

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI İMPLANT ve ABUTMENT DİZAYNLARININ FARKLI KEMİK
MODELLERİ ÜZERİNDE DİKEY VE AÇILI KUVVETLER ALTINDA
MEYDANA GETİRDİĞİ STRES BÖLGELERİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Bahadır Uğur AYLIKCI

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Serhat DEMİRER

ORTAK DANIŞMAN

Prof. Dr. Gönen ÖZCAN

2014 – KIRIKKALE

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI İMPLANT ve ABUTMENT DİZAYNLARININ FARKLI KEMİK
MODELLERİ ÜZERİNDE DİKEY VE AÇILI KUVVETLER ALTINDA
MEYDANA GETİRDİĞİ STRES BÖLGELERİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Bahadır Uğur AYLIKCI

PERİODONTOLOJİ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Serhat DEMİRER

ORTAK DANIŞMAN

Prof. Dr. Gönen ÖZCAN

Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi

Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No: 2013/06

2014 – KIRIKKALE



İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖNSÖZ	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR	X
ŞEKİLLER	XI
ÇİZELGELER	XIII
ÖZET	1
SUMMARY	2
1 GİRİŞ.....	3
1.1 Dental İmplant.....	3
1.1.1 İmplant Tarihi.....	4
1.1.2 İmplant Gövde Terminolojisi.....	7
1.1.3 Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller	7
1.1.3.1 Metal Alaşımlar	9
1.1.3.2 Seramik ve Karbonlar	10
1.1.3.3 Polimerler.....	11
1.1.4 İmplant Dizaynı.....	11
1.1.4.1 İmplant Gövde Yapısı.....	12
1.1.4.2 İmplant Çapı	15
1.1.4.3 İmplant Uzunluğu	16
1.1.4.4 İmplant Yiv Geometrisi	16
1.1.4.5 İmplant Yüzey Özellikleri	19
1.1.4.6 İmplant Boyun Bölgesi	20
1.1.4.7 İmplant Abutment Birleşimi	21
1.1.5 İmplantın Yüzey Özellikleri.....	23
1.1.5.1 Machined (İşlenmemiş) Yüzeyli İmplantlar	24

1.1.5.2	Treated (İşlenmiş) Yüzeyle İmplantlar.....	24
1.1.5.2.1	Sand-Blasted (Kumlama).....	24
1.1.5.2.2	Grit-Blasted.....	24
1.1.5.2.3	Asit Etching (Asitleme)	25
1.1.5.2.4	SLA (Kumlama ve Asit-Etching Kombinasyonu).....	25
1.1.5.2.5	Lazer Uygulanmış Yüzeyle	25
1.1.5.2.6	Sinterleme	26
1.1.5.3	Kaplama Yüzeyle.....	26
1.1.5.3.1	Titanyum Plazma Sprey (TPS)	26
1.1.5.3.2	Seramik Kaplama.....	27
1.1.5.3.3	Trabeküler Kaplama	27
1.1.5.4	Kombine Yüzeyle	27
1.2	Kemik.....	27
1.2.1	Kemik Oluşum Mekanizması.....	28
1.2.2	Osseointegrasyon	29
1.2.3	Alveolar Kemikğin Özellikleri.....	30
1.3	Biyomekanik	32
1.3.1	Kuvvet.....	32
1.3.1.1	Çiğneme Kuvvetleri.....	33
1.3.1.1.1	Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi.....	33
1.3.1.1.2	Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü.....	34
1.3.1.1.3	Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi	36
1.3.1.1.4	Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü.....	37
1.3.1.2	Kuvvetin İmplant ve Kemik Üzerine Etkisi	38
1.3.2	Kuvvet Analiz Yöntemleri	40
1.3.2.1	Deneyisel Analizi Yöntemleri.....	41

1.3.2.1.1	Fotoelastik Rezin Gerilme Analizi	41
1.3.2.1.2	Strain Gage Gerilme Analizi.....	42
1.3.2.1.3	Holografik İnterferometri (Lazer Işınllı) Kuvvet Analizi.....	42
1.3.2.1.4	Kırılgan Vernik Tekniği İle Kuvvet Analizi.....	42
1.3.2.2	Sayısal (Modelleme) Analizi Yöntemleri.....	43
1.3.2.2.1	Sonlu Elemanlar Analizi.....	43
1.3.2.2.1.1	Kuvvet.....	45
1.3.2.2.1.2	Gerilme (Stress)	45
1.3.2.2.1.2.1	Asal Gerilmeler (Principal Stress).....	46
1.3.2.2.1.2.2	Mohr Dairesi.....	47
1.3.2.2.1.2.3	Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)	47
1.3.2.2.1.3	Gerinim (Strain, Şekil Değiştirme)	48
1.3.2.2.1.4	Elastiklik-Viskoelastiklik.....	48
1.3.2.2.1.5	Homojen Cisim	49
1.3.2.2.1.6	İzotrop ve Anizotrop Cisim.....	49
1.3.2.2.1.7	Lineer Elastik Cisim.....	49
1.3.2.2.1.8	Eleman (Element).....	49
1.3.2.2.1.9	Rijit Eleman	49
1.3.2.2.1.10	Düğüm Noktası (Node).....	50
1.3.2.2.1.11	Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma.....	50
1.3.2.2.1.12	Sınır şartları (Boundary Conditions).....	51
1.3.2.2.1.13	Elastiklik Modülü (Elastisite, Young Modülü).....	51
1.3.2.2.1.14	Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	51
1.3.2.2.1.15	Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajı ve Dezavantajı	51
1.3.2.2.1.16	Sonlu Elemanlarda Kullanılan Yazılım Paketleri	53
1.4	Benzer Çalışmalar	53

1.5	Amaç	54
1.6	Hipotez	55
1.7	Karşıt Hipotez	55
2	GEREÇ VE YÖNTEM	57
2.1	Alveolar Kemik	57
2.1.1	Alveolar Kemiği Özellikleri	57
2.1.2	Kemiklerin Modellenmesi	58
2.1.3	Kemiklerin Analiz Hazırlanması	60
2.1.4	Kemik Kesitlerinin Oluşturulması	61
2.2	İmplantlar	62
2.2.1	İmplantların Özellikleri	62
2.2.1.1	Boyun Dizaynı	63
2.2.1.2	Yiv Tasarımı	63
2.2.1.3	İmplant Uzunluğu	64
2.2.1.4	İmplantın Çapı	64
2.2.2	İmplantların Modellenmesi	64
2.3	Abutment	65
2.3.1	Abutmentlerin Özellikleri	65
2.3.2	Abutmentlerin Modellenmesi	66
2.4	Young Modülü	67
2.5	Modellerin Hazırlanması	68
2.6	Modeller Kuvvet Uygulanması	71
3	BULGULAR	73
3.1	Dikey Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler	74
3.2	30 Derece Açılı Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler ..	80
3.3	60 Derece Açılı Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler ..	86

3.4	Yatay Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler	92
4	TARTIŞMA	110
5	SONUÇLAR	120
6	KAYNAKLAR	121
7	ÖZGEÇMİŞ	133

ÖNSÖZ

Tanıştığımız günden bu yana hiçbir zaman desteğini benden esirgemeyen, her zaman yanımda olan ve hayatıma anlam katan, biricik sevgili eşim Özlem AYLIKCI'ya;

Tezimi yazdığım şu günlerde bana tarifsiz mutlulukları, hasret ve özlemleri yaşatan ailemizin yeni üyesi olacak olan sevgili kızıma;

Hayatım boyunca her zaman sevgisini ve desteğini benden esirgemeyen, bana ilk okumayı ve yazmayı öğreten, her şeyi sabırla ve özenle bana anlatan, hayatım boyunca maddi ve manevi her türlü desteği sağlayan ve beni bu günlere getiren, canımdan çok sevdiğim sevgili annem & babam Melek & Hayri AYLIKCI'ya

Benimle her zaman ilgilenen, her şeyimi benden daha çok düşünen hiçbir zaman maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen benim için ikinci bir baba olan canımdan çok sevdiğim sevgili abim Fatih AYLIKCI'ya

Benimle her zaman bir abla gibi ilgilenen ve sevgisini üzerimizden eksik etmeyen sevgili yengem Mensure AYLIKCI'ya

Ailemizin ilk göz ağrısı olan canım yeğenim Zeynep Neva AYLIKCI'ya

Bilimsel olarak; teorik ve pratik anlamda gelişmeme katkıda bulunan danışmanım olarak tezim sırasında bilimsel desteğini esirgemeyen Sn. Serhat DEMİNER'e

Her zaman sonsuz nezaketini ve güler yüzü ile bizleri karşılayan, gerek teorik, gerek pratik anlamda bizlerden bilimsel desteğini esirgemeyen ve doktora

başlamamızda bizlere büyük katkıda bulunan ve tezime ikinci danışman olarak büyük katkılar sunan Sn. Gönen ÖZCAN'a

Teorik ve pratik anlamda gelişmemize katkıda bulunan Sn. H. Ebru OLGUN ERDEMİR'e

Teorik açıdan olduğu kadar pratik açıdan da gelişmeme katkıda bulunan Sn. Hüseyin Gencay KEÇELİ'ye

Doktoraya başlayabilmemizde bizlere büyük katkıları olan ve her zaman sempatik tavırları ile bizlere teorik ve pratik bilgilerini aktaran Sn. Mehmet YALIM'a

Akademisyenliği kadar, insanlığı ve insanlara olan sevgisini her zaman örnek aldığım, ikinci bir abi olarak gördüğüm Sn. Ertuğrul ERCAN'a

Araştırma görevlisi sınavından başlayarak gördüğü her yerde, her zaman hem bilimsel, hem de hayata dair teorik ve pratik bilgilerini benden esirgemeyen Sn. Çoruh Türksel DÜLGERGİL'e

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM...

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bİ	Basamak İmplant
Aİ	Açılı İmplant
Sİ	Silindirik İmplant
PSA	Platform Switching Abutment
DPA	Düz Platform Abutment
Pmax	Maximum Principal Stress
Pmin	Minumum Principal Stress
N	Newton
MPa	Megapascal

ŞEKİLLER

Şekil 1-1 İmplantın gövde bölümleri	13
Şekil 1-2 Doku seviyesi (sol taraf) ve Kemik seviyesi (sağ taraf) implant.....	13
Şekil 1-3 Hollow implant (sol tarafta), Vent implant (sağ tarafta)	14
Şekil 1-4 Silindirik (sol), Açılı (orta) ve Basamaklı implant dizaynları (sağ)	14
Şekil 1-5 İmplant yiv şekilleri.....	19
Şekil 1-6 YD: yiv derinliği, YA: yiv adımı	19
Şekil 1-7 Ekternal bağlantı (sol tarafta) ve internal bağlantı (sağ taraf)	23
Şekil 1-8 Platform switching implant (sol tarafta), Düz platform (sağ tarafta)	23
Şekil 1-9 Misch'e göre alveolar kemik sınıflaması.....	32
Şekil 1-10 Kuvvet tipleri.....	37
Şekil 1-11 Kas doğrultuları ve kuvvet değerleri (Karataş 2006)	38
Şekil 1-12 Mohr Dairesi.....	47
Şekil 2-1 Mimics programındaki BT nin görüntüsü	59
Şekil 2-2 BT üzerinde Thresholding fonksiyonunun uygulanması.....	59
Şekil 2-3 "Region Growing" işlemi ile maksilla ve mandibulanın ayrılması	60
Şekil 2-4 Mimics programından catiada programına aktarıldıktan sonraki mandibulanın mesh yapılmış haldeki görüntüsü (kesit alınmadan önceki hali)	61
Şekil 2-5 Mimics programından catiada programına aktarıldıktan sonraki maksillanın mesh yapılmış haldeki görüntüsü (kesit alınmadan önceki hali)	61
Şekil 2-6 Mandibula ve maksillanın kesit alınan bölgeleri.....	62

Şekil 2-7 İmplantların teknik çizimleri ve çizimlerde kullanılan ölçümler (Silindirik, Açılı ve Basamaklı implant).....	65
Şekil 2-8 İmplantların 3D modellenmiş hali (Silindirik, Açılı ve Basamaklı implant)	65
Şekil 2-9 Abutmentların teknik çizimleri.....	67
Şekil 2-10 Abutmentların 3D modellenmesi.....	67
Şekil 2-11 24 Elde Edilen 24 Modelin Şeffaf Görünümü.....	72

ÇİZELGELER

Çizelge 1-1 Farklı çalışmalarda ölçülen ısırma kuvvetleri.	35
Çizelge 1-2 100 N'luk ofset yüklemenin vektörel komponentleri	36
Çizelge 1-3 Farklı yükleme açılarında kortikal kemiğin dayanıklılığı (Misch 1994).	37
Çizelge 1-4 Çiğneme kaslarının farklı açılarda oluşturduğu kuvvetler (Karataş 2006)	38
Çizelge 2-1 Modelleri Oluşturan Her bir Ünitenin Düğüm ve Eleman Sayısı	69
Çizelge 2-2 Modellerdeki Düğüm ve Eleman Sayıları	70
Çizelge 3-1 Farklı Açılardaki Kuvvetlerde Alveolar Kemiklerin Kortikal Tabakasında Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri.....	98
Çizelge 3-2 Dört Farklı Kemiğin Kortikal Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetlerde Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri.....	98
Çizelge 3-3 Üç Farklı İmplant Dizaynının, Alveolar Kemiğin Kortikal Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri	99
Çizelge 3-4 Farklı Abutment Dizaynlarının, Alveolar Kemiğin Kortikal Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri	99
Çizelge 3-5 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre Kortikal Kemikte Meydana Gelen Pmax ve Pmin Değerleri.....	100
Çizelge 3-6 Farklı Açılardaki Kuvvetlerde Kemiklerin Spongioz Tabakasında Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri.....	101

Çizelge 3-7 Dört Farklı Kemiğin Spongioz Tabakasında Farklı Kuvvetlerde Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri.....	101
Çizelge 3-8 Üç Farklı İmplant Dizaynının, Alveolar Kemiğin Spongioz Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri	102
Çizelge 3-9 Farklı Abutment Dizaynlarının, Alveolar Kemiğin Spongioz Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri	102
Çizelge 3-10 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre Spongioz Kemiğinde Meydana Gelen Pmax ve Pmin Değerleri	103
Çizelge 3-11 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerinde Oluşan Ortalama Von Mises Gerilmesi.....	104
Çizelge 3-12 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Dört Farklı Kemik Tipinde İmplantlarda Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi.....	104
Çizelge 3-13 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Üç Farklı İmplant Tipinde Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi	105
Çizelge 3-14 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında İki Farklı Abutment Tipinde İmplantlarda Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi.....	105
Çizelge 3-15 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Gerilmesi	106
Çizelge 3-16 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında İmplant Vidasında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi.....	107
Çizelge 3-17 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Dört Farklı Kemik Tipinde İmplant Vidalarında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi	107
Çizelge 3-18 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Üç Farklı İmplant Tipinde, İmplant Vidalarında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi	108

Çizelge 3-19 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında, Farklı Abutmentlarda, İmplant Vidalarında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi 108

Çizelge 3-20 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre Abutmentlarda Meydana Gelen Von Mises Gerilmesi 109

ÖZET

Mekanostatik teorisine göre kemiğe gelen yükleri az olması alveolar kemikte atrofiye neden olurken, yüklerin miktarının fazla olması ise rezorpsiyona neden olabilmektedir. Bu durumdan özellikle normal dişin etrafındaki alveolar kemikten 20 kat daha fazla remodelinge uğrayan peri-implant kemik daha fazla etkilenebilir bu yüzden yapılan implantların tasarımının yükleri kemiğe homojen şekilde iletebilmesi istenmektedir. Çalışmamızda 3 farklı implant dizaynının dört farklı tip alveolar kemik üzerinde, iki farklı abutment kullanılarak dikey ve açılı kuvvetlere maruz bırakılması sonucunda meydana gelen stres dağılımının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada Misch tarafından tanımlanan dört farklı kemik yapısı, silindirik, açılı ve basamaklı üç farklı gövde dizaynı ve platform switching ve düz platformlu abutmenttan oluşan iki farklı abutment yapısı sonlu elemanlar analiz programında modellenerek toplamda 24 model oluşturulmuştur. Elde edilen modeller üzerine 100N'luk kuvvet; dikey, 30°, 60° ve yatay yönde uygulanarak toplamda 96 farklı analiz gerçekleştirilmiştir.

Yapılan analizler sonucunda kuvvetlerin en iyi dağılım gösterdiği kemik tipi D1 kemik olurken, stres dağılımının en iyi sağlayan implant ve abutment; silindirik implant ve platform switching abutment olmuştur. En fazla stresin görüldüğü kemik ise D4 kemik olurken en kötü stres iletimini sağlayan implant ve abutment ise basamaklı implant ve düz platformlu abutment olmuştur.

Anahtar Sözcükler:

Alveolar kemik, İmplant, Abutment, Gövde dizaynı, Stres analizi, Sonlu elemanlar analizi

SUMMARY

According to mechanostatic theory, short of the mechanic loads can cause alveolar bone atrophy while excessive loads may cause resorption. Perimplant-bone which remodels 20 times more than alveolar bone surrounding normal teeth, more likely can be affected by this. So the design of the implants desired to transmit the loads homogeniously to the bone. In our study it is aimed to evaluate the distribution of stresses resultant of vertical and angular forces caused by three different implant design and two different abutment on four different alveolar bone type using finite element analysis.

In the study 24 different models have been formed by finite element analysis software using four different bone types which defined by Misch, three different bodies as cylindrical, angular and stepped and two different abutment types as switching and flat. 100 N force applied vertical, 30°, 60° and horizontal and 96 different analysis are performed on the models.

According to the results of analysis, bone type which showed optimum force distribution was D1. Implant and abutment designs providing best distribution of forces are cylindrical implant and platform switching abutment respectively. While maximum stress seen on D4 type bone, worst stress distribution was caused by stepped implant type and flat abutments.

Key Words:

Alveolar Bone, Implant, Abutment, Body Design, Stress analyses, Finite element analyses

1 GİRİŞ

“Güzellik ahenktir, düzendir, sınırdır. İnsanın algı sınırlarını, kavrayış gücünü aşan veya normalin dışına çıkan hiç bir şey, güzel olamaz” der Aristoteles ve bu sözüyle asırlar boyunca güzelliği ve estetiği yakalamaya çalışan insanoğlunun güzellik kavramındaki sınırlarını da ortaya koymuş olur.

Tarihe bakıldığında insanların güzelleşebilmek için birçok yöntem geliştirdiği görülmüştür. Yapılan arkeolojik kazılarda M.Ö. 6. yüzyılda yaşamış olan Lidya uygarlığında, ağır elementlerin ayrıştırılarak makyaj malzemeleri yapıldığı ve ilerleyen yıllarla birlikte insanların güzellik anlayışı için daha karmaşık teknikler geliştirdiği bulunmuştur.

Tarih boyunca insanların güzellik ve estetik anlayışında tamamlayıcı en önemli unsur olarak gördükleri şeylerden birisi de gülüş olmuştur. Tolstoy *“Güzel bir gülüş, karanlık bir eve giren güneş ışığına benzer”* sözüyle gülüşün önemini belirtmiştir. İnsanlar güzel bir gülüş sağlayabilmek için geçmişten bu yana dişlerinin estetiği ve sağlığıyla yakından ilgilenmişlerdir, eksik dişlerin rehabilitasyonu için birçok uygarlık farklı uygulama yapmıştır. M.Ö. 2000 yıllarda çene kemiği içerisine tahtadan yapılmış diş şekilli yapılar yerleştirilmiş ve nakil etme anlamına gelen implantasyonun ilk temelleri atılmıştır.

1.1 Dental İmplant

İmplant kelime anlamı ile nakletme veya bir başka deyişle cansız doku veya biyomateryallerin canlı bir dokuya nakledilmesi anlamına gelmektedir. Nakledilen materyal ise implant olarak isimlendirilir. İmplant eksik bir bölümü veya dokuyu restore etmek amacıyla vücut içine yerleştirilen suni aygıtlara verilen isim olarak da

tanımlanabilir (Greenfield 1913, Misch ve Misch 1992). İmplantoloji ise herhangi bir nedenle meydana gelen diş eksikliklerini implantlar kullanılarak rehabilite eden, özel bir eğitim ve hüner gerektiren diş hekimliğinin bir dalıdır.

1.1.1 İmplant Tarihi

Oral cerrahi "exodontia" dalından sonra gelen en eski ikinci diş hekimliği dalı oral implantolojidir. Oral implantolojinin M.Ö. 3000 yılına kadar uzandığı düşünölmektedir (Allen 1924). Çin ve Mısır gibi uygarlıkları içine alan oral implantoloji bilimi ilk başlarda ağaç parçalarından yontulmuş çivi, iğne ve diş şekilli materyallerin kemik içine yerleştirilmesi şeklinde uygulanmaktaydı (Cranin 1990, Misch 2007). M.Ö. 2000'li yıllarda Mısırdaki diş alanında özelleşmiş hekimler diş estetiği için çürüklerin tedavisi, ağaçtan ve taştan parçalar kullanılarak diş eksikliklerinin giderilmesi gibi uygulamalar yapmaktaydılar (Anjard 1981). İlerleyen yıllarda diş estetiğine daha da önem verilmesi ve diş eksikliklerinin onarımı için farklı yöntem arayışına girilmiştir. Beyaz olmasından dolayı fildişleri kullanımı, orta Amerika'da İnkalar'da deniz kabuklarından diş yapımı, Çinlilerde ve Mısırlılarda metal ve değerli elementlerden diş şeklinde implant yapılmaya çalışıldığı görölmüştür.

Yakın tarihte günümüzün implantlarına benzer ilk implant 1809 yılında Maggiolo tarafından altın kullanılarak yapılmıştır. 1887'de Harris kurşun kaplı platin postların oturduğu porselen dişler kullanmış, Lamnotte ise 1990'ların başlarında gümüş, pirinç, alüminyum, kırmızı bakır, magnezyum, nikel, altın, yumuşak çelik gibi materyaller kullanarak implantlar üretmiştir.

1909'da ise ilk diş kökü benzeri implant Greenfield (1913) tarafından iridyum ve platin kullanılarak boş örgü kafes tasarımıyla yapılmıştır bu tasarımı diğerlerinden ayıran en önemli unsur tasarımın modern implantlara benzeyen, kemik içine yerleştirilen parça ve abutment parçası olarak iki parçalı bir şekilde dizayn edilmesidir. 1937 yılında Adams tarafından dişetin altına yerleştirilen ve diş etinin üzerine yuvarlak uçları ile çıkan sub-periostal implant tasarlamış ancak cerrahi sırasında

implantın tam olarak uyumlandırılmaması ve tam bir desteklik sağlamamasından dolayı fazla ilgi görmeyen bir tasarım olmuştur (Branemark 1983).

Strock (1939) krom, kobalt ve molibdenden oluşan kök biçimli tek parça implant üretmiş ve lateral diş çekimi sonrasında immediate olarak yapmış olduğu uygulamanın 9. ve 18. yıllarındaki takiplerinde herhangi bir sorun olmadan, başarılı bir şekilde ağızda kaldığını görmüştür. Strock'un implantındaki bu başarının, implant ve kemik arasındaki bu birleşmeden olduğu düşünülmüş ve bu birleşme ilk kez Bothe ve ark. (1940) tarafından "*kemik kaynaması*" olarak adlandırılmıştır. 1948'de Maglio Formiggini kemiğe yerleştirilmesi daha kolay olan ve kemikle daha fazla temas sağlayarak kemik kaynaması arttırmak için bir tasarım yapmış ancak kemiğin kompakt olduğu durumlarda yerleştirilme sırasında tasarımda bulunan spirallerin açılabilmesi veya yerleştirme sırasında implant boynunda sıklıkla kırıkların oluşması nedeniyle kullanımı kısa süreli olmuştur. Formiggini bu dizayndaki spiralden doğan olumsuzlukları giderdiği farklı dizaynlarda olmuştur (Linkow ve Chèrchève 1970).

Çalışmacılar kaynamanın daha hızlı olabilmesi için iyileşme sırasında, implantın mukoza altında kalmasının pozitif etkisinin olabileceği düşünmüştür. Strock (1949) bu düşünce ile birlikte Greenfield'in 1909'daki iki parçalı tasarıma benzeyen ve iyileşme sırasında dişetin altında kalan ve üst yapısının iyileşme sonrasında bireysel olarak yapıldığı iki parçalı titanyum bir implant tasarlamıştır. Strock tasarımında implant ve kemik arasındaki birleşmeden kaynama değil "*ankiloz*" olarak bahsetmiştir. Tasarlamış olduğu iki parçalı implantın fonksiyon sonrasında 40. Yılında bile başarı ile ağızda kaldığını görmüştür (Shulman 1990).

Brånemark 1950'lerde implantın kemiğe tutunması ile ilgili hayvan çalışmaları yapmış ve 1960'ların başlangıcında köpeklerde yumuşak ve sert dokularında hiçbir reaksiyon olmaksızın başarılı bir şekilde iyileşmiş olan 10 yıllık implantların takibini gerçekleştirmiştir. Bu implantlardaki implant-kemik ara yüzeyindeki iyileşmeyi ışık mikroskopunda inceleyerek, kemik kaynaması veya ankiloz deyimleri yerine (günümüzde kullanmakta olduğumuz) yaşayan kemiğin bir implantın yüzeyi ile

doğrudan teması olarak nitelendirdiği “*Osseointegrasyon*” terimi ile isimlendirmiştir (Adell ve ark. 1981, Branemark ve ark. 1977).

1960’lı yıllarda önce pin sonra da silindir tarzlı implant dizaynları yaygın olarak kullanılmaya başlanmış, pin veya tripod implant olarak bilinen tasarımın öncülüğünü Jacques Scialom yapmıştır. Ancak Leonard Linkow’un “*ventplant*” olarak isimlendirdiği ilk self-tapping implantı geliştirmesinden sonra kullanımı terk edilmiştir (Branemark ve ark. 1977).

1967’de Linkow ventplant tasarımının genişliği dar kemiklere uygulanamamasından dolayı farklı bir tasarım olan titanyumdan yapılmış olan blade implant tasarımını yapmış ve genişliği yetersiz olan alveolar kretlere de rahatlıkla uygulanmasını sağlamıştır. Ancak blade implantların yerleştirilebilmesi için kemik yüksekliğinin belirli bir yükseklikte olma gerekliliği ve rezorbe kretlere uygulanamamasından dolayı 1970’lerde Roberts titanyumdan yapılmış Ramus-blade ve Ramus-frame implant tasarlamış ve aşırı rezorbe kretlere başarıyla uygulamıştır.

1967’deki blade tasarımı implantın uygulanmasının travmatik olması ve 1970’deki ramus-frame implantların ise kuvvet altında belirli bir süre sonra frame bölgesinin alveolar kemiğe vidalandığı yerlerden kırılması nedeniyle kullanımı uzun süreli olmamıştır. 1972’lerde Jean Marc Juillet tarafından disk tipi implantlar geliştirilmiştir. Disk tipi implantlar maksillada başarılı bir şekilde kullanılırken özellikle rezorbe anterior mandibulada kullanılmadığından 1975’de Bosker tarafından transmandibular implantlar geliştirilmiş ancak uygulanmasının travmatik olmasından dolayı uzun süre kullanılmamıştır.

1980’lerde ise Branemark Toronto konferansında yapmış olduğu sunumla implant başarısızlıklarındaki osseointegrasyon sorunlarına değinmiş ve osseointegrasyon deyiminin sadece mikroskobik bir durum olmadığını, aynı zamanda bir klinik durum olan rijit fiksasyonu da tanımladığını ve içerdiğini söylemiştir. Günümüzde de rijit fiksasyon implantın osseointegrasyonunun klinik kontrolünde kullanılan bir yöntemdir. Rijit fiksasyonda 1 ila 500 g kuvvet uygulandığında implantta gözlemlenebilir bir hareket olmaması durumunu gösteren bir klinik terimdir. Branemark ayrıca bu konferansta “*fixture*” terimini ortaya atmıştır ve iki parçalı, üst

yapısı bireysel olarak hazırlanan dizaynların avantajlı olduğundan bahsetmiştir. Brånemark'ın osseointegrasyon kavramı, Strock'un ankiloz kavramından daha fazla kabul görmüş ve birçok çalışmacı tarafında desteklenmiştir. Bu desteğin en önemli sebebi diğer çalışmacılardan farklı olarak Brånemark'ın bulunduğu dönem göz önüne alındığında; benzersiz klinik vaka çalışmaları, cerrahi ve kemik fizyolojisi ile ilgili çalışmaları, yumuşak ve sert doku iyileşmesi ile ilgili çalışmalarıdır (Branemark 1983, Branemark ve ark. 1977). Bu çalışmalar sayesinde geçmiş dönemlerdeki implant tasarımlarındaki hatalar ve eksiklikler anlaşılmış ve günümüzde yaygın bir şekilde kabul gören kök biçimli implant tasarımlarının oluşmasına öncülük etmiştir. Brånemark'ın başlattığı bu akım ile birlikte, 1988'deki Ulusal Sağlık Enstitüleri'nin (National Institutes of Health) ve Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (American Academy of İmplant Dentistry) dental implantlar konusunda yayınlamış olduğu konsensüs raporunda “*Kök biçimli implant*” terimini tanımlayarak günümüzde yaygın olarak kullanılan kök formulu implant akımını başlatmışlardır (Cranin 1990).

1.1.2 İmplant Gövde Terminolojisi

Endosteal implantların temellerinin eskilere dayanmasına rağmen implantlar için bir jenerik dil Misch (Misch ve Misch 1992) tarafından geliştirilmiştir. İmplantların her basamağındaki terminoloji, implantın yerleştirilmesinden restorasyona kadar olan kronolojiye uygun olarak düzenlenmiştir. Terminoloji hazırlanırken. Birleşik Devletlerde sık kullanılan beş implant sistemi referans alınmıştır. Ancak implant pazarındaki inanılmaz artışla birlikte 2000'li yıllarda 1300 farklı gövde dizaynı ve farklı materyale, şekle, boya, çapa, uzunluğa ve bağlantı şekline sahip 1500'ün üzerinde farklı abutment tasarımı tescillenmiştir (Binon 2000).

1.1.3 Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller

Dental implantlarda geçmişten bu yana deniz kabuğundan demire, taştan altına kadar birçok materyal çalışmacılar tarafından denenmiştir. Bunların bir kısmı canlı dokularla

olan uyumsuzluğu nedeniyle, bir kısmı mekanik dayanımlarının az olması nedeniyle kullanımları sonlanmıştır. Biyo-uyumluluk konusunda en başarılı materyallerden biri; 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından izole edilerek tanımlanan ve günümüze kadar güvenle kullanılmış olan titanyum olmuştur (Van Noort 2013, Wang ve Fenton 1996, Williams ve ark. 1976). Fakat implantlarda biyoyumluluk kadar önemli diğer bir konu, stomatognatik sistemdeki yüklere başarılı bir şekilde karşı koyabilmesi veya mekanik ve fiziksel özellikleriyle bu kuvvetlere dayanabilmesidir.

İmplant materyalinin biyolojik uyumu kadar, mekanik açıdan da, çekme dayanımı ve young modülü gibi fiziksel özelliklerinin de yeterli olması ve en az kemik kadar sert olması gerekmektedir. Ancak kullanılan materyalin cinsi ile birlikte implantın eğilme-bükülme direnci de artacaktır, bükülme direncindeki artış ‘Stres shielding’ etkisini de beraberinde getirebilir. ‘Stres Shielding’ materyallerde kullanılan biyomateryallerin özelliğinden kaynaklı olarak o materyalin fonksiyonel kuvvetler altında kemiğe ilettiği strainlerin-gerilimlerin azalması olarak ifade edilebilir. Aslında bu etki ilk başta istenilen bir özellik gibi görülse de bu etki sonucu uzun dönemde, kemiğe iletilmesi gereken ve kimliğin uyarılmasını sağlayacak fizyolojik limitlerdeki gerilimler yeteri kadar iletilemediği için kemiklerde, dişsiz kretlerde de görülen ‘kullanılmama (disuse) atrofi’ görülebilir. Bu nedenlerle implant materyali seçimi oldukça önemlidir. Bu konuya bir örnek olarak; Biyoyumluluğu çok iyi olan alüminyum-oksit dental implantların dental implantolojide implant materyali olarak kullanılmamasındaki en büyük neden; alüminyum-oksitin kemik dokusuna göre 33 kat daha rijit olması ve buna bağlı olarak kemikte ‘Stres Shielding’ etkisi oluşmasıdır. Bu etki implantların üzerine gelen streslerin kemiğe iletilememesine ve bunun sonucunda da yıkımların oluşmasına neden olmaktadır. Özellikle kemik iletilen mikro gerinimin miktarının 50 mikro gerilmeden fazla olmamalıdır (Frost 1987, Misch 2005).

Geçmişten bu yana implantlar için birçok sınıflama yapılsa da günümüzde en sık kullanılan sınıflama implantların kimyasal içeriklerine göre yapılan sınıflamadır (metaller, seramikler ve karbonlar, polimerler) (Sertgöz 2005).

1.1.3.1 Metal Alaşımlar

Metal alaşımların amacı; metalleri mükemmelliğe ulaştırmak için bir metalin zayıf yönünün farklı bir metal ile ortadan kaldırılmasıdır. Bu grupta Titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları yer almaktadır. Bu materyaller kırılğan olmamaları, işlenebilirliklerinin kolay olması, ve birçok teknikle steril edilebilmeleri gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan implant materyalleridir (Sertgöz 2005). Bu alaşımlar içerisinde titanyum alaşımlar iyi biyolojik uyuma sahip olması, toksik reaksiyon oluşturmaması, kanserojen etki göstermemesi ve iyi bir mekanik özelliğe sahip oluşu nedeni ile günümüzde diş hekimliğinde kullanılan implant alaşımlarından en iyisi olarak kabul edilir (Ochiai ve ark. 2004).

Titanyum; gümüş alüminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko ile alaşım oluşturabilir (Parr ve ark. 1985). Titanyuma, demir, nitrojen, oksijen ve karbon ilavesi mekanik özelliklerini daha da güçlendirir (Meffert ve ark. 1992, Parr ve ark. 1985, Tanahashi ve ark. 1996).

Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon dayanımları ve biyolojik uyumlarının yanında kemikten daha sert olmasına rağmen, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastik modüle sahip olmasından dolayı tercih gören bir alaşımdır. Bu özelliği kemik-implant ara yüzünde stres dağılımının düzenli olmasına ve dengeli bir stres dağılımının oluşmasını sağlar (Hruska 1987, Lautenschlager ve Monaghan 1993).

Titanyum implantların “Alfa ve Beta” olmak üzere iki farklı türü vardır; alfa formda metal 882,5 °C ‘ye kadar olan sıcaklıktadır. Bu derecenin üzerinde ise beta formuna geçer. Saf titanyumun ısıtılması, alüminyum ve vanadyum gibi elementler ile belirli konsantrasyonlarda karıştırılması ve ardından soğutulması ile bu formlar oluşturulmaktadır. Dental implantlarda bu alaşımların en çok alfa-beta faz kombinasyonu kullanılmaktadır. Bu alaşım % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir (Sertgöz 2005).

TiO² tabakası ile materyal canlı dokular uyumludur. Titanyum alüminyum vanadyum alaşımı, en iyi mekanik ve fizyolojik özellikleri, korozyon direnci ve tüm

metalik biyomateryallerin genel biyouyumluluğunu gösterir (Brown ve Lemons 1996, Niinomi 2002, Niinomi 2003, Williams ve ark. 1976)

Farklı derecedeki titanyumun elementlerinin elastiklik modülü benzerdir (103 GPa) ancak titanyum alaşımlarının elastik modülleri bir miktar yüksektir (113 GPa). Bu nedenle ticari saf titanyum dereceleri ve alaşımları arasında önemli dayanıklılık farklılığı olmasına rağmen, alaşımların elastik modülü daha yüksektir. Titanyum alaşımı, biyomekanik dayanıklılık, biyouyumluluk ve kemik implant ara yüzünde elastiklik modülü uyumu bakımından en iyi çözümü sunar (Misch 2007).

1.1.3.2 Seramik ve Karbonlar

Metal implantların (özellikle biyotipi ince olan hastalarda) dişeti altından yansımaları sonucunda oluşan kötü görüntünün bertaraf edilmesi ve peri-implant hastalıklar sonrasında ortaya çıkan koyu metal görüntü yerine açık renkteki seramik görüntüsünün daha kabul edilebilir olmasından dolayı seramik implantlar üretilmiştir (Hench ve Polak 2002). Seramik materyaller yapısal olarak elektrik ve ısı geçirgenlikleri ve de kırılma dayanıklılıkları gibi belirgin dezavantajlara sahip olmalarına rağmen sadece estetik yönünden dolayı implant materyali olarak da kullanılmıştır (Lemons 2004).

Seramik implant üretiminde özellikle dayanıklılığı yüksek olan alümina ve zirkon gibi materyaller kullanılmış ancak mekanik olarak istenen dayanıklılığa ulaşamamıştır. Özellikle estetik amaçla kullanılmış oldukları anterior bölgedeki en fazla oluşan makaslama kuvvetlerine karşı dayanıksız olmasından dolayı yerini daha güçlü olan karbon implantlara bırakmış, ancak karbon implantlarda dayanıklılık açısından istenileni vermediğinden seramik malzemeler metal implantlar için yüzey kaplaması olarak kullanılmaya başlanmıştır (Hench ve Wilson 1993, Kamitakahara ve ark. 2008). Özellikle son dönemlerde yüzey kaplaması olarak kullanılan biyo-inert seramiklerin kullanımı terk edilmiş ve bunun yerine hidroksi apatit, biyocam gibi biyoaktif seramiklerin kullanımı yaygınlaşmıştır (Kitsugi ve ark. 1996)

İmplant üretiminde karbon olarak karbon-silikon, polikristalin camsı karbon gibi materyaller kullanılmış olsa da, günümüzde sadece titanyum implantların yüzey kaplamalarında kullanılmaktadır (Sertgöz 2005).

1.1.3.3 Polimerler

Polimer; küçük, tekrarlanabilir birimlerin oluşturduğu uzun-zincirli moleküllerdir. Tekrarlanan birimler, “mer” olarak adlandırılır. Senteze başlarken kullanılan küçük molekül ağırlıklı birimlere ise “monomer” adı verilir. polimerizasyon sırasında, monomerler doygun hale gelerek (zincir polimerizasyonu) veya küçük moleküllerin yapıdan ayrılması ile (H₂O veya HCl) değişir ve “mer” halinde zincire katılır. Polimerlerin özellikleri, yapı taşları olan monomerlerden büyük farklılık gösterir (Pekşen ve Doğan 2011). Polimerlerin mekanik dirençlerinin düşük ve elastik özelliklerinin yüksek olmasından dolayı dental implantların ana yapı elemanları olarak geniş kullanım alanları yoktur. Dental implantlarda yapısal izolasyon ve şok absorbe materyali olarak ikincil amaçlarla kullanımı daha yaygın olarak tercih edilir (Rieger ve ark. 1989a).

1.1.4 İmplant Dizaynı

İmplantların daha kolay uygulanabilmesi ve yerleştirildikleri alveolar kemiğe tutunma sağlayabilmesi ve fonksiyon sırasında sahip oldukları (sabit veya hareketli) üst yapıya en stabil bir şekilde destek olabilmesi için geçmişten günümüze “Blade tipi, Vent tipi, Vida tipi” gibi birçok formda implant dizaynı denenmiştir (Sertgöz 2005)

İmplant gövdesinin gövde dizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı ve implanta gelen dikey ve yatay kuvvetlerde stresin alveolar kemiğe nasıl dağılacakını belirleme açısından önemli bir role sahiptir. Günümüzde en çok kabul görmüş dizayn silindirik formda kök yapısına benzeyen implantlardır. Kök şekilli implantların protetik uygulamalarda, iyileşmede ve yerleştirmede sağladığı kolaylığın ve stres dağılımının, blade ve vent tipi implantlara göre daha iyi olduğu görülmüştür

(Watzek 1996). Bu nedenlerden dolayı günümüzde daha fazla tercih edilmektedirler (Anusavice 2003).

Ancak implantların formundaki ufak değişiklikler bile implantın alveolar kemiğe tutunmasını ve stres dağılımını ciddi oranda etkileyebilmektedir bu yüzden implant geometrisinden bahsederken, endosteal kök formu dental implantların;

Gövde yapısı,

Çapı,

Uzunluğu,

Yiv tasarımı,

Yüzey özellikleri ve

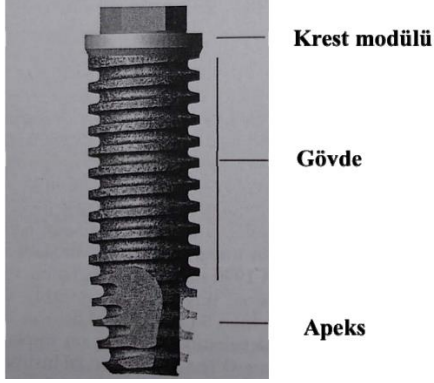
Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir.

1.1.4.1 İmplant Gövde Yapısı

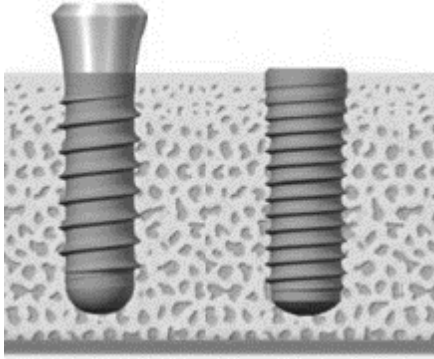
İmplantın gövde yapısı Şekil 1-1'da görüldüğü gibi; krest modülü (Boyun bölgesi), gövde ve apekten oluşacak şekilde 3 kısımda incelenebilir.

İmplantların krestal modülüne bakılacak olursa; kemik seviyesi veya doku seviyesi implantlar diye ikiye ayırmak mümkündür Şekil 1-2. Kalın fenotipe sahip hastalarda doku seviyesi implantlar, ince fenotipe sahip hastalarda ise kemik seviyesi implantlar sıklıkla kullanılsa da peri-implant hastalıklar sonucunda meydana gelen yumuşak doku kayıpları sonrasında implantın yüzeyinin görünmesi doku seviyesi implantlarda daha sık meydana gelmektedir. Bunu yanında bazı çalışmalarda doku seviyesi implantlarda marjinal kemik üzerinde daha fazla stres oluştuğunu belirtmişlerdir (Eser ve ark. 2013). Ancak başka çalışmalarda doku ve kemik seviyesi implantlar arasında stres bakımından fark olsa da klinik kemik kaybı bakımından herhangi bir fark görülmediğini belirtmişlerdir (Vouros ve ark. 2012). Stres bakımından kemik ve doku seviyesi implantların birbirine kesin bir üstünlüğü bulunmasa da, peri-implantitis sonucunda meydana gelen yumuşak doku kayıplarında

doku seviyesi implantlar için dezavantaj olduğundan dolayı implant üreticilerinin birçoğu kemik seviyesi implant üretimine ağırlık vermişlerdir.



Şekil 1-1 İmplantın gövde bölümleri

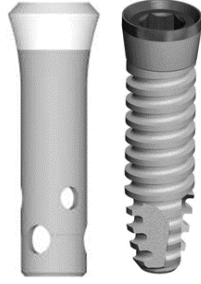


Şekil 1-2 Doku seviyesi (sol taraf) ve Kemik seviyesi (sağ taraf) implant

İmplantların apikal yapısında osseointegrasyondan sonra implantın dönmesine engel olacak “hollow” olarak isimlendirilen boşluk yapılar veya “screw vent” olarak isimlendirilen yivlerin çıkarılmasıyla oluşturulan acılı bölgeler kullanılmaktadır (Şekil 1-3). Ancak yapılan çalışmalarda apikal bölgedeki hallow isimli boşluğun çoğu zaman kemik ile dolmadığını hatta bazı durumlarda başlayan enfeksiyonun apikal bölgede bu alana tutulum oluşturması nedeniyle başarısızlığa neden olduğu (Piattelli ve ark. 1999)

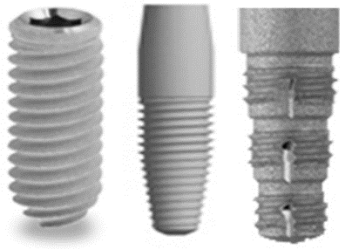
ve biyomekanik olarak implant yapısını zayıflattığı görülmüştür. Bu yüzden hollow yerini, screw vent denilen yivsiz açılı girintili bölgelere bırakmıştır.

İmplantların apeksi künt veya solid vida tarzında olabilir. Künt uçlu implantlar sinüs, mandibular kanal gibi anatomik oluşumlara yakın olan bölgelerde sınırlı tecrübe ve imkana sahip olan hekimlere önemli avantajlar sağlar (Branemark ve ark. 1977).



Şekil 1-3 Hollow implant (sol tarafta), Vent implant (sağ tarafta)

İmplantların gövde yapısı silindirik, açılı veya basamaklı formda olabilir (Şekil 1-4). Gövde dizaynındaki farklılıklar hem implant kemik kontakını hem de stres dağılımını etkiler ancak gövde dizaynındaki farklılıkların stres yapısını nasıl etkilediği ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Yapılan iki boyutlu Sonlu elemanlar analizinde basamaklı implantların stres dağılımı için daha uygun olduğu görülmüştür, ancak bu çalışmalarda kullanılan modellerin 2 boyutlu olması ve gövde dizaynlarındaki diğer parametrelerin standardize edilmemiş olması çalışmaların sorgulanabilmesine neden olmaktadır (Geng ve ark. 2001a, Holmgren ve ark. 1998).



Şekil 1-4 Silindirik (sol), Açılı (orta) ve Basamaklı implant dizaynları (sağ)

1.1.4.2 İmplant Çapı

İmplant çapı implant yüzey alanının artmasını sağlayan en önemli unsurlardan biridir. 1970'lerde mevcut implantlar 2mm den daha inceydi ilk defa Branemark 3.75mm çapındaki implantı tanıttı ve bu şekilde meydana gelen implant kırıklarının önüne geçmek istedi. Aynı zamanda çekim soketlerinde kullanmak amacıyla Branemark tarafından tanıtılan 4 mm çapındaki implantta sıklıkla kullanılmaya başlandı. İmplantlarda artan çap sadece kırılmaları azaltmakla kalmayıp aynı zamanda protetik rehabilitasyonu da kolaylaştırdı (Misch 2007) .

Lee ve ark. (2005) yapmış oldukları derlemede ideal implant çapının alveolar krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilerek maksimum stabiliteyi sağlayacak implantlar olduğunu savunmuşlardır. Bu şekilde en geniş implantın kullanılmasıyla oluşan çaptaki artış implantın yüzey alanını genişleterek daha fazla implant-kemik kontak alanı oluşmasını sağlamakta (Langer ve ark. 1993) ve artan implant-kemik kontak alanı ile implant üzerine gelen stresin daha iyi dağılmasını sağlamaktadır. Stresin daha iyi dağılması krestal kemikte oluşabilecek potansiyel kemik kaybının azalmasını sağlayabilir (Lee ve ark. 2005). İmplantın çapındaki her 1mm deki artış implantın fonksiyonel yüzey alanının %30 dan %200 kadar artmasını sağlamaktadır (Lautenschlager ve Monaghan 1993) dişlerin birçoğunun kronal bölgesindeki çapı 4 mm den büyüktür, implantlarda büyük çap daha iyi bir protetik çıkış profili sunmakta ve implant yüzeyine gelen stresi daha geniş kemik bölgesine ileterek daha iyi bir yük dağılımı sağlamaktadır. Yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmalarında implant çapının 2.9mm'den 4.2mm kadar olan artışındaki stres dağılımının en fazla olduğu ve stres dağılımının 5 mm kadar etkin bir şekilde gerçekleştiğini ancak 5mm'lik çaptan sonra stresin etkin bir şekilde azalmadığını ve 5mm'lik çapın stres dağılımı için en etkin maksimum çap olduğu ortaya konulmuştur (Himmlova ve ark. 2004, Pellizzer ve ark. 2011a).

1.1.4.3 İmplant Uzunluğu

İmplant boyu implantın yüzey alanının artmasını ve dolayısıyla stres dağılımının daha iyi olmasını sağlayan önemli unsurlardan biridir. Yapılan çalışmalarda en etkin stres iletiminin, implantın ilk 12mm'lik kısmında gerçekleştiği ve stres dağılımındaki artışın 12mm'den sonra etkin bir şekilde artmadığı görülmüştür (Block ve ark. 1990, Lum ve Osier 1991, Misch 2005).

Son zamanlarda klinik olarak bakıldığında kısa implant kullanımı ile uzun implant kullanımı arasında başarı bakımından anlamlı bir farklılık görülmediğini söyleyen çalışmalar (Douglass ve Merin 2002, Kotsovilis ve ark. 2009, Ten Bruggenkate ve ark. 1998) olsada birçok çalışma kısa implantların uzun dönemde daha fazla kayba maruz kaldığını (Hagi ve ark. 2004, Renouard ve Nisand 2006) ve 7mm den kısa implantlarda başarısızlık oranının daha yüksek olduğunu belirtilmiştir (Buser ve ark. 1991, Chou ve ark. 2010, Lekholm ve ark. 1994, Wyatt ve Zarb 1998).

Klinik olarak kısa ve uzun implantların başarısı hakkında kesin bir kanı olmasa da kısa implantları uzun dönemde daha fazla kayba uğradığını gösteren çalışmaların göz ardı edilmemesi gerekir. Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde farklı implant boyları karşılaştırılarak stres dağılımını sağlayacak optimum boy bulunmaya çalışılmış ve optimum stres dağılımının 12mm'lik implant boyunda gerçekleştiği görülmüştür (Georgiopoulos ve ark. 2007, Li ve ark. 2011).

1.1.4.4 İmplant Yiv Geometrisi

Yiv tasarımı implant biyomekaniğindeki en önemli unsurdur. İmplant üzerine gelen kuvvetleri kemiğe sıkıştırma kuvvetleri olarak ileterek uygun yük dağılımını sağlamaktadır. İmplant yivleri; implantın yüzey alanını arttırarak kemik-implant kontakta, kemiğin implant yüzeyine tutunma miktarını etkilemekte ve implant üzerine gelen kuvvetleri kemiğe iletmektedir (Rieger ve ark. 1990, Steigenga ve ark. 2003, Valen 1983)

İmplant yiv tasarımını ortaya koyan 3 ana unsur; yiv şekli (Şekil 1-5), yiv adımı ve yiv derinliği (Şekil 1-6) olarak sayılabilir.

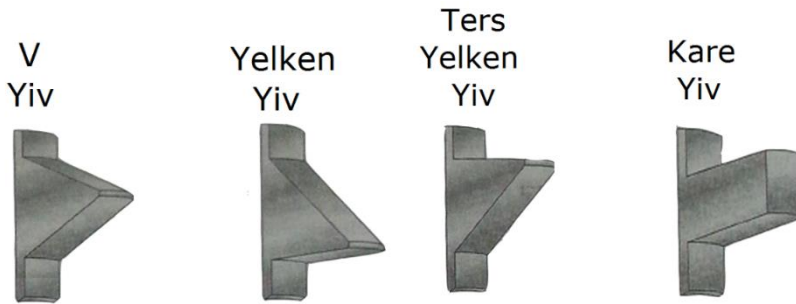
Yiv şekilleri V yiv, Yelken yiv, Ters Yelken Yiv ve Kare yiv olarak 4’de ayrılabilir (Steigenga ve ark. 2003) (Şekil 1-5). İmplant üzerine gelen yükleri kemiğe sıkıştırma kuvveti olarak daha etkili ileten yiv şeklinin “kare yiv” tasarımı olduğu öne süren çalışmalar mevcuttur (Bumgardner ve ark. 2000) lakin klinik prosedürde kare yivli implantların uygulanması v yiv implantlara göre (uygulanan yiv açma prosedürlerinden dolayı) daha zordur. V yiv tasarımlı implantlar ise; kemik içerisinde kısmi olarak kendi yuvasını açabildiğinden, uygulanması daha kolay ve uygulama sırasında kemikte istenmeyen stres oluşturmamaktadır. Bu implant firmalarının birçoğu bu tasarımı kullanmaktadır. Çalışmalarda; v yiv tasarımının implant üzerine gelen kuvvetleri sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürülmesinde kare yivler kadar başarılı olmadığı, yelken yiv tasarımının ise üst kısmı v yiv, alt kısmı ise kare yiv şeklinde olduğu ancak kuvvetleri sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürmedeki başarısı kare yive benzemediği öne sürülmüştür (Bumgardner ve ark. 2000).

En iyi stres dağılımını sağlayan yiv tasarımı sonlu elemanlar analizi ile incelendiğinde, yiv tasarımları arasında herhangi bir farklılık olmadığı görülmüştür (Gümüş 2007a). Klinik uygulamalar açısından da bakıldığında v yivin klinik olarak uygulanmasının kare yivden daha rahat olmasından ve stres dağılımında diğer yiv tasarımları ile benzer sonuçlarının olmasından dolayı, v yiv tasarımı birçok firma tarafından tercih edilmiştir (Ao ve ark. 2010, Ausiello ve ark. 2012, Mammadzada 2009, Misch 2005).

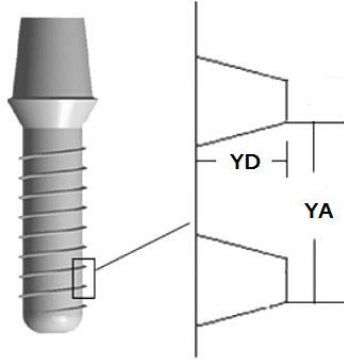
Yiv tasarımındaki diğer önemli unsur yiv derinliğidir. Yiv derinliği implantın gövdesinden yivin en uç kısmına kadar olan mesafe veya İmplantın en geniş çapı ve implant gövdesi arasındaki fark olarak ifade edilebilir (Şekil 1-6) (Misch 2005). İmplant üzerindeki yivlerin derinliği arttıkça implantın fonksiyonel yüzey alanı artar bu istenen bir durumdur fakat derinliğin artması yivlerin daha agresif yapıda olmasına neden olacaktır bu durum ise klinik olarak implantın yerleştirilmesinde (özellikle daha yoğun olan kemik yapısında) zorluk ve yerleştirme sırasında sürtünmenin ve dolayısıyla kemikte istenmeyen ısı artışlarının oluşmasına neden olacaktır (Binon 2000, Schwartz ve ark. 1996). Yapılan çalışmalarda en iyi stres dağılımını sağlayan

yiv derinliğinin 0.25mm den daha fazla olan yiv derinliklerinde olduğunu stres dağılımının 0.25mm den 0.5mm'e kadar etkin bir şekilde arttığı ve optimum yiv derinliğinin yaklaşık olarak 0.30mm olduğu görülmüştür (Ao ve ark. 2010, Ausiello ve ark. 2012, Chang ve ark. 2012, Kong ve ark. 2008a)

Yiv tasarımındaki diğer önemli bir unsur yiv adımıdır. Yiv adımı komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafe olarak tanımlanabilir. Yiv adımı azaldıkça diğer bir ifade ile yiv sayısı artıkça diğer tüm değişkenler sabit iken implantın fonksiyonel yüzey alanı artacaktır (Misch 2005). Ancak yiv adımı azaldıkça yivler arasındaki mesafe kemik oluşumu için yetersiz kalabilir bu durumda implantın yüzey alanı artmasına rağmen implant-kemik kontağı azalacaktır. Bunu önleyebilmek için yiv derinliğine uygun bir yiv adımının oluşturulması gerekmektedir. Çalışmalarda etkili stres dağılımını sağlayan yiv adımı aralığının 0.35mm ila 0.9mm arasında olduğu görülmüştür (Ao ve ark. 2010, Ausiello ve ark. 2012, Chang ve ark. 2012, Kong ve ark. 2008a). Klinik olarak bakıldığında implant yiv adımının implant yüzey alanını maksimum düzeye çıkartacak seviyede düşürülmesi aynı zamanda yivler arasında kemik oluşumunu sağlayacak kadar geniş tutulması gerekir. Ancak yiv sayısının artması implantın yerleştirilmesi sırasında kemik üzerinde istenmeyen streslerin oluşmasına neden olabilir (Misch 2005).



Şekil 1-5 İmplant yiv şekilleri



Şekil 1-6 YD: yiv derinliği, YA: yiv adımı

1.1.4.5 İmplant Yüzey Özellikleri

İmplantı yüzey özellikleri, kemiğin implant yüzeyine tutunmasını etkileyen en önemli özelliktir. İmplant yüzeyine kemiğin daha kolay ve hızlı bir şekilde tutunabilmesi için implant yüzeyleri farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmaktadır. Kumlama (sanding), asit uygulanması (asit etching), titanyum püskürtme (plazma spreyleme) veya hidroksi apatit kaplaması gibi farklı işlemler uygulanmaktadır. Bu işlemler ile implant yüzeyinde, yüzey pürüzlülüğünün artması ve implantın yüzey enerjisinin düşürülmesi amaçlanmaktadır. Artan yüzey pürüzlülüğü ile birlikte implantın fonksiyonel yüzey alanının artırılması sağlanırken, yüzey enerjisinin düşürülmesi kan hücrelerinin yüzeyi daha iyi ıslatabilmesi ve kemik hücrelerinin yüzeye daha kolay tutunabilmesi amaçlanmıştır bunun yanında yüzeyin hidrofilik hale gelmesi bölgeye osteoblastların göçünü arttırmaktadır. Ayrıca pürüzlü yüzey ile kemik arasında mikro mekaniksel bir kilit oluştuğu da düşünülmektedir yapılan çalışmalarda orta seviyede pürüzlü yüzeylerin pürüzsüz yüzeylerden daha iyi olduğunu ortaya koymuştur. Kısaca implant yüzeyinin pürüzlendirilmesi hem hücre göçü hem de mikro tutuculuk açısından avantaj sağlamaktadır (Albrektsson ve Wennerberg 2004, Castellani ve ark. 1999, Cochran ve ark. 2002, Kieswetter ve ark. 1996, Säuberlich ve ark. 1999, Zhao ve ark. 2005)

İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesi aynı zamanda osseointegrasyon sonrasında implantı geri çıkarmak için gerekli tork değerini de artırır (Carr ve ark. 1997, Klokkevold ve ark. 1997). Buser ve ark. (1991) yapmış oldukları çalışmada elektro polisaj uygulanmış, orta boyutta taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, büyük boyutta taneciklerle kumlanmış, büyük boyutlu taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, titanyum plazma kaplanmış ve hidroksiapatitle kaplanmış altı farklı yüzey özelliğine sahip implantı karşılaştırdıkları çalışmalarında en fazla kemik temasının en pürüzlü implant yüzeyinde olduğunu görmüşlerdir. Klokkevold ve ark. (1997) yapmış oldukları çalışmada asitle pürüzlendirilmiş ve tornalanmış implantlarda yerinden çıkarıcı tork uygulamış ve asit ile pürüzlendirilmiş implantları (20,5 Ncm), tornalamış (4,95 Ncm) implantlara göre daha başarılı bulmuşlardır. Benzer bir şekilde Carr ve ark. (1997) farklı implant yüzeylerinin tork değerlerine etkisini araştırmış ve titanyum plazma kaplı implantlarda 138,8 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 74,2 Ncm bulmuşlardır.

Sonlu elemanlar analiz ile implant yüzey pürüzlülüğünün stres dağılımına olan etkisine bakıldığında yüzeyi pürüzlü olan implantın etrafındaki implant-kemik kontağı arttığından kemikte oluşan stres miktarının daha azaldığı görülmüştür (Ferraz ve ark. 2012, Schrotenboer ve ark. 2008).

1.1.4.6 İmplant Boyun Bölgesi

İmplant uygulamalarındaki en büyük sorunlardan birisi krestal kemik kaybıdır. Krestal kemiğin kaybında bakteriyel yıkımın yanında implantın boyun bölgesinde oluşan stresin de büyük bir rolü vardır. Özellikle implantın boyun bölgesinde kemiğin karşılayabileceğinden daha fazla stres oluşumu bu bölgedeki mevcut enflamasyon ile birlikte kemik yıkımına neden olabilir (Heckmann ve ark. 2006). Bunun önlenmesi için farklı implant boyun dizaynları denenmiştir. Bakteriyel tutulumun önüne geçebilmek için parlak boyun bölgesi implantlar üretilmiştir. Ancak parlak yüzeylere kemiğin tutunmamasından dolayı parlatılmış yüzeyli implantların kemik seviyesi implantlarda kullanımından kaçınılmıştır. Boyunda oluşan stresin önüne geçebilmek için boyun bölgesindeki yiv tasarımı değiştirilmiş ve microthreat olarak isimlendirilen

mikro yivler yapılmıştır. Teoride mikro yivler ile birlikte daha fazla implant-kemik teması sağlanacağı ve bununla stresi düşüreceği düşünülmüştür ancak yapılan çalışmalarda; mikro yivlerin daha fazla implant-kemik kontağı oluşturduğu ve bununla beklendiği gibi stresin azaltmadığı tam tersine stresin özellikle bu bölgede toplanmasına neden olduğu görülmüştür (Ferraz ve ark. 2012, Schrottenboer ve ark. 2008).

Mikro yiv kullanılmasından dolayı krestal kemikte stres oluşması, parlak yüzeylerin ise kemik entegrasyonunu önlemesinden dolayı implantları boyun bölgesinde yivsiz pürüzlü yüzey kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan sonlu elemanlar çalışmalarında da pürüzlü yüzeydeki stres dağılımının mikro yivli implantlardan daha iyi olduğu görülmüştür (Ferraz ve ark. 2012).

1.1.4.7 İmplant Abutment Birleşimi

Abutment; protetik yapı ile implant arasında bağlantıyı oluşturan, implantın kemik içinden ağız ortamına açılmasını sağlayan parçasıdır. Bu parça implanta bağlantı vidası denilen vida ile bağlanarak gelen okluzal kuvvetlerin implanta iletilmesini sağlar (Misch 2005).

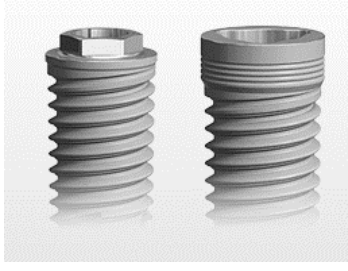
Temel olarak implant abutment birleşimi internal veya eksternal denilen iki farklı forma sahiptir (Şekil 1-7). İki form da farklı amaçlar için dizayn edilmiştir. İmplant abutment bağlantılarında ilk başlarda kullanılan bağlantı tipi eksternal bağlantıydı ancak bu bağlantı tipinde abutmentin gelen yüklerde abutmentin dayanma kuvvetinin az olması ve gelen kuvvetler karşısında abutmentin kırılmayıp eksternal bağlantıyı bozmasından dolayı farklı dizayn olarak abutmentin implantın içine uzandığı bağlantı şekli dizayn edilmiştir. Bu bağlantı şeklinde abutment gelen yüklere daha iyi karşı koyabilse de abutmentin implantın içine uzanması implantın boyun kısmındaki metal kalınlığının azalmasına neden olmaktadır bu durumda implantın boyun kısmında metal yorulmasına bağlı olarak implant boyun kırıkları meydana gelmektedir (Misch 2005).

İnternal ve eksternal bağlantı tipinden hangisinin iyi olduğunu bulabilmek için birçok çalışmacı bu konuda araştırma yapmıştır. Freitas-Junior ve ark. (2012)

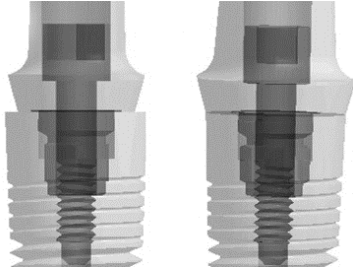
çalışmalarında internal ve eksternal bağlantıları hem sonlu elemanlar analizi ile hem de kırma testi ile inceleyerek ve her ikisinde de birbiriyle benzer olmasına rağmen internal bağlantının daha iyi olduğunu gösteren sonuçlar elde edilmiştir. Birçok çalışmacı da yapmış oldukları çalışmalarda internal bağlantının daha iyi olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Asvanund ve Morgano 2011, Pellizzer ve ark. 2011b, Yamanishi ve ark. 2012)

İnternal bağlantının daha iyi olduğunu gösteren çalışmalarla birlikte birçok firma implant dizaynlarında internal bağlantı kullanmaya başlamıştır. Ancak yapılan internal bağlantı sistemleri farklı tasarımlarda dizayn edilmiştir. Bu dizaynlardaki en önemli farklılık implant abutment birleşimindeki açıklığın yerinin farklı olmasıdır. İmplant abutment birleşim kısmındaki açıklık ilerleyen zamanda bakteriler için kolonizasyon alanı oluşturabilmektedir. Bakterilerin bu bölgede kolonize olması sonucunda salgıladıkları toksinler bu bölgedeki kemiğin yıkımına neden olabilir. Bunun önüne geçebilmek için farklı implant abutment dizaynları denenmiştir. Özellikle implant abutment birleşim boşluğunun krestal kemikten uzakta olduğu platform switching tasarımı düz platforma göre daha başarılı bulunmuştur.

Platform switching implantlarda kemik kaybının daha az olması, implant abutment birleşiminin krestal bölgede olmamasından dolayı bakteriyel kolonizasyonun kemikten uzak tutulması ve dolayısıyla da krestal bölgenin enflamasyondan daha az etkilenmesi ile açıklanmaktadır (Enkling ve ark. 2011, Hermann ve ark. 2007). Platform switching implantlardaki krestal kemiğin daha iyi korunmasında çoğu zaman bakteriyel kolonizasyonun rolü düşünülse de, krestal kemikte meydana gelen kemik kaybının bu implantlardaki stres dağılımının diğer implantlara göre daha başarılı olmasıyla ilgili olduğu görüşü son zamanlarda düşünölmeye başlanmıştır. Ferraz ve ark. (2012) yapmış oldukları çalışmada platform switching implantların kronal bölgede stres dağılımı bakımından daha başarılı olduğunu ortaya koymuşlardır ancak bu konuda yapılan yeterli çalışma bulunmamaktadır. Ancak bakteriyel açıdan diğer implantlara göre üstünlüğü ortaya konulan platform switching implantların yük dağılımı açısından da özellikle faklı kemik tiplerinde kronal bölgedeki stres dağılımına olan etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.



Şekil 1-7 Ekternal bağlantı (sol tarafta) ve internal bağlantı (sağ taraf)



Şekil 1-8 Platform switching implant (sol tarafta), Düz platform (sağ tarafta)

1.1.5 İmplantın Yüzey Özellikleri

İmplant yüzeyleri geçmişten günümüze osseointegrasyonu arttırmak amacıyla çeşitli modifikasyonlara tabi tutulmuştur. İlk implantlar işlenmemiş yüzey olarak tabir edilen machined yüzeylere sahip implantlardı. Machined yüzeyli implantlar; implantın üretimi sırasında implantı şekillendiren cihazlardaki frezlerinin (gren kalınlıkları doğrultusunda) implant üzerinde bırakmış oldukları pürüzlü yüzeylere sahip implantlardır. İmplant yüzeyinin pürüzlülüğünün artması daha fazla implant kemik kontağı sağlamakta böylece osseointegrasyon sonrasında implantı yerinden çıkaracak tork kuvveti daha da artmaktadır. Bu yüzden işlenmemiş yüzeylerdeki frezlerin oluşturduğu pürüzlülüğü arttırmak amacıyla Treated (işlenmiş), kaplama ve kombine yüzeyler gibi farklı yüzey modifikasyonları yapılmıştır.

1.1.5.1 Machined (İşlenmemiş) Yüzeyle İmplantlar

Machined yüzeylerde herhangi özel bir yüzey uygulaması yoktur. Bu implantların yüzeyleri üretim cihazlarından çıktığı yüzeylere sahiptir. Bu yüzeyler implant üretim bandındaki cihazın frezlerindeki grenlerin boyutuna bağlı olarak farklı derecede pürüzlülüğe sahip olurlar.

1.1.5.2 Treated (İşlenmiş) Yüzeyle İmplantlar

Treated yüzeyler implant pürüzlülüğünü arttırmak için tasarlanmış olan yüzey modifikasyon işlemleridir. Bu işlemler sırasında implant yüzeyi aşındırılarak, yani implant yüzeyinden madde kaybıyla birlikte yapılan pürüzlendirme yöntemidir. Sand-blasted (kuşlama), Grit-blasted, Asit etching (asitleme), kuşlama ve asitleme işleminin kombine olarak kullanıldığı SLA yüzey, lazer ile pürüzlendirme, sinterleme ile yapılmaktadır.

1.1.5.2.1 Sand-Blasted (Kuşlama)

Kuşlama Alüminyum oksit (Al_2O_3) tozlarının implant yüzeyine püskürtülmesi ile implant yüzeyini pürüzlendirme işlemidir. Bu yöntem ile implant yüzeylerinde 0,5 μm başlayan pürüzlülük değeri elde edilir. Kullanılan alüminyum tozlarının partikül büyüklüğüne göre elde edilen pürüzlülük değeri artar (Dalkız 2010, Mendonça ve ark. 2008).

1.1.5.2.2 Grit-Blasted

Kuşlama yönteminden daha fazla yüzey pürüzlülüğü elde etmek için kullanılan bir yöntemdir bu yöntemde Alüminyum oksit (Al_2O_3) tozları veya daha büyük grenli titanyum oksit (TiO_2) tozları kullanılmaktadır, elde edilen pürüzlülük değeri 0.8 μm 'dan başlamaktadır. Pürüzlendirme işlemi sonrasında yüzeyde kalan toz partikülleri önce dry-blasting denilen kuru hava püskürtülmesi ve sonrasında alkali solüsyonlar ile temizlenmektedir (Dalkız 2010, Harris ve Beevers 1999).

1.1.5.2.3 Asit Etching (Asitleme)

Kimyasal dağlama olarak da bilinmektedir. Grit-blasted yönteminde partiküller belirli bir boyutun üzerine çıktığında implant yüzeyini pürüzlendirmek yerine implant yüzeyinde çatlamalara yol açabilmektedir bu yüzden implant yüzeyini daha fazla pürüzlendirebilmek için asitleme yöntemi geliştirilmiştir. Asitleme yönteminde en sık Sülfürik asit H_2SO_4 veya hidroklorik HCl asit kullanılmaktadır. İmplant yüzeylerine iki asitten birisi uygulanabileceği gibi, iki asitte aynı anda uygulanabilmektedir. Dual-etch denilen bu yöntem ile tek asit uygulamasına göre 2 kat daha fazla pürüzlülük ve 4 kat daha fazla çıkarma tork kuvveti elde edilir (Harris ve Beevers 1999, Le Guéhenec ve ark. 2007).

1.1.5.2.4 SLA (Kumlama ve Asit-Etching Kombinasyonu)

SLA; kumlama sonrasında implant yüzeylerine asit uygulanarak implant yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemidir. Dual etch implantlardan daha fazla pürüzlülük değerine sahiptir. Pürüzlülük değeri 1,2 μm 'dan başlamaktadır (Buser ve ark. 1991).

1.1.5.2.5 Lazer Uygulanmış Yüzeyler

Gelişen teknoloji ile birlikte yüzey pürüzlendirme işlemlerinde de lazerler kullanılabilir. Yüzey pürüzlendirme işlemlerinde kullanılan lazerler Argo lazerlerdir. Lazer ile pürüzlendirme maliyetli olmasına rağmen en büyük avantajı lazerin gücü istenildiği gibi ayarlanıp istenilen pürüzlülüğün elde edilebilmesine olanak sağlamasıdır. Lazer ile pürüzlendirme işlemi implantın gövdesine uygulanabileceği gibi sadece implantın boyun kısmına da uygulanabilmektedir. Laser-lok implantlar implantın boyun kısmında lazer aracılığıyla çok ince yivler açılmasıyla implant boynuna dış eti fibrillerinin dikey konumlandırılmasını sağlayan bir uygulamadır (Nevins ve ark. 2008, Shapoff ve ark. 2010). Lazer yöntemi ile istenilen pürüzlülük ve yüzey elde edilebilse de maliyetinin fazla olması kullanımını kısıtlamaktadır.

1.1.5.2.6 Sinterleme

Sinterleme işlemi toz halindeki metal partiküllerinin program ile kontrol edilen lazer aracılığıyla yazılımdaki şekilde katı hale dönüştürülmesi işlemidir. Son yıllarda sıkça kullanılsa da lazer yöntemindeki gibi maliyetli olması kullanımını kısıtlamaktadır. Sinterleme işleminde ya implantın sıfırdan istenilen şekilde üretilmesi ya da üretilmiş olan implant yüzeyinin sinterleme işlemi ile pürüzlendirilmesi yapılabilir. Pürüzlendirme şekli ve pürüzlülük oranı istenildiği şekilde ayarlanabilir (Deporter ve ark. 1996, Traini ve ark. 2008).

1.1.5.3 Kaplama Yüzey

İmplant yüzeylerinde üretim sırasındaki elde edilen yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için kumlama, asitleme gibi çeşitli işlemlere tabi tutulabilmektedir. Ancak bu yöntemlerde implantlara istenilen yüzey özelliklerini kazandırmakta yeterli olmayabilir. Bu yüzden implant yüzeylerine farklı özellikler kazandırmak için yüzey kaplama işlemleri yapılmaktadır. Treated yüzeylerde genellikle implant yüzeyinden materyal kaldırılırken kaplama yöntemlerinde implant yüzeyine madde eklenmektedir. Yüzey kaplama yöntemleri ile istenilen pürüzlülük ve farklı yüzey özellikleri elde edilebilse de kaplamanın implant yüzeyinden ayrılması gibi dezavantaja sahiptir. Yüzey kaplama yöntemleri Titanyum Plazma Sprey (TPS) kaplama, Seramik kaplama veya trabeküler kaplama gibi kaplama yöntemleridir.

1.1.5.3.1 Titanyum Plazma Sprey (TPS)

Plazma yüksek sıcaklıkla ergimiş metalin yüksek basınçlı hava ile atomize edilerek kaplanacak yüzeye püskürtülmesi işlemidir. TPS yüzeyler implant yüzeyine 1200 °C bulan yüksek ısılarda ergimiş titanyumun püskürtülmesiyle elde edilmektedir. (Yapılan püskürtme işlemi ile birlikte elde edilen kaplama tabakasının kalınlığı 10 – 40 µm arasında olmaktadır, yüzey pürüzlülük değeri ise 1.82 µm civarındadır. Kaplama yüzeylerde görülen kaplamanın yüzeyden ayrılması TPS yüzeylerde çok nadir gerçekleşmektedir (Chu ve ark. 2002, Dalkız 2010).

1.1.5.3.2 Seramik Kaplama

Seramikler aynı zamanda Biyoseramik olarak da adlandırılırlar. Biyoseramik kaplamalar; hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfatın implantın metalik gövde yapısı üzerine kaplanması esasına dayanan bir yöntemdir. Seramikler biyoaktif materyaller olduğundan kemiğe diğer yüzey kaplamalarından daha iyi bağlanırlar ancak implant yüzeyi ile yapmış oldukları bağlantı kemik ile yapmış olduğu bağlantı kadar kuvvetli olmadığından seramik kaplamalarda sıklıkla implant yüzeyinden ayrılmalar görülebilir. Kaplama yüzeylerin dezavantajına rağmen seramik kaplamaların osseointegrasyondaki başarısı kullanımı için avantaj sağlamaktadır (Coelho ve ark. 2009, Lacefield 1998).

1.1.5.3.3 Trabeküler Kaplama

Son yıllarda ortaya çıkan yeni bir kaplama türüdür. Titanyum implantın orta üçlüsüne Tantalum elementinden yapılmış olan demine alize kemik trabeküler benzeyen bir yapı ile dizayn edilmiştir. Yaygın olarak kullanılmaya başlamadığından ve yeni bir ürün olduğundan yeterince çalışma bulunmamaktadır (Nasser ve Poggie 2004, Wigfield ve ark. 2003).

1.1.5.4 Kombine Yüzey

Birden farklı yüzey özelliğinin bir implantta kullanılmasıdır. Farklı yüzey özelliklerinin sağlamış olduğu pozitif etkilerin tümünün tek implantta toplanması amaçlanmıştır (Dalkız 2010).

1.2 Kemik

Yapısal olarak bakıldığında kemik; % 25 su ve % 45 inorganik (kalsiyum, karbonat, fosfat, magnezyum fosfat, sodyum), %30 kadar da organik maddelerden oluşmaktadır. Vücuttaki en sert dokulardan birisi olmasına rağmen damarlanma bakımından zengin bir yapısı vardır.

Morfolojik olarak bakıldığında ise; temel olarak kanlanmadan fakir, daha yoğun ve daha mineralize olan kortikal tabaka (kompakt kemik) ve damarlanmadan zengin, daha yumuşak ve mineralizasyonu daha az olan spongios tabakadan (süngerimsi kemikten) oluşur. Kemiklerde spongios yapı iç tarafta yer alırken spongios tabaka kortikal tabaka ile çevrelenir. Kortikal tabaka gelen kuvvetleri daha iyi kompanse ederken spongios tabakanın elastik modülü daha düşük ve daha gözenekli bir yapıya sahip olmasından dolayı gelen kuvvetler karşısında kortikal kemiğe göre daha zayıf kalmaktadır (Çınar 2007, Gartner ve Hiatt 2011, Sandallı 2000).

1.2.1 Kemik Oluşum Mekanizması

Kemik dokusunun oluşumu genel olarak iki aşamada gerçekleşmektedir. İlk önce bu iş için özelleşmiş hücreler tarafından kemik dokusunun organik kısmı salgılanır. Daha sonra oluşan ara maddenin mineralizasyonu gerçekleştirilir. Kemik dokunun histogenezi (osteogenezi) iki çeşittir.

1-İntramembranöz Kemik Gelişimi (Direkt Ossifikasyon): İntramembranöz kemikleşmede mezenkimal hücreleri halka şeklinde dizilerek osteoblastların farklılaştığı blastemayı meydana getirirler. Bu blastemada mezenkimal hücreler osteoblasta dönüşerek kemik sentezi yaparlar. Bu kemik gelişiminde embriyonal bağ dokusundan doğrudan doğruya kemik dokusu oluşmaktadır. İskeletteki kısa kemiklerin gelişimi ile uzun kemiklerin kalınlaşması bu yolla sağlanmaktadır (Gartner ve Hiatt 2011).

2- Endokondral Kemik Gelişimi (İndirekt Ossifikasyon): Endokondral kemikleşmede öncelikle ileride oluşacak kemiğin taslağı hiyalin bir kıkırdaktan oluşur. Oluşan bu hiyalin kıkırdak ileride gelişecek kemiğin çok ufak bir maketi şeklindedir daha sonra bu kıkırdak modelinin üzerine kemiği oluşturacak hücreler göç etmeye başlar ve kıkırdak doku harabiyete uğrayarak yerini oluşan kemiğe bırakır. Bu kemikleşmede hiçbir zaman kıkırdak dokusu doğrudan kemik dokusuna dönüşmemektedir (Gartner ve Hiatt 2011).

Kemik oluşumundan sorumlu olan ana hücreler mezenkimal hücrelerden orijinlerini alan ve farklılaşma potansiyeline sahip osteoprogenitör hücrelerdir.

Osteoprogenitör hücreler kemik ihtiyacı olduğunda osteoblastlara dönüşürler. Osteoblastlarda kemik yapımına başlarlar. Kemik oluşumu öncesi uygun sinyalleri takiben, osteoblastlar sitoplazmik çıkıntılar üretirler ve diğer osteoblastik hücrelerin ürettiği çıkıntılar ile kontak haline geçerek hücre ağı oluştururlar.

Osteoblast ve sitoplazmik çıkıntılar arasında büyük boşluklar bulunur. Osteoblastlar tarafından üretilen bu boşluklu organik matrikse osteoid adı verilir. Bu yapıdaki boşluklara intersellüler boşluklar denilir ve buraya osteoblastlar tarafından osteonektin ve osteokalsin olarak isimlendirilen matrisin iki amorf komponenti salgılanır. Osteonektin sadece kemikte bulunan bir protein olup, kollajen fibrilleri kemik minerallerine bağlar. Osteokalsin kalsiyuma bağlı bir protein olup, matriksteki mineralizasyonu sağlar. Organik matrikse kalsiyum ve fosfat iyonları depolanmaya başlamasıyla kimyasal olarak hidroksiapatit kristalleri olarak bilinen kalsiyum fosfat bileşikleri matris içine çöker. Meydana gelen mineralizasyon sonrasında, osteoblastlar mineralize matris ile tamamen çevrelenir ve osteosit adını alır. Ancak osteoblastlardan bazıları organik matris üreterek yeni gelişen kemik yüzeyine doğru migrasyon yaparlar ve uyarıldığında yeni kemik yapımını sağlayabilecek hücreler içeren, periost adı verilen membrana dönüşürler (Gartner ve Hiatt 2011, Sandallı 2000).

1.2.2 Osseointegrasyon

Antik Mısır uygarlığından bu yana insanların implantasyon yapmalarına rağmen, implantasyondan sonra oluşan tutunmanın ilk bilinen tanımı 1950 yılında İsveçli ortopedi doktoru Per Ingvar Branemark tarafından yapılmıştır. Branemark yapmış olduğu ilk osseointegrasyon tanımında osseointegrasyonun kemik ile titanyum implant arasındaki etkileşim olarak tanımlamış daha sonra 1965 de osseointegrasyonu yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas olarak tanımlamıştır. 1985 yılında bu tanımı canlı kemik dokusu ile yükleme altında implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı olarak güncellemiştir (Ashman 1993, Branemark ve ark. 2001).

Kemikte açılan yiv yuvalarının çevresindeki kemik, yiv açılması sırasında ve implant yerleştirilmesi sırasında meydana gelen ısı ve travmadan dolayı kısmen tahrip olmaktadır. İmplant yerleştirildikten sonra kemikte açılan implant yuvası ile implant arasında kalan boşluğa dolan hematoma iyileşme fazında kallus formasyonu ile yeni kemiğe dönüşür ve travmaya uğrayan kemik iyileşme fazında (deminerlizasyon, remineralizasyon ve revaskülerizasyondan oluşan) remodelasyon süreci ile tekrar yapılır (Branemark 1983).

Osseointegrasyonda implantı çevreleyen doku kemik dokusu olmasına rağmen kemikten bile sağlam bir bağlantıdır. Metalik implantlarda yapılan çekme testlerinde implant çıkarılmaya çalışılınca, kemik veya implant kırıkları oluşur, fakat kemik-implant birleşimi bozulmaz, kısaca osseointegrasyon ile birlikte kemik ve implant arasında oldukça güçlü bağlanma oluşur (Albrektsson ve Sennerby 1990). Ancak her implantta meydana gelen osseointegrasyon oranı farklıdır fakat her implantta meydana gelen osseointegrasyon oranları tam olarak bilinemediğinden yapılan sonlu elemanlar analizinde implantların osseointegrasyon oranları %100 kabul edilir.

1.2.3 Alveolar Kemiğin Özellikleri

Alveolar kemik dişin sürmesi ile birlikte gelişen, varlığı ve devamlılığı dişe bağlı olan dişlerin kaybı ile rezorpsiyona uğrayan çene kemiklerinin bir bölümüdür. Özellikle uzun dönemli dişsizlik ile birlikte alveolar kret rezorpsiyonu artar.

Alveolar kemik buldukları çenelerin özelliklerine benzer. Birçok çalışmacı çenelerdeki kemik tipini sınıflandırmaya çalışmıştır. Günümüzde en çok kullanılan sınıflandırma Misch tarafından kemiğin yapısındaki kortikal ve spongios kemik miktarına göre yapmış olduğu sınıflandırmadır (Şekil 1-9) (Misch 2007). Bu sınıflandırmada;

DI: Yoğun kortikal kemikten oluşmuştur. Rezorbe olmuş alt çene kemiğinin simfiz bölgesindeki bazal kemik buna güzel örnek teşkil eder. Histolojik olarak çok iyi mineralize olmuş, yüklemelere ve travmalara karşı dayanıklı lameller tarzında bir kemikten meydana gelmiştir.

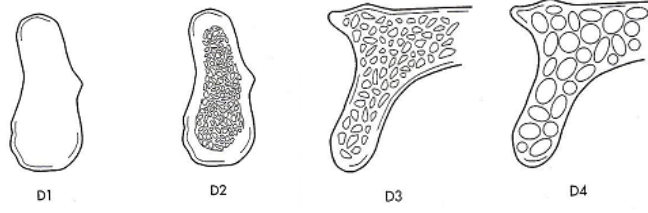
D2: Yoğun kortikal kemiğin sardığı ince trabeküler kemik yapısından oluşmuştur. Genellikle mandibulanın posterior kısımlarında gözlenir.

D3: İnce kortikal kemiğin sardığı, yeterli güçte yoğun trabeküler kemik bulunur. En sık maksillada anterior bölgelerde görülmektedir.

D4: Kortikal kemik içermeyen yoğunluğu az kemikten oluşur. Genellikle maksillanın posterior bölgelerinde bulunur

Ancak Misch yapmış olduğu sınıflandırmada kemiklerin kortikal ve spongiöz miktarlarından kabaca bahsetmiştir. Albrektsson ve Sennerby (1990) ise kadavralar üzerinde çene kemiklerini incelemiş ve bu kemiklerdeki kortikal ve spongiöz miktarlarını; mandibulanın anteriorunda %60 kortikal, %40 spongiöz, posterior kısmındaysa ise %45 kortikal, %55 spongiöz olduğunu, maksillada ise anterior kısımda kortikal spongiöz oranının %57'ye %43 posteriorda ise %61'e %49 olduğunu tesit etmişler.

Sonlu elemanlar analizinde genellikle alveolar kemik modellemelerinin yapılması oldukça uzun zaman ve uğraş isteyen bir iş olduğundan dolayı yapılan kemik modellemeleri sadece kortikalden veya sadece spongiöz yapıdan oluşan ve çoğunlukla anatomik formu yansıtmayan yapılar kullanılarak yapılmaktadır. Sonlu elemanlar analizlerinde tek bir noktanın bile orijinale benzemeyen şekilde modellenmesi bile bütün analiz sonuçlarını değiştireceği düşünüldüğünde orijinalden uzak analizlerin doğru sonuçlar vermesi mümkün değildir. Bu yüzden bu çalışmada kemikler orijinal alveolar kemiklerden modellenerek Albrektsson ve Sennerby yapmış oldukları çalışmadan elde ettikleri kortikal ve spongiöz kemik yüzdeleri referans alınarak hazırlanmıştır.



Şekil 1-9 Misch'e göre alveolar kemik sınıflaması

1.3 Biyomekanik

Biyomekanik; insan hareketlerini inceleyen bilim dalı olarak bilinen Kinesiyolojinin alt dallarından birisidir. Biyomekanik 1974 yılında Herbert Hetze tarafından "biyolojik sistemlerin biçim ve işlevlerinin mühendislik yöntemleri kullanılarak incelenmesi." olarak tanımlanmıştır. Bir başka deyişle biyomekanik; insan dokularının özelliklerini inceleyerek, insan hareketlerinin ve bu hareketlerin sonuçlarının tanımlanmasını ve hareketler sonucunda ortaya çıkan mekanik streslerin ve bu streslere karşı dokuların oluşturduğu yanıtın ne olacağını inceleyen bilim dalıdır (Knudson 2007).

Biyomekanik çalışmaların geçmişi M.Ö. 4. yy kadar uzanmaktadır. Aristotle'in (M.Ö. 384-322), hayvanlarda hareket üreten kasların mekanik etkilerini, geometrik olarak tanımlaya çalışmasından bu yana biyomekanik alanı oldukça gelişmiş ve performans artırma, geliştirme ve sakatlık tedavisi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır.

Biyomekanik; dental implantolojide yeni dizayn ve tasarımların geliştirilmesi ve mevcut tasarımların performanslarının değerlendirilerek daha iyi performans elde edilebilecek yeni tasarımların ortaya konmasını sağlayan önemli bir etken olmuştur.

1.3.1 Kuvvet

Kuvvet, kütleli bir cisme hareket kazandıran veya hareketini durduran, cisimlerin şeklini, yönünü ve doğrultularını değiştiren etkiye denir. Kuvvet hem yönü hem de

büyüküğü olan vektörel bir niceliktir. Fizikte büyüklükler, skaler ve vektörel büyüklükler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Sadece bir sayı ve bir birimle ifade edilen büyüklüğe skaler büyüklük; yönü, doğrultusu ve değeri olan büyüklüklere ise vektörel büyüklük denmektedir (Asaro ve Lubarda 2006).

Kuvvet birimi olarak Newton, Pound, Dyn, Kilogramkuvvet veya Poundal gibi birçok birim olsa da; dental implantolojide en çok kullanılan kuvvet birimi Newton'dur. Fizik bilimine yaptığı katkılar nedeni ile İngiliz bilim adamı Isaac Newton'un adı ile anılır ve "N" simgesi ile ifade edilir. Kütlesi 1 kg olan bir cismin hızını, saniyede 1 m/s arttırmak için o cisme uygulanması gereken kuvvet miktarı olarak tanımlanır ve "1 N=1 Kg.M/S²" formülü ile ifade edilir.

1.3.1.1 Çiğneme Kuvvetