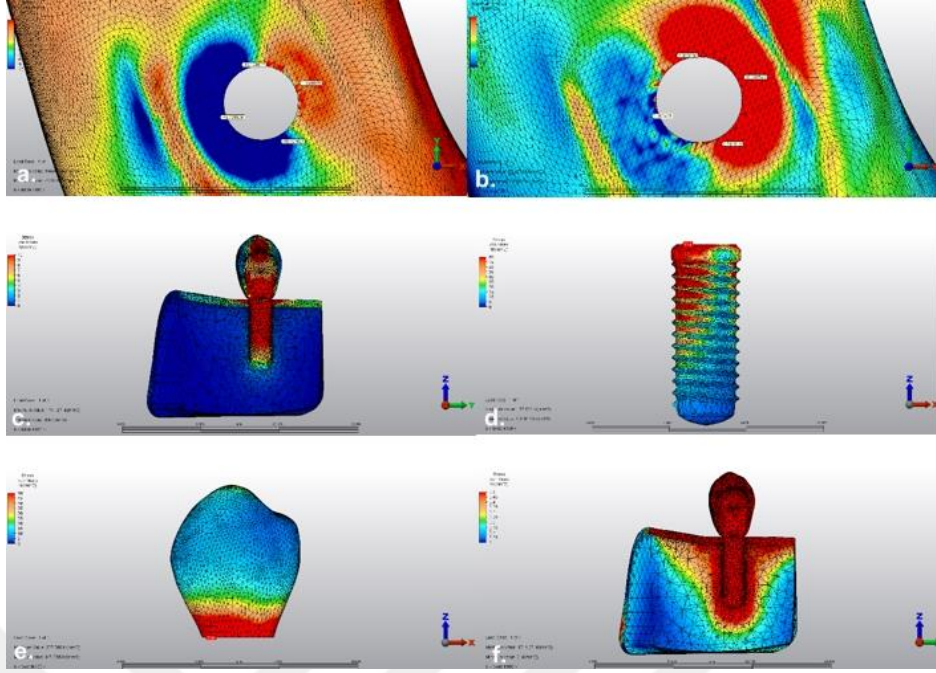
Metal altyapılı porselen kuronda en çok stresin oluştuğu kısım modele edilen kuronun servikal hizasıdır (şekil 4.7; f). Bu b6lgede Von-Mises stres değerinin 46.88 N/mm^2 olduğu g6zlenmektedir.

4.1.8. Model 8: Silindirik İmplantın 100 N Oblik Kuvvet Altında D4 Kemik Yoğunluğunda Y6klenmesi

8 No'lu modelde D4 kemik yoğunluğundaki çeneye uygulanan silindirik implantın 100 N oblik kuvvet altında g6sterdiği stres-analiz değerleri mevcuttur.

Minimum Asal stres değerleri lingulade 1.64 N/mm^2 , mezialde 15.12 N/mm^2 , bukkalde 43.73 N/mm^2 , distalde 13.45 N/mm^2 , olduğu hesaplanmıştır (şekil; 4.8 a). Bukkal kemikte baskı kuvvetinin diğer b6lgelerden fazla olduğu g6r6lmektedir.

Maksimum stres değerleri lingualde 33.21 N/mm^2 , mezialde 7.37 N/mm^2 , bukkalde 0.86 N/mm^2 , distalde 6.73 N/mm^2 , olarak hesaplanmıştır (şekil; 4.8 b). Lingual kemikte gerilim değerinin diğer b6lgelerden fazla olduğu g6r6lmektedir.



Şekil 4.8: a. Çene kemiğinde Minimum Asal Stres dağılımı b. Çene kemiğinde Maksimum Asal Stres dağılımı c. İmplantta Von-Mises stres dağılımı d. İmplantta maksimum Von-Mises stres noktası e. İmplantta Von-Mises stres dağılımını farklı renk eşliğinde gösterimi.

Von-Mises stresi implantın boyun bölgesinde maksimumdur (Şekil; 4.8 c, d, e). Stresin boyun bölgesinde 155.98 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

Metal altyapılı porselen kuronda en çok stresin olduğu kısım servikal-orta üçlü hizasıdır (Şekil 4.8; f). Bu bölgede Von-Mises stres değerinin 207.38 N/mm^2 olduğu gözlenmektedir.

4.2. Bulguların Karşılaştırılması

Tablo 3.4: Dikey Yüklemede Von-Mises Stres Değerleri

	D1	D4
Konik	26.91 N	34.45 N
Silindirik	31.10 N	32.82 N

En az Von-Mises stresin D1 kemik densitesinde, dikey yüklemde ve konik tasarıma sahip implantlarda meydana geldiği görülmektedir. Dikey yüklemde implantın kırılma ihtimalinin en az olduğu durum D1 densitesindeki kemiğe konik implantın uygulanma durumudur. Konik implantta D1 kemik densitesinde stres değerleri silindirik implanttan daha az iken D4 kemik densitesinde daha fazla bulunmuştur (Tablo 3.4).

Tablo 3.5: Oblik Yüklemede Von-Mises Stres Değerleri

	D1	D4
Konik	147.65 N	145.09 N
Silindirik	155.85 N	155.98 N

Oblik yüklemde konik implantta stres değerleri silindirik implant ile karşılaştırıldığında D1 ve D4 kemik için daha azdır. Konik implantta oblik yüklemde D1 kemikte daha yüksek sonuç çıkarken silindirik implantta D1 ile D4 kemik stres değerlerinde çok yakın değerler görülmüştür. Silindirik ve konik implantlar

karşılaştırıldığında silindirik implantlarda dikey ve oblik yüklemde daha yüksek stres değerleri mevcuttur (Tablo 3.5).

Tablo 3.6: Dikey Yüklemde Minimum Asal Stres Değerleri

	D1				D4			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
Konik	4.54	1.22	1.78	4.59	14.72	10.27	7.51	10.91
Silindirik	4.12	0.99	1.50	3.78	12.48	9.56	7.11	10.0

Modellemelerde dikey yüklemde Minimum Asal stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer D4 kemikte konik implantın bukkalinde görülmüştür. Silindirik ve konik implantta D1 kemiğe oranla D4 kemikte stresler net olarak her yönde artmıştır. Bukkal stres değerleri her iki implant tasarımında da diğer bölgelerden fazladır. Konik ve silindirik implant tasarımları karşılaştırıldığında konik implantta, her yönde ve farklı kemik kemik densitelerinde stres değerleri fazladır (Tablo 3.6).

Tablo 3.7: Oblik Yüklemde Minimum Asal Stres Değerleri

	D1				D4			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
Konik	31.7	0.45	9.45	9.17	52.60	0.05	17.16	14.88
Silindirik	26.9	0.54	8.09	7.92	43.73	1.64	15.12	13.45

Modellemelerde oblik yüklemelerde Minimum Asal stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer D4 kemikte bukkal bölgededir. D1 kemikte bukkal bölgede Minimum Asal stres yüksek iken D4 kemikte meziyalde daha yüksektir. Konik ve silindirik implantlar karşılaştırıldığında Konik implantta D1 ve D4 kemik densitesinde stres fazladır (Tablo 3.7).

Tablo 3.8: Dikey Yüklemede Maksimum Asal Stres Değerleri

	D1				D4			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
Konik	0.32	0.001	0.13	0.03	0.70	0.75	0.22	0.33
Silindirik	0.02	0.06	0.11	0.01	0.58	1.12	0.39	0.17

Modellemelerde dikey yüklemelerde Maksimum Asal stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer, D4 densitesindeki kemikte ve konik implantın lingualinde görülmüştür. Silindirik ve konik implantta D1 kemiğe oranla D4 kemikte stresler net olarak her yönde artmıştır. Bukkal stres değerleri her iki implant tasarımında da diğer bölgelerden fazladır. Konik ve silindirik implant tasarımları karşılaştırıldığında; konik implantta, kemiğe iletilen stres değerleri fazladır (Tablo 3.8).

Tablo 3.9: Oblik Yüklemede Maksimum Asal Stres Değerleri

	D1				D4			
	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
Konik	1.37	27.48	6.27	6.26	1.67	39.24	7.88	7.76
Silindirik	0.93	24.30	5.57	5.73	0.86	33.21	7.37	6.73

Modellemelerde oblik yüklemelerde Maksimum Asal stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer konik implantta D4 kemikte lingual bölgededir. D1 ve D4 kemikte lingual bölgede Maksimum Asal stres yüksektir. Konik ve silindirik implantlar karşılaştırıldığında konik implantta D1 ve D4 kemik densitelerinde Maksimum Asal stres değerleri yüksektir (Tablo 3.9).

Tablo 3.10: Metal Altyapılı Porselen Kuronda Stres Değerleri (Dikey Yükleme)

	D1	D4
Konik	43.96 N	44.28 N
Silindirik	47.54	46.88

Dikey yüklemelerde implant tasarımı ve kemik kalitesinin, porselen kurunun Von-Mises stresini az oranda etkilediği görülmektedir. Silindirik implant ve D1 kemik yoğunluğunda maksimum stres ve konik implant D4 kemik yoğunluğunda minimum stres meydana geldiği görülse de klinik anlamda implant tasarımı ve kemik kalitesinin

porcelen kuronun Von-Mises stres değerleri üzerinde etkin olmadığı söylenebilir (Tablo 3.10).

Tablo 3.11: Metal Altyapılı Porcelen Kuronda Stres Değerleri (Oblik Yükleme)

	D1	D4
Konik	198.18	199.13
Silindirik	205.49	207.38

Oblik yüklemelerde konik implantların daha düşük Von-Mises stres değerleri meydana getirmiştir. İmplant planlamasında kemik kalitesinin, porcelen kuronun Von-Mises stres değerleri üzerinde etkin olmadığı söylenebilir (Tablo 3.11).

5. TARTIŞMA

1960 yılında tanıtılmasının ardından dental implantlar dişsiz bölgelerin rehabilitasyonunda geniş kullanım alanı bulmuştur (Schroeder, 1996; Sevimay ve ark., 2005). Dental implantlar günümüzde tek diş eksikliklerinden total diş eksiklerine kadar tedavi amacı ile kullanılmaktadır (Goiato ve ark., 2014). Son yıllarda implant marka sayısının artması, fiyatlarının düşmesi, uygulama teknolojisinin gelişmesi ve özellikle implant başarı oranının gün geçtikçe artması ile diş kayıplarının tedavisinde sık olarak uygulanır hale gelmiştir (Quirynen ve ark., 1992).

Rutin bir tedavi metodu haline gelen implant tedavisinin ileriye dönük başarısı birçok çalışma ile değerlendirilmiştir. İmplant üzerine çiğneme yükü uygulandığında, implanta ve çevresindeki kemiğe gelen stres dağılımının, uzun vadedeki başarıyı tahmin etmede önemli olduğu belirtilmiştir (Gehrke ve ark., 2016; Geng ve ark., 2001; Alsaadi ve ark., 2008; Xiao ve ark., 2011). Bu sebeple implant planlamasında ve cerrahi uygulama esnasında stres dağılımının hekim tarafından değiştirilebileceği etmenler önem arz etmektedir. Çalışmamızda implantın tasarımı, implantın yerleştirildiği kemiğin özellikleri, kuvvetin niteliği ve niceliği gibi implant ve kemik üzerinde stres dağılımının meydana gelmesinde etkili olan etmenler sonlu elemanlar analizi ile araştırılmıştır.

Stres esas olarak çiğneme sırasında ortaya çıkar (Koc ve ark., 2010; Mori ve Burr, 1993; Van Oers ve ark., 2011). Bu stresler daha yüksek seviyelere çıkarsa kemik rezorpsiyonlarına neden olur. Aşırı fiziksel stresle aktive olan kemik osteoklastlarının yanıtı bu etkinin ana mekanizmasını oluşturmaktadır ve vücudun bu tepkisi kuvvetleri en aza indirmek için kemik dokusunun bozulmasına neden olur (Mori ve Burr, 1993;

Van Oers ve ark., 2011). Bunun gibi komplikasyonları önlemek için implantların çevresinde maksimum stresin olduğu bölge tespit edilmelidir (Xiao ve ark., 2011).

Kemikte ve implant materyalinde oluşan stresin ölçülebilmesi için çeşitli gerilim analizleri kullanılmaktadır. Kırılgan vernik metodunun nümerik değer vermemesi, gerilim ölçer metodunda ise sadece değerlerin alındığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi dezavantajlar mevcuttur ve bu sebeple günümüzde kullanımları azdır (Clelland, 1995). Bu metotlardan günümüzde sık kullanılanları fotoelastik metot ve sonlu elemanlar analizi metodudur (Hancı, 2000; Akca ve ark., 2002).

Sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırıldığında fotoelastik analiz deneysel koşulların tekrarlanabilirliği açısından daha kolaydır. Fotoelastik analizin gerilim dağılımı ile ilgili daha kalitatif sonuçlar sağladığı görülürken, sonlu elemanlar analizi gerilme tipi hakkında daha ayrıntılı bilgi vermektedir (Ozkir ve Terzioglu, 2012). Ancak fotoelastik analiz metodu için uygun teçhizatlara sahip laboratuvar gerekir. Fotoelastik modellerin bir diğer kısıtlaması, veri analizi için kullanılan standartlaştırılmış fotoğrafların alınmasının veri kaybına sebep olmasıdır (Gehrke ve ark., 2016). Ayrıca kemik modeli oluşturulurken rezin kullanılması kemiğin homojen ve izotropik olmayan yapısını yansıtmakta yetersiz kalmaktadır (Ozkir ve Terzioglu, 2012). Sonlu elemanlar analizinin tekrarlanabilirlik ve kontrol edilebilirlik bakımından in-vivo testler üzerinde büyük bir avantaja sahip olduğu belirtilmiştir (Menicucci ve ark., 2002). Tüm bu sebeplerden dolayı çalışmamızda, kemiğe ve implanta gelen kuvvetlerin analizi ve değerlendirilmesi için sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin ilk modellemeleri 2 boyutlu olarak yapılmıştır. Sonraki çalışmalarda teknolojinin de gelişmesi ile avantajlarından dolayı 3 boyutlu modellemeye geçilmiştir. Modeli oluşturulacak yapı anatomisi genellikle 3 boyutludur ve uygulanacak kuvvet de bu 3 boyutlu yapı üzerinde herhangi bir nokta veya düzleme uygulanacaktır. Analizin daha kolay ve doğru yapılabilmesi ayrıca sonucun gerçeğe daha yakın olması için 3 boyutlu modellemenin kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Mammadzada, 2009).

Sonlu elemanlar analizinin güvenilirliğini artırmak için eleman ve düğüm sayısı mümkün olduğunca fazla tutulmalıdır (Clelland, 1995; Geng ve ark., 2001). Analizi

gerçekleştirilen modellerin eleman ve düğüm sayısı birbirinden farklı olabilmektedir. Bu çalışmada D1 kemik ve silindirik implantın modellenmesinde en az sayıda düğüm ve eleman sayısı mevcut olup düğüm sayısı 43 515, eleman sayısı 219 243 tür. Çalışmada kullanılan eleman sayısı diğer çalışmalar ile kıyaslandığında yeterli olduğu görülmektedir (Bozkaya ve ark., 2004; Mammadzada, 2009).

Günümüzde oldukça sık kullanılan sonlu elemanlar analizinin bazı zorlukları ve kısıtlamaları mevcuttur. Kemik dokusu homojen bir yapıya sahip olmaması (Non-homojen), farklı bölgelerinde farklı özellikler göstermesi (Non-izotropik), uygulanan kuvvet ile meydana gelen deformasyon oranının farklılığı (Non-linear) model çeşitliliğini artırmaktadır (Caputo, 1987; Hancı, 2000; Ashman ve Van Buskirk, 1987; Iplikcioglu ve Akca, 2002a; Simsek ve ark., 2006). Ayrıca implant kemik arası osseointegrasyon hiçbir zaman % 100 olmamaktadır (Ashman ve Van Buskirk, 1987; Iplikcioglu ve Akca, 2002a; Simsek ve ark., 2006). Bu sebeple bazı varsayımların yapılması gerekmektedir. Çalışmamızda kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilip osseointegrasyon % 100 olarak kabul edilmiştir. Modeller arası kıyaslama yapıldığı için sınır koşulları düzenlenirken kas ataşmanları dikkate alınmamış ve kemik modelin her kenardan sabitlendiği kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu belirlemek için birçok klinik çalışma ile sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmış ve yapılan varsayımların gerçeği etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmiştir (Keyak ve ark., 1990; Huang ve ark., 2005).

Sakhavat Mammadzada (2009) yaptığı çalışmada kortikal kemiği implant çevresine modelleme yaparak sonlu elemanlar analizini gerçekleştirmiştir. Çalışmamızda ise implant üzeri kortikal kemik ile çevrilmemiştir. Bunun sebebi implant etrafındaki osseointegre kemik tabakasının 0-6 aylık sürede oluşması ve implant kayıplarının esas olarak bu süre içerisinde meydana gelmesidir (Kopp ve ark., 2013). Del Fabbro ve ark. (2004) yaptığı çalışmada 32 hastada implant kayıplarının % 81.2'sinin ilk 6 ay içinde, % 15.9'unun 6 ila 12 ay arasında ortaya çıktığını belirtmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kullanılan eleman ve düğüm sayısının daha kolay analiz edilmesi için Boolean işlemi yapılmaktadır. Böylelikle kullanılan eleman ve düğüm sayısı daha kolay analiz edilmektedir. Kumar ve ark. (2013) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında bu işlemi üst çene bölgesine uygulamışlardır. Premnath ve ark. (2013) yaptıkları benzer bir çalışmada mandibular bölgede daha dar bir kesit olarak analizi gerçekleştirmişlerdir. Biz de çalışmamızda mental foramen ve eksternal oblik sırt arası bölgeye Boolean işlemi uyguladık. Bununla birlikte Teixeira ve ark. (1998) yaptığı çalışmalarında üç boyutlu alt çene modeli için implantın mezial veya distalinde 4,2 mm'nin üzerinde kemik modellenmesinin analizin duyarlılığı açısından anlamlı bir artışa sebep olmayacağını ortaya koymuşlardır.

Literatür incelendiğinde sonlu elemanlar analizi çalışmalarında uygulanan kuvvet ve implantın yerleştirildiği bölgenin farklılık gösterdiği görülmektedir. Kuvvetlerin implanta, abutmente, üst protetik yapılara 30, 45, 60, 75 açılarla uygulandığı çalışmalar mevcuttur (Ciftci ve Canay, 2000; Akca ve Iplikcioglu, 2001; Bozkaya ve ark., 2004; Gharechahi ve ark., 2008). Çalışmamızda genellikle hastalarda yatay kuvvet iletiminin en aza indirildiği 30 derecelik tüberkül açısı dikkate alınarak analiz gerçekleştirilmiştir. Genelde çiğneme sırasında yatay kuvvetlerin geldiği bukkal tüberkül sırtına oblik kuvvet uygulanmıştır. Benzer yüklemelerin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (Gümüş, 2007). Çalışmamızda dikey yöndeki kuvvet ise 100 N olarak bukkal tüberkül tepesine uygulanmıştır. Bukkal tüberkül üzerinden kuvvet uygulanmasının amacı, bilgisayar ortamında modele edilen diş kuron modelinin tam orta ekseninin bu doğrultuda olması ve dikey kuvvetlerin herhangi bir oblik kuvvet meydana getirmeden iletilmesinin istenmesidir. Literatürde tüberkül tepesi ve kuron fossasına uygulanan çalışmalar da mevcuttur (Sevimay ve ark., 2005; Mammadzada, 2009).

Jian-Rui Xiao ve ark. (2011) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 100 N'lik dikey kuvveti kuron fossasına 30 derece açı ile 100 N'lik kuvveti kuronun bukkal tüberkül sırtına uygulamıştır. Mammadzada (2009) yaptığı çalışmada bir gruba dikey kuvveti kuron bukkal tüberkülü, distal fossa ve mezial fossa olmak üzere 3 noktada 100 N olmak üzere toplam 300 N olarak uygulamıştır. Diğer gruba ise abutment

tepesinden 300 N lik yük uygulamıştır. Çalışmamızda dikey kuvvetin tek bir noktadan uygulanmasının sebebi kuvvet lokalizasyonlarının değil D1-D4 kemik densitesinin silindirik ve konik implantlar üzerindeki etkisinin incelenmek istenmesidir.

Eskitaşçıoğlu ve ark. (2004) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 300 N'lik yükü çeşitli bölgelerden uygulamışlardır. 1. Grupta bukkal tüberkül tepesinden, 2. grupta 150 N bukkal tüberkül tepesi 150 N tüberkül fossası, 3. grupta 100 N bukkal tüberkül tepesi, 100 N mezial fossa, 100 N distal fossadan uygulanmıştır. Kuvvetler yalnızca vertikal olarak uygulanmıştır. Kuvvetlerin stres iletiminin boyun bölgesinde ve komşu kortikal kemikte arttığını belirtmişlerdir (Eskitascioglu ve ark., 2004). Çalışmamızda da ilgili çalışmayı destekler nitelikte, vertikal ve oblik kuvvetlerin servikal bölgede meydana getirdiği Von-Mises ve Minimum Asal stres değerlerinde artış olduğu görülmüştür.

İmplant tasarımının yükleme ardından belirli bölgelerde veya genel olarak meydana gelen streslerin niceliğinde ve implant etrafındaki kemiğin densitesinin kuvvet iletimi ve stres oluşumunda önemi belirtilmiştir (Geng ve ark., 2001; Alsaadi ve ark., 2008; Xiao ve ark., 2011).

Bazı yazarlar implantın primer stabilitesinin sağlanabilmesinin ancak implant çevre kemik dokusunun implantı mekanik olarak desteklemesi ile mümkün olabileceğini ve implant uygulanacak bölgedeki kemiğin önemini belirtmiştir (Wiley-Blackwell, 2008). Oliscovicz ve ark. (2013) 4 gruptan (n=8) oluşan ve her grupta farklı materyallere yerleştirildiği 32 implanttan oluşan çalışmalarında domuz kaburga kemiği, poliüretan ve pinus ahşabı değişik densitedeki kemikleri temsil edecek materyaller olarak kullanılmıştır. İmplantlar çıkarma torqu ve yerleştirme torqu ölçülerek analiz edilmiştir. Yazarlar, silindirik implantların ve kemik densitesi yüksek alanlara implant uygulanmasının primer stabiliteyi artırdığını bildirilmiştir (Oliscovicz ve ark., 2013).

Başarılı bir osseointegrasyon için kemik kantitesi ve densitesinin de önemi belirtilmiştir (Misch, 2008; Goiato ve ark., 2014). Kemik densitesi, implant-kemik temas miktarı ile doğrudan ilişkilidir. Bunun sebebi temas yüzdesinin kortikal kemikte trabeküler kemikten daha yüksek olmasıdır (Misch, 1990). Densitesi yüksek kemikte

primer stabilitenin artması, osseointegrasyonu ve dolayısıyla implant prognozunu artırmaktadır (Fuh ve ark., 2010). Goiato ve ark. (2014) 3937 hastayı kapsayan çalışmalarının sonucunda dental implantların başarı oranlarının kemik densitesine göre: tip I, % 97.6, Tip II, % 96.2, Tip III, % 96.5 ve tip IV, % 88.8 olduğunu belirtmişlerdir. Düşük densiteli, trabeküler kemikte daha dens kemik ile karşılaştırıldığında artmış klinik başarısızlık oranlarının mevcut olduğu belirtilmiştir (Goito ve ark., 2014; Sato ve ark., 1999; Holmgren ve ark., 1998). Steenberghe ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada kemik densitesinin genellikle en düşük olduğu üst çene arka bölgede implant prognozunun daha kısa olduğu belirtmiştir. Çalışmada silindirik ve konik tasarımlara sahip implantların her ikisinde ve D4 kemikte, implantın içyapısında (Von-Mises stres değerleri) ve destek kemikte meydana gelen streslerin D1 kemikle karşılaştırıldığında fazla olduğu görülmüştür. Çalışmamızda da D4 densitesindeki kemikte stres değerleri yüksek çıkmıştır. Bunun muhtemel sebebi kortikal kemiğin stres iletiminde trabeküler kemiğe göre daha başarılı olmasıdır.

Başarısızlık gösteren implantların büyük bir kısmında boyun bölgesi etrafında kemik yıkımı mevcuttur. Birçok hayvan deneyi ve klinik çalışma meydana gelen stresin bu yıkımdan sorumlu olduğunu göstermiştir (Quirynen ve ark., 1992; Block ve ark., 1996; Isidor, 1996). Naert ve ark. (2012) maymun alt çenesine uyguladıkları implantlara kuvvet uygulamış ve histolojik kesitler alarak analiz etmişlerdir. 60 N/mm² yük altında kemikte mikrokırılmalar meydana geldiğini ve 120 N/mm² yük altında patolojik kırılmaların görüldüğünü belirtmişlerdir. Frost mekanostat teorisine göre 67 N/mm² yük altında kemik implant bileşiminde rezorpsiyon görülür ve bu yapılan çalışmalar ile de belirtilmiştir (Frost, 1988; 2003; 2004). Sugiura ve ark. (2000) implant etrafındaki kemik rezorpsiyonunun 50 N/mm² de başladığını belirtmişlerdir. Kemiğin fizyolojik stres sınırının ise 40 N/mm² olduğu belirtilmiştir (Greenstein ve ark., 2013).

Çalışmamızda 100 N'luk oblik yüklemde konik implantta ve distal bölgede en yüksek asal stres değeri 14.88 N/mm² 'dir. Bu nedenle kemik rezorpsiyonun silindirik ve konik implantta D1 ve D4 kemikte olmayacağı düşünülmüştür. Koc ve ark. (2010) ısırma kuvvetlerinin, ön veya arka bölge ile ısırma, yaş, cinsiyet, yüz yapısı, temporomandibular eklem hastalığı, diş ve periodontal yapılara bağlı olarak 50 N ile

800 N arasında değiştiğini belirtmiştir. Ön bölgelere oranla arka bölgede ısırma kuvvetleri daha fazla olmaktadır (Privado ve ark., 2016; Koc ve ark., 2010). Gealh ve ark. (2011) çiğneme esnasında okluzal kuvvetlerin arka bölgede ön bölgeden 3 kat fazla olduğunu belirtmiştir. Bu sebeple özellikle posterior bölgelerde, çene kemiğine gelen stresin 40 N/mm² lik fizyolojik sınırı geçmesi muhtemeldir. Bu çalışmada da gerek bahsedilen nedenler gerekse de premolar sahasında implant uygulaması yapıldığından dolayı deneylerde 100 N'lik kuvvet uygulanmıştır.

Çalışmamızdaki sonuçlar alt çene premolar bölgesinde 100 N'lik kuvvetin, kemiğin fizyolojik stres değerini geçmediği için silindirik ve konik implant tasarımının uygulanabileceğini göstermektedir. Ancak çenelerin arka bölgelerinde ısırma kuvveti, kemiğin fizyolojik stres sınırını geçebileceği için uygun stres iletimi sağlanmalıdır. Çalışmamızda D1 kemik densitesine uygulanan, silindirik implantların ve dikey yüklemelerin çene kemiğinde daha az stres oluşturduğunu göstermektedir.

Türkyılmaz ve ark. (2008) 22 hastada maksiller posterior sahaya toplam 60 adet implant uyguladıkları çalışmalarında, implantları yükleme torkuna ve Rezonans Frekans Analiz değerlerine göre analiz etmişlerdir ve düşük densite mevcudiyetinde implant geometrisinin implantın başarısına doğrudan etki ettiğini belirtmişlerdir. Bu sebeple preoperatif radyograflarda endosseöz implant tedavisinden önce trabeküler ve kortikal kemiğin değerlendirilmesi önerilmektedir (Lindh ve ark., 1996). Preoperatif olarak kemik densitesinin değerlendirilmesinde periapikal, panoramik, BT veya cone-beam bilgisayarlı tomografi gibi 3 boyutlu analiz yöntemleri tercih edilebilir (Lee ve ark., 2007). Ancak kemiğin densitesinin değişmesi yalnızca primer stabiliteyi etkilemez implant materyali ve çevre dokuda kuvvetin oluşturduğu stresin yayılımı da değişecektir (Glantz ve Nilner, 1997; 1998; Branemark ve ark., 2001; Canay ve Akca, 2009).

Okluzal yük altında kemik ve yumuşak doku koşullarını optimize etmek için sıkıştırma ve gerilme kuvvetleri dikkate alınarak implantın uzun vadede başarısını artırmaya yönelik birçok implant tasarımı ve geometrisi geliştirilmiştir (Gehrke ve ark., 2016). Bu makroskopik geometrik özellikler uygulanan kuvvetleri implant-doku etkileşimleri boyunca dağıtmaya yardımcı olmuştur (Sertgöz, 2005). Mekanostat teorisine göre kemik üzerine gelen kuvvetler belirli sınırlar içerisinde ise kemik yıkımı

ve yapımı dengededir ve kemik devamlılığı korunmaktadır. İmplant üzerine gelen yüklemeler fazla olursa kemik rezorpsiyonuna ve implant boyun kırılmalarına neden olurken, yükleme az olursa atrofi ile beraber kemik kaybına sebep olur. Bu sebeple stresin uygun nicelik ve nitelikte iletimi önemlidir. İmplant üzerine gelen stresi değiştirmenin en kolay yolu protetik üst yapının planlaması ve implant tasarımıdır (Pilliar ve ark., 1991; Vaillancourt ve ark., 1996).

Silindirik ve konik implantlar günümüzde klinikte en çok uygulanan implant tasarımlarıdır. Konik ve basamaklı gibi yüzey geometrisi düzensizlik gösteren implantların düz yüzeyli silindirik veya yivli implantlara oranla daha fazla stres oluşturduğu belirtilmektedir (Siegele ve Soltesz, 1989). Ayrıca yapılan birçok çalışmada konik implant yüzeylerinin, silindirik implant tasarımı gibi geometrik süreksizliklere sahip yüzeylere göre daha yüksek gerilmelere neden olduğu belirtilmiştir (Holmgren ve ark., 1998; Lee ve ark., 2005; Carlos ve ark., 2015). Valente ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada konik implantların silindirik implantlara göre daha homojen kuvvet iletimi oluşturduğu ve kemik sıkışma (Kompresyon) kuvvetlerine daha mukavemetli olduğunu belirtmişlerdir. Benzer bir çalışmada Gehrke ve ark. (2016) silindirik ve konik implantları fotoelastik analiz yöntemi ile incelemişler ve milimetre başına düşen saçaklanmalarda istatistiksel olarak fark bulamamışlardır.

Konik form implantlar stresleri apikal bölgelere aktarmak üzere tasarlanmıştır. Ozkir ve ark. (2012) yaptıkları fotoelastik analiz çalışmasında konik tip implantların kök bölgesinde silindirik implantlara göre daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu belirtmektedir. Çalışmamızda da stresin konik implant tasarımında, homojen ve daha fazla olduğu görülmektedir. Silindirik implantların Von-Mises stres değerleri daha yüksek çıkmıştır. Bu analiz sonucu, silindirik implantlarda oluşan stresin konik implanttan fazla olduğunu göstermektedir.

İmplantın kırılma direnci; çap, boyun ve yiv tasarımı gibi faktörlere bağlı olarak değişmektedir. İmplant kayıplarının % 4'ü implantın okluzal stresler altında kırılması ile meydana gelmektedir (Gil, 2017). İmplantların kırılma sebepleri metal yorgunluğuna bağlı olduğu için esas olarak değerlendirilmenin kuvvet siklusları uygulanarak yapılması gerekmektedir (Prados-Privado ve ark., 2016). Ancak çalışmamızda silindirik implantlarda Von-Mises stresin konik implantlara oranla aynı

kuvvet altında daha yüksek olduğu görüldü. Materyalin aynı olması sebebi ile silindirik implantın kuvvet siklusları altında kırılma meydana getirme ihtimali daha yüksek olduğu düşünülmektedir.

Prados-Privado ve ark. (2016) yaptıkları sonlu elemanlar analizinde silindirik ve konik implantlara 0°, 15°, ve 20° derecelik açılar ile 178 N'lik kuvveti siklus ile uygulamışlardır. Silindirik implant kullanımının ve arka çene bölgesine implant yerleşiminin implant ömrünü azalttığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda tek kuvvet uygulanmış ve bahsedilen çalışmayı destekler sonuç vererek silindirik implantta Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür.

Holmgren ve ark. (1998) yaptıkları çalışmada çene kemiğinde implant sahasındaki stres dağılımında silindirik implant kullanımının daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte benzer bir çalışmada Gehrke ve ark. (2016) kortikal sahada silindirik implantların daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu belirtmiştir. Yazarlar konik implantların daha homojen bir kuvvet dağılımı gösterdiğini de öne sürmüşlerdir (Gehrke ve ark., 2016). Tüm bunlara karşın, Ozkir ve ark. (2012) yaptıkları fotoelastik analizde silindirik implantların daha homojen stres dağılımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, iki çalışma arasındaki temel farklılığın, kuvvet uygulama yönlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ozkir ve ark. (2012) yalnızca dikey yönde 150 N'lik kuvvet uygulamıştır. Gherke ve ark. (2016) ise oblik yönde 100 N'lik kuvvet uygulamıştır. Uygulanan kuvvet yönününün de implant seçiminde önemli olduğu görülmektedir. Çalışmamızda 100 N'lik kuvvet hem oblik hem de dikey yönden uygulanarak karşılaştırmalar yapılmıştır.

Primer stabilite, osseointegrasyonu ve implantın başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir (Xiao ve ark., 2011; Gaviria ve ark., 2014; Valente ve ark., 2016). İmplant tasarımı, yüzey özellikleri, kemik densitesi ve uygulanacak cerrahi yöntemin primer stabiliteyi doğrudan etkilediği belirtilmektedir (Elias ve ark., 2012). Primer stabilitenin yetersiz olduğu implantlar için % 32 oranında başarısızlık tespit edilmiştir (Vidyasagar, 2004). Bu oranın yüksek olması sebebi ile primer stabilitenin artırılması için implantta oluk ve apikal kısımda self drilling implantlarda olan vertikal yönde keskin sırt açısı gibi tasarım varyasyonları uygulanmıştır (Romanos ve ark., 2014; Valente ve ark., 2016). Literatürde, implant tasarımı ve primer stabilite ile ilgili birçok

araştırmanın olduğu görülmektedir (Mesa ve ark., 2008; Elias ve ark., 2012; Gehrke ve Marin, 2015; Romanos ve ark., 2014; Valente ve ark., 2016). Capilla ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada silindirik implantların primer stabilitesinin özellikle immediyat yüklemelerde konik implantlara göre arttığını belirtmektedir.

İmplantın yüzey özellikleri de implantın başarısını etkilemektedir (Khang ve ark., 2001; Rocci ve ark., 2003; Aalam ve Nowzari, 2005; Alsaadi ve ark., 2007). Yüzeğe yalnızca machining (işleme) uygulanan implantların diğer metotlara göre implant başarı şansının düşük olduğu belirtilmiştir (Khang ve ark., 2001; Rocci ve ark., 2003; Aalam ve Nowzari, 2005; Alsaadi ve ark., 2007). Jeong ve ark. işlenmiş yüzeğe sahip implantların düşük densiteli kemik için daha iyi olabileceğini belirtmişlerdir (Jeong ve ark., 2012). Fakat implant başarısında implant uygulanacak bölgenin kemik densitesinin daha önemli olduğu belirtilmiştir (Goiato ve ark., 2014).

İmplant uzunluğu ve çapının da çevre kemiğe etkisinin büyük olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (Misch, 1990; Iplikcioglu ve Akca, 2002b). İmplant uzunluğu, platformdan implantın tepesine kadar olan boyut olup 6-20 milimetre arasında üretilir (Lee ve ark., 2005). En yaygın kullanılan uzunluk 8-15 milimetre arasındadır (Gaviria ve ark., 2014). Yapılan araştırmalar, implant uzunluğunun başarı oranını arttırdığını göstermiştir. Kısa implantlar daha az kemik-implant teması ve daha küçük implant yüzeyi sebebiyle istatistiksel olarak daha düşük başarı oranları elde etmektedirler (Lee ve ark., 2005; Mijiritsky ve ark., 2013). İmplantın çapı en geniş çap bölgesinden ölçülür ve 3 ila 7 mm arasında değişir (Lee ve ark., 2005; Mijiritsky ve ark., 2013). Klinik uygulamada en iyi stabilitenin sağlanması çevre kemik dokusunun da yeterli kalacak şekilde korunması için uygun implant çapı seçilir. Daha geniş implantlar yüzey alanının artışı ve primer stabilitenin artmasını sağlar. Ivanoff ve ark. (1997) daha geniş çaplı implantlarda stabilitenin yüzey kontakt alanına bağlı olarak arttığını belirtmektedir. Bunun yanında geniş çaplı implantların daha büyük dikey yükleri karşılayabileceği bildirilmiştir (Shemtov-Yona ve ark., 2014). İmplant çapı ile uzunluğu stres oluşumu açısından kortikal kemik ile karşılaştırıldığında implant çapının uzunluktan daha önemli olduğu belirtilmektedir (Shemtov-Yona ve ark., 2014). Ancak bir başka çalışmada trabeküler kemikte yapılan karşılaştırma sonucu implant boyunun daha önemli olduğu belirtilmiştir (Gaviria ve ark., 2014). Biz de

çalışmamızda klinikte sıklıkla uygulanan 4.0 mm çaplı ve 10.0 mm uzunluğa sahip implant kullandık.

İmplantın yiv açısı da primer stabilite ve osseointegrasyon açısından önemlidir. İmplantın keskin yivleri 'V', kare, butres ve ters butres şeklinde bulunur. Bu çalışmada kare yiv tasarımına sahip silindirik implant kullanılmıştır. Konik implant ise tasarım etkenlerinin sabitlenmesi açısından aynı yiv derinliği mesafesi, çap ve boy olacak şekilde yeniden modele edilmiştir. Yiv tipi standardize edilerek bütün modellerde aynı yiv tasarımı, yiv aralığı ve yiv derinliğine sahip implant kullanılmıştır.

İmplanta uygulanan kuvvetin doğrultusu implantın içyapısında ve kemikte meydana getirdiği stres ile doğrudan ilişkilidir. Protetik üst yapının da kuvvet iletiminde etkisi bulunmaktadır. Açılı ve düz abutmentlerin stres meydana gelmesindeki etkisi karşılaştırıldığında açılı abutmentlerde Von-Mises stresi daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Dolayısı ile kuvvet düzgün olmadığı için stresin arttığı sonucu ortaya çıkmaktadır (Arun Kumar ve ark., 2013). Çalışmamızda bütün modellerde abutment açısı düz kabul edilip stabilizasyon sağlanmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmada 8 adet model oluşturulmuş, kuvvetin yönü, implantın tasarımı ve uygulandığı kemiğin densitesinin, implantta ve kemikte meydana getirdiği stresler analiz edilmiştir.

Kendi bünyesinde stresi silindirik implantlar konik implantlara göre daha fazla meydana getirirken; kemiğe iletilen stres, silindirik implantlarda daha azdır. D4 kemik yoğunluğunda D1 kemik yoğunluğuna göre daha fazla stres meydana gelmiştir. Oblik kuvvetler dikey kuvvetlerden hem implant hem çevre kemik dokuda daha fazla stres meydana getirmektedir.

Yapılan çalışma alt çene birinci küçük azı diş bölgesine 100 N'lik kuvvetle uygulanmış ve kemikte rezorpsiyon meydana getirecek kadar stresin oluşmadığı gözlenmiştir. Ancak ısırma kuvveti 800 N'ye kadar çıkabilmektedir. Bu nedenle maksiller posterior alan gibi D4 kemik densitesindeki bölgelerde geniş çaplı silindirik implantın kullanılması kemiğe gelen stresi azaltacak, dolayısı ile kemik rezorpsiyonu azalacaktır.

Ön bölgelerde ısırma kuvveti daha azdır. Konik veya silindirik implant tasarımları tercih edilebilir. Ancak silindirik implantın en çok stresin oluştuğu bölge olan boyun kırıklarına sebep olabileceği, konik implantların ise kemikte meydana getirdiği streslerin daha fazla olacağı bilinmelidir.

Çiğneme kuvvetleri esas olarak dikeydir fakat çiğneme sırasında çenenin horizontal olarak hareket etmesi ve dişlerin inklinasyon açıları implant ve implant üstü materyallerde lateral kuvvet oluşturur. Bu sebeple gerek cerrahi aşaması gerekse de

protetik aşamada implant üstüne gelecek kuvvetlerin mümkün olduğunca dikey doğrultuda olması sağlanmalıdır.

Sonuç olarak kullanılacak implant tasarımının seçimi, kemik yoğunluğu ve ısırma kuvvetinin geldiği noktalara dikkat edilerek yapılmalıdır. Silindirik implant kullanımı implantta stresin oluşmasını arttırarak implant kırılmalarına sebep olacak, konik implant kullanımı ise stresin kemikte daha çok oluşmasını sağlayıp rezorpsiyona yol açacaktır. Bu sebeple silindirik olarak tasarlanan implantlarda daha geniş çaplar tercih edilmelidir. Bununla birlikte ısırma kuvvetinin daha düşük olduğu ve kemik genişliğinin sınırlı olduğu bölgelerde konik implantların kullanımı önerilmektedir.



7. KAYNAKLAR

Aalam A. ve Nowzari H. (2005). Clinical evaluation of dental implants with surfaces roughened by anodic oxidation, dual acid-etched implants, and machined implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20 (5), 793-798.

Abraham C. M. (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*, 8 (1), 50-55.

Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A. ve Wang H. L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 21 (2), 129-136.

Adell R., Lekholm U., Rockler B. ve Branemark P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 10 (6), 387-416.

Akca K., Cehreli M. C. ve Iplikcioglu H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 115-121.

Akca K. ve Iplikcioglu H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16 (5), 722-730.

Albrektsson T. ve Sennerby L. (1990). [Direct bone anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration]. *Parodontol*, 1 (4), 307-320.

Albrektsson T. ve Wennerberg A. (2004). Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*, 17 (5), 544-564.

Albrektsson T., Zarb G., Worthington P. ve Eriksson A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1 (1), 11-25.

Albrektsson T. ve Zarb G. A. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont*, 6 (2), 95-105.

Alsaadi G., Quirynen M., Komarek A. ve van Steenberghe D. (2007). Impact of local and systemic factors on the incidence of oral implant failures, up to abutment connection. *J Clin Periodontol*, 34 (7), 610-617.

Alsaadi G., Quirynen M., Komarek A. ve Van Steenberghe D. (2008). Impact of local and systemic factors on the incidence of late oral implant loss. *Clin Oral Implants Res*, 19 (7), 670-676.

Anselme K., Bigerelle M., Noel B., Lost A. ve Hardouin P. (2002). Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth. *J Biomed Mater Res*, 60 (4), 529-540.

Aparicio C., Gil F. J., Fonseca C., Barbosa M. ve Planell J. A. (2003). Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*, 24 (2), 263-273.

Arun Kumar G., Mahesh B. ve George D. (2013). Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc*, 13 (4), 466-472.

Arvier J., Scott J., Goss A., Wilson D. ve Tideman H. (1989). Biological and clinical evaluation of the transmandibular implant. *Aust Dent J*, 34 (6), 524-529.

Ash M. (1984). *Wheeler's Atlas of Tooth Form*: London, Saunders: Spiralbound S: 63-80

- Ashman R. B. ve Van Buskirk W. C. (1987). The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res*, 1 (1), 64-67.
- Assuncao W. G., Barao V. A., Tabata L. F., Gomes E. A., Delben J. A. ve dos Santos P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*, 20 (4), 1173-1177.
- Bagno A. ve Di Bello C. (2004). Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*, 15 (9), 935-949.
- Becker M. J. (1999). Ancient "Dental Implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (1), 19-29.
- Benjamin L. S. (1992). Long-term retrospective studies on the CT-scan, CAD/CAM, one-stage surgery hydroxyapatite-coated subperiosteal implants, including human functional retrievals. *Dent Clin North Am*, 36 (1), 77-93
- Bidez M. W. ve Misch C. E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*, 1 (4), 289-294.
- Block M. S., Gardiner D., Kent J. N., Misiek D. J., Finger I. M. ve Guerra L. (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (5), 626-633.
- Boggan R. S., Strong J. T., Misch C. E. ve Bidez M. W. (1999). Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*, 82 (4), 436-440.
- Bosker H. ve van Dijk L. (1983). [The transmandibular implant]. *Ned Tijdschr Tandheelkd*, 90 (9), 381-389.
- Bothe B. L., Davenport HA. (1940). Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet*, 71, 598-602.

Bozkaya D., Muftu S. ve Muftu A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 523-530.

Branemark P. I., Albrektsson T. (1988). Tissue integrated prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. (2. bs.). Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc. S: 107-109

Branemark P. I. (1959). Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest*, 11 (38), 1-82.

Branemark P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50 (3), 399-410.

Branemark P. I., Adell R., Breine U., Hansson B. O., Lindstrom J. ve Ohlsson A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3 (2), 81-100.

Branemark P. I., Hansson B. O., Adell R., Breine U., Lindstrom J., Hallen O. ve ark. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16, 1-132.

Branemark R., Branemark P. I., Rydevik B. ve Myers R. R. (2001). Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*, 38 (2), 175-181.

Canay S. ve Akca K. (2009). Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent*, 18 (3), 239-248.

Caputo A. Standlee. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Illinois: Quintessence Pub. Co

Chen Y. W., Moussi J., Drury J. L. ve Wataha J. C. (2016). Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*, 1-19.

- Chess J. T. (1990). Technique for placement of root form implants of the finned or serrated type. *J Am Dent Assoc*, 121 (3), 414-417.
- Cho S. A. ve Park K. T. (2003). The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials*, 24 (20), 3611-3617.
- Choi J. W., Heo S. J., Koak J. Y., Kim S. K., Lim Y. J., Kim S. H. ve ark. (2006). Biological responses of anodized titanium implants under different current voltages. *J Oral Rehabil*, 33 (12), 889-897.
- Ciftci Y. ve Canay S. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (4), 571-582.
- Clelland NL L. J., Bimbenet OC, Brantley AW. (1995). Basic research: a threedimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont Res* (4), 95-100.
- Coelho P. G., Granjeiro J. M., Romanos G. E., Suzuki M., Silva N. R., Cardaropoli G. ve ark. (2009). Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88 (2), 579-596.
- Craig R. G. (1993). Restorative Dental Materials. Ninth ed., St. Louis: Mosby Year Book Inc.
- Cranin A. N., Schnitman P. A., Rabkin S. M. ve Onesto E. J. (1975). Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. *J Biomed Mater Res*, 9 (4), 257-262.
- Dal Carlo L L. L., Pasqualini ME, Shulman M, Grivet Brancot L, Nardone M. (2013). Blade implants in the rehabilitation of severely atrophic ridges. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery*, 1 (4), 33.
- Del Fabbro M., Testori T., Francetti L. ve Weinstein R. (2004). Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24 (6), 565-577.

Denry I. ve Kelly J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24 (3), 299-307.

Dion I., Rouais F., Baquey C., Lahaye M., Salmon R., Trut L. ve ark. (1997). Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics: part I: characterization of ceramic powders. *J Mater Sci Mater Med*, 8 (5), 325-332.

Edgerton M. ve Levine M. J. (1993). Biocompatibility: its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent*, 69 (4), 406-415.

Ekelund J. A., Lindquist L. W., Carlsson G. E. ve Jemt T. (2003). Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*, 16 (6), 602-608.

Elias C. N. (2015). Factors Affecting the Success of Dental Implants: InTech marked.

Elias C. N., Rocha F. A., Nascimento A. L. ve Coelho P. G. (2012). Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 16, 169-180.

Eskitascioglu G., Usumez A., Sevimay M., Soykan E. ve Unsal E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, 91 (2), 144-150.

Filiaggi M. J., Coombs N. A. ve Pilliar R. M. (1991). Characterization of the interface in the plasma-sprayed HA coating/Ti-6Al-4V implant system. *J Biomed Mater Res*, 25 (10), 1211-1229.

Frank A. L. (1967). Improvement of the crown-root ratio by endodontic endosseous implants. *J Am Dent Assoc*, 74 (3), 451-462.

Frost H. M. (1988). Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tissue Int*, 42 (3), 145-156.

Frost H. M. (2003). Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 275 (2), 1081-1101.

Frost H. M. (2004). 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*, 74 (1), 3-15.

Fuh L. J., Huang H. L., Chen C. S., Fu K. L., Shen Y. W., Tu M. G. ve ark. (2010). Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil*, 37 (5), 346-351.

Gaviria L., Salcido J. P., Guda T. ve Ong J. L. (2014). Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 40 (2), 50-60.

Gealh W. C., Mazzo V., Barbi F. ve Camarini E. T. (2011). Osseointegrated implant fracture: causes and treatment. *J Oral Implantol*, 37 (4), 499-503.

Gehrke S. A., Frugis V. L., Shibli J. A., Fernandez M. P., Sanchez de Val J. E., Girardo J. L. ve ark. (2016). Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis. *Open Dent J*, 10, 522-530.

Gehrke S. A. ve Marin G. W. (2015). Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat*, 199, 30-35.

Geng J. P., Tan K. B. ve Liu G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 585-598.

Geusens P. (1998). *Osteoporosis in Clinical Practice A Practical Guide for Diagnosis and Treatment*. London: Springer.

Gharechahi J., Sharifi E., Aghdaee N. A. ve Nosohian S. (2008). Finite element method analysis of the stress distribution to supporting tissues in a Class IV Aramany removable partial denture (Part I: the teeth and periodontal ligament). *J Contemp Dent Pract*, 9 (6), 65-72.

Gil F. J. (2017). Importance Of The Surface Roughness And Residual Stress Of Dental Implants On Fatigue And Osseointegration Behavior In Rabbits. *Journal of Oral Implantology*.

Glantz P. O. ve Nilner K. (1997). Biomechanical aspects on overdenture treatment. *J Dent*, 25 Suppl 1, S: 21-24.

Glantz P. O. ve Nilner K. (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol 2000*, 17, 119-124.

Glauser R L. A., Gottlow J., (2000). Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed in bone quality type 4. *App Osseointegration Res*, 1, 15-17.

Goiato M. C., dos Santos D. M., Santiago J. F., Jr., Moreno A. ve Pellizzer E. P. (2014). Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 43 (9), 1108-1116.

Golec T. S. ve Krauser J. T. (1992). Long-term retrospective studies on hydroxyapatite coated endosteal and subperiosteal implants. *Dent Clin North Am*, 36 (1), 39-65.

Gotfredsen K., Wennerberg A., Johansson C., Skovgaard L. T. ve Hjorting-Hansen E. (1995). Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res*, 29 (10), 1223-1231.

Greenstein G., Cavallaro J. ve Tarnow D. (2013). Assessing bone's adaptive capacity around dental implants: a literature review. *J Am Dent Assoc*, 144 (4), 362-368.

Gupta A., Dhanraj M. ve Sivagami G. (2010). Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview. *Indian J Dent Res*, 21 (3), 433-438.

Gümüş D. H. Ö. (2007). Üç Farkli Dental İmplant Yİv Tasariminin Ve İki Farkli Dental İmplant Çapının Deęliők Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluőturduklari Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karőılaőtirilmesi. Hacettepe Üniversitesi.

- Hancı M B. E., Arpacı. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık.
- Henry P T. A., Allan BP. (2000). Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the Greyhound dog mandible. *App Osseointegration Res*, 1, 15-17.
- Hisbergues M., Vendeville S. ve Vendeville P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88 (2), 519-529.
- Hobo S I. E., Garcia LT. (1990). Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence Publ. Co. Ltd.
- Holmgren E. P., Seckinger R. J., Kilgren L. M. ve Mante F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 24 (2), 80-88.
- Huang H. L., Huang J. S., Ko C. C., Hsu J. T., Chang C. H. ve Chen M. Y. (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 16 (4), 466-472.
- Ingle JI B. L., Baumgartner JC. Endodontics (Vol. 6). Hamilton: BC Decker Inc. S: 1298.
- Iplikcioglu H. ve Akca K. (2002a). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent (Tehran)*, 30 (1), 41-46.
- Iplikcioglu H. ve Akca K. (2002b). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*, 30 (1), 41-46.
- Isidor F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*, 7 (2), 143-152.

- Ivanoff C. J., Hallgren C., Widmark G., Sennerby L. ve Wennerberg A. (2001). Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*, 12 (2), 128-134.
- Ivanoff C. J., Sennerby L., Johansson C., Rangert B. ve Lekholm U. (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 26 (2), 141-148.
- Jaffin R. A. ve Berman C. L. (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol*, 62 (1), 2-4.
- Jemat A., Ghazali M. J., Razali M. ve Otsuka Y. (2015). Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. *Biomed Res Int*, 2015, 791725.
- Jeong M. A., Kim S. G., Kim Y. K., Oh H. K., Cho Y. S., Kim W. C. ve ark. (2012). A multicenter prospective study in type IV bone of a single type of implant. *Implant Dent*, 21 (4), 330-334.
- John Hobkirk, Lloyd Searson. (2003). Introducing Dental Implants.
- Johns R. B., Jemt T., Heath M. R., Hutton J. E., McKenna S., McNamara D. C. ve ark. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7 (4), 513-522.
- Jungner M., Lundqvist P. ve Lundgren S. (2005). Oxidized titanium implants (Nobel Biocare TiUnite) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare mark III) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. *Clin Oral Implants Res*, 16 (3), 308-312.
- Katranji A., Misch K. ve Wang H. L. (2007). Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol*, 78 (5), 874-878.
- Keyak J. H., Meagher J. M., Skinner H. B. ve Mote C. D., Jr. (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng*, 12 (5), 389-397.

- Khang W., Feldman S., Hawley C. E. ve Gunsolley J. (2001). A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. *J Periodontol*, 72 (10), 1384-1390.
- Ko C. C., Kohn D. H. ve Hollister S. J. (1992). Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol*, 18 (3), 220-230.
- Koc D., Dogan A. ve Bek B. (2010). Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent*, 4 (2), 223-232.
- Kopp S., Behrend D., Kundt G., Ottl P., Frerich B. ve Warkentin M. (2013). Dental implants and immediate loading: multivariate analysis of success factors. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*, 114 (3), 146-154.
- Lan T. H., Du J. K., Pan C. Y., Lee H. E. ve Chung W. H. (2012). Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig*, 16 (2), 363-369.
- Le Guehennec L., Soueidan A., Layrolle P. ve Amouriq Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, 23 (7), 844-854.
- Lee J. H., Frias V., Lee K. W. ve Wright R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 94 (4), 377-381.
- Lee S., Gantes B., Riggs M. ve Crigger M. (2007). Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22 (2), 208-212.
- Lekholm U Z. G. (1985). *Osseointegration in Clinical Dentistry*: Quintessence Publ Co. S: 199-209.
- Lew I. (1981). Part 1. The philosophy of the overlay prosthesis. Terminal dental arches restored with implants and overlay restorations. *J Oral Implantol*, 9 (3), 316-351.

- Lindh C., Petersson A. ve Rohlin M. (1996). Assessment of the trabecular pattern before endosseous implant treatment: diagnostic outcome of periapical radiography in the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82 (3), 335-343.
- Linkow L. (1966). Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. *J Oral Implant& Transplant Surg* (12), 35-44.
- Linkow L. (1970). Theories and techniques of oral implantology. Mosby: St Louis.
- Linkow L., Glassman P. E. ve Asnis S. T. (1973). Macroscopic and microscopic studies of endosteal bladevent implants (six month dog study). *Oral Implantol*, 3 (4), 281-309
- Linkow L. (1979). Implants for edentulous arches. In: Winkler (Vol. 1). Philadelphia: WB Saunders.
- Linkow L. (1984). Endosseous bladevent implant-insertion guidelines. . *Dentistry Today*, III (6).
- Linkow L. ve Ghalili R. (1999). Ramus hinges for excessive movements of the condyles: a new dimension in mandibular tripod subperiosteal implants. *J Oral Implantol*, 25 (1), 11-17.
- Lubar R. L. ve Katin R. A. (1990). Implant systems incorporating the hollow-basket concept. *J Am Dent Assoc*, 121 (3), 384, 388, 390 passim.
- Maggiolo. (1809). Manuel de l'art dentaire [Manuel of dental art], Nancy,France, C. Le Seure.
- Malvin R. (1985). E. Dentistry: an illustrated history. 2nd ed. Abradale
- Mammadzada S. (2009). İmplant Dizaynının Kemikteki Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi.
- Manicone P. F., Rossi Iommetti P. ve Raffaelli L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35 (11), 819-826.

Martin J. Y., Schwartz Z., Hummert T. W., Schraub D. M., Simpson J., Lankford J., Jr. ve ark. (1995). Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res*, 29 (3), 389-401.

Massaro C., Rotolo P., De Riccardis F., Milella E., Napoli A., Wieland M. ve ark. (2002). Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med*, 13 (6), 535-548.

Mathewson R. J., Bruner F. W. ve Noonan R. G. (1967). The clinical comparison of a spherical amalgam alloy and a conventional amalgam alloy: a pilot study. *J Dent Child*, 34 (3), 176-182.

Maxson B., Sindet-Pedersen S., Tideman H., Fonseca R. J. ve Zijlstra G. (1989). Multicenter follow-up study of the transmandibular implant. *J Oral Maxillofac Surg*, 47 (8), 785-789.

Menicucci G., Mossolov A., Mozzati M., Lorenzetti M. ve Preti G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 13 (3), 334-341.

Mesa F., Munoz R., Noguerol B., de Dios Luna J., Galindo P. ve O'Valle F. (2008). Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res*, 19 (2), 196-200.

Mijiritsky E., Mazor Z., Lorean A. ve Levin L. (2013). Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent*, 22 (4), 394-398.

Minichetti J. C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J Oral Implantol*, 29 (3), 111-116; discussion 117-119.

Misch C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol*, 6 (2), 23-31.

Misch C. E. (1991). Prosthetic options in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*, 7 (2), 17-21.

Carl E. Mish. (1999). Contemporary implant dentistry (Vol. 2): St.louis-USA. Mosby Year Book-Inc.

Carl E. Mish. (2004). Dental Implant Prosthetics Chapter 8. Missouri-USA. Elsevier Mosby.

Carl E. Mish. (2005). Dental Implant Prosthetics.1th ed. St. Louis: Mosby, Inc., Chapter 14-19-20.

Carl E. Mish. (2008). Contemporary Implant Dentistry.

Carl E. Mish. (2005). Contemporary implant denstry A scientific rationale for dental implant design. Mosby.

Mitchell D. A. (2015). An Introduction to Oral and Maxillofacial Surgery: Taylor and Francis.

Mori S. ve Burr D. B. (1993). Increased intracortical remodeling following fatigue damage. *Bone*, 14 (2), 103-109.

Naert I., Duyck J. ve Vandamme K. (2012). Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res*, 23 Suppl 6, 95-107.

O'Brien WJ. (1997). Dental materials and their selection (Vol. 2). Chicago: Quintessence,.

O'Neal R. B., Sauk J. J. ve Somerman M. J. (1992). Biological requirements for material integration. *J Oral Implantol*, 18 (3), 243-255.

Ochiai K. T., Williams B. H., Hojo S., Nishimura R. ve Caputo A. A. (2004). Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent*, 91 (5), 421-427.

Oliscovicz N. F., Shimano A. C., Marcantonio Junior E., Lepri C. P. ve Dos Reis A. C. (2013). Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. *Int J Dent*, 2013, 194987.

Ong J. L., Carnes D. L. ve Bessho K. (2004). Evaluation of titanium plasma-sprayed and plasma-sprayed hydroxyapatite implants in vivo. *Biomaterials*, 25 (19), 4601-4606.

Ozgir S. E. ve Terzioglu H. (2012). Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res*, 23 (5), 603-607.

Özçelik E. (2010). Farkli İmplant Ataşman Sistemlerinin Kemik Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yoluyla İncelenmesi. İstanbul.

Kurowski P.M. (2004). Finite Element Analysis for Design Engineers. Warrendale Sae International USA. S: 77-156.

Park J. Y. ve Davies J. E. (2000). Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res*, 11 (6), 530-539.

Paton G., Fuss J. ve Goss A. N. (2002). The transmandibular implant: a 5- and 15-year single-center study. *J Oral Maxillofac Surg*, 60 (8), 851-857.

Piconi C M. G. Z. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.

Piermatti J., Nikas J. ve Winkler S. (2011). The use of root form implants in overdenture treatment for the atrophic mandible: a clinical report. *J Oral Implantol*, 37 (6), 723-726.

Pilliar R. M., Deporter D. A., Watson P. A. ve Valiquette N. (1991). Dental implant design--effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res*, 25 (4), 467-483.

Prados-Privado M., Prados-Frutos J. C., Gehrke S. A., Sanchez Siles M., Calvo Guirado J. L. ve Bea J. A. (2016). Long-Term Fatigue and Its Probability of Failure Applied to Dental Implants. *Biomed Res Int*, 2016, 8927156.

- Premnath K., Sridevi J., Kalavathy N., Nagaranjani P. ve Sharmila M. R. (2013). Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc*, 13 (4), 555-559.
- Quirynen M., Naert I. ve van Steenberghe D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res*, 3 (3), 104-111.
- Philips R.W. (1991). Science of dental materials (Vol. 9). USA: WB Saunders Company.
- Raimondi M. T., Vena P. ve Pietrabissa R. (2001). Quantitative evaluation of the prosthetic head damage induced by microscopic third-body particles in total hip replacement. *J Biomed Mater Res*, 58 (4), 436-448.
- Rasmusson L., Kahnberg K. E. ve Tan A. (2001). Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*, 3 (1), 2-8.
- Rigo ECS B. A., Yoshimoto M, Allegrini S, Konig B ve Carbonari MJ. (2004). Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants *Materials Science and Engineering* 5(24), 647–651.
- Rocci A., Martignoni M. ve Gottlow J. (2003). Immediate loading of Branemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 Suppl 1, 57-63.
- Romanos G. E., Ciornei G., Jucan A., Malmstrom H. ve Gupta B. (2014). In vitro assessment of primary stability of Straumann(R) implant designs. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16 (1), 89-95.
- Saini M., Singh Y., Arora P., Arora V. ve Jain K. (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases*, 3 (1), 52-57.

Scacchi M. (2000). The development of the ITI dental implant system. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res*, 11 Suppl 1, 8-21.

Schnitman P. A., Rubenstein J. E., Whorle P. S., DaSilva J. D. ve Koch G. G. (1988). Implants for partial edentulism. *J Dent Educ*, 52 (12), 725-736.

Seong WJ K. U., Swift JQ, Hodges JS, Ko CC. (2009). Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *J Prosthet Dent* (101), 306-318.

Sertgöz A. (2005). Osseointegrasyon-II (3. bs.). Ankara: İmplantr S: 40-45.

Sevimay M., Turhan F., Kilicarslan M. A. ve Eskitascioglu G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 93 (3), 227-234.

Shapoff C. A. (2002). Clinical advantages of tapered root form dental implants. *Compend Contin Educ Dent*, 23 (1), 42-44, 46, 48 passim.

Shemtov-Yona K., Rittel D., Levin L. ve Machtei E. E. (2014). Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16 (2), 172-177.

Siegele D. ve Soltesz U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4 (4), 333-340.

Simsek B., Erkmen E., Yilmaz D. ve Eser A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys*, 28 (3), 199-213.

Skalak R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49 (6), 843-848.

Soğancı G. (2012). Farklı İmplant Planlamalarının Yapıldığı Tam Dişsiz Yarık Damaklarda Oklüzal Kuvvetler Altında Oluşan Gerilimin Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi.

Stanford C. M. (2008). Surface modifications of dental implants. *Aust Dent J*, 53 Suppl 1, S26-33.

Stellingsma C., Vissink A., Meijer H. J., Kuiper C. ve Raghoobar G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 15 (4), 240-248.

Strock A.E. (1939). Experimental work on direct implantation in the alveous. *Am J Orthod Oral Surg*, 25, 467-472.

Sugiura T., Horiuchi K., Sugimura M. ve Tsutsumi S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 1 (2), 165-170.

Sul Y. T., Johansson C. B., Roser K. ve Albrektsson T. (2002). Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials*, 23 (8), 1809-1817.

Sutter F., Schroeder A. ve Buser D. A. (1988). The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3 (3), 161-172.

Sykaras N., Iacopino A. M., Marker V. A., Triplett R. G. ve Woody R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (5), 675-690.

Tashkanki EA. L. B., Edge MJ. (1996). Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 158-164.

Teixeira E. R., Sato Y., Akagawa Y. ve Shindoi N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 25 (4), 299-303.

Tesk J. A. ve Widera O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res*, 7 (3), 251-261.

Triplett R. G., Froberg U., Sykaras N. ve Woody R. D. (2003). Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *J Long Term Eff Med Implants*, 13 (6), 485-501.

Turkyilmaz I., Aksoy U. ve McGlumphy E. A. (2008). Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*, 10 (4), 231-237.

Urban R. M., Jacobs J. J., Tomlinson M. J., Gavrilovic J., Black J. ve Peoc'h M. (2000). Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 82 (4), 457-476.

Vaillancourt H., Pilliar R. M. ve McCammond D. (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (3), 351-359.

Val J. E., Gomez-Moreno G., Ruiz-Linares M., Frutos J. C., Gehrke S. A. ve Calvo-Guirado J. L. (2016). Effects of Surface Treatment Modification and Implant Design in Implants Placed Crestal and Subcrestally Applying Delayed Loading Protocol. *J Craniofac Surg*.

Valente M. L., de Castro D. T., Shimano A. C., Lepri C. P. ve dos Reis A. C. (2016). Analyzing the Influence of a New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res*, 18 (1), 168-173.

Vallecillo Capilla M., Romero Olid Mde N., Olmedo Gaya M. V., Reyes Botella C. ve Zorrilla Romera C. (2007). Cylindrical dental implants with hydroxyapatite- and

titanium plasma spray-coated surfaces: 5-year results. *J Oral Implantol*, 33 (2), 59-68.

Van Oers R. F., van Rietbergen B., Ito K., Huiskes R. ve Hilbers P. A. (2011). Simulations of trabecular remodeling and fatigue: is remodeling helpful or harmful? *Bone*, 48 (5), 1210-1215.

Van Steenberghe D., Jacobs R., Desnyder M., Maffei G. ve Quirynen M. (2002). The relative impact of local and endogenous patient-related factors on implant failure up to the abutment stage. *Clin Oral Implants Res*, 13 (6), 617-622.

Vidyasagar L A. P. (2004). Dental implant design and biological effects on bone-implant interface. . *Stomatologija*, 6, 51-54.

Wagner J., Wagner, S. (1996). Reviews from current literature. *J. Oral Implantol* (22), 187-201.

Wennerberg A. ve Albrektsson T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 20 Suppl 4, 172-184.

Wennerberg A., Albrektsson T. ve Andersson B. (1996). Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (1), 38-45.

Wheeler S. L. (1996). Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (3), 340-350.

Wiley-Blackwell A. J. (2008). *Osseointegration and Dental Implants*: 2121 State Avenue, Ames, Iowa 50014-8300, USA.

Wilson T. G., Jr., Miller R. J., Trushkowsky R. ve Dard M. (2016). Tapered Implants in Dentistry: Revitalizing Concepts with Technology: A Review. *Adv Dent Res*, 28 (1), 4-9.

Xiao J. R., Li Y. F., Guan S. M., Song L., Xu L. X. ve Kong L. (2011). The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 69 (7), e273-281.

Yoon W. J., Kim S. G., Oh J. S., You J. S., Jeong K. I., Lim S. C. ve ark. (2016). Comparative study on the osseointegration of implants in dog mandibles according to the implant surface treatment. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 42 (6), 345-351.

Zarone F., Russo S. ve Sorrentino R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27 (1), 83-96.

Zeynep Yesil Duymus H. G. (2013). Dental Implant Materials. *J Dent Fac Atatürk Uni.*, 23 (1), 145-152.

8 ÖZGEÇMİŞ

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Efe Can SİVRİKAYA

Doğum Yeri : Trabzon

Doğum Tarihi : 23/10/1987

Yabancı Dili : İngilizce

E-mail : efecans@msn.com

İletişim Bilgileri : 0 (554) 7735045

Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Başkent Üniversitesi	2007-2012
Uzmanlık	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	2013-

Yayınlar :

1. Mehmet Melih Omezli, Damla Torul, **Efe Can Sivrikaya** The Prevalence Of Foreign Bodies In Jaw Bones On Panoramic Radiography Indian Journal Of Dentistry | December 2015 | Vol 6 | Issue 4

2. **Efe Can Sivrikaya**, Ferhat Ayranci, Mehmet Melih Omezli, Havva Erdem Squamous Odontogenic Tumor: A Rare Case Report And Review Of The Literature J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg Feb 13, 2016 (Accepted)
3. Yüksek Haydar, Kolaylı Sevgi, Küçük Murat, Yüksek M Ozgün, Ocak Ummuhan, Şahinbaş Esra, **Sivrikaya Efecan**, Ocak Miraç Synthesis And Antioxidant Activities Of Some 4-Benzylidenamino-4,5-Dihydro- 1H-1,2,4-Triazol-5-One Derivatives IJC-B Vol.45B(03) [March 2006]
4. Maksillofasiyal Sınır Hasarlarının Tedavisinde Güncel Yaklaşımlar Türkiye Klinikleri Ağız Diş Ve Çene Cerrahisinde İnovasyon Özel Sayısı Yıl:2016 Cilt:2 Sayı:2 Sayfa:93-97
5. Omezli Mm, Ayrancı F, **Sivrikaya Ec** ,Yurtyapan H Large Keratocystic Odontogenic Tumour Located In Mandible: A Case Report Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum 2014
6. Ayrancı F, Omezli MM, **Sivrikaya Ec**, Rastgeldi Oz. Odontogenic Myxoma Located In Mandible: A Case Report Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum 2014
7. **Efe Can Sivrikaya**, Ferhat Ayranci, Mehmet Melih Omezli, Havva Erdem Squamous Odontogenic Tumor: A Rare Case Report 10. Uluslararası Ağız Ve Yüz Çene Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi 2016
8. Mehmet Melih Omezli, Ferhat Ayranci, Burak Cezairli, **Efe Can Sivrikaya** Oronasal Fistula Repair In A Patient With Cleft Palate: A Case Report Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum 2016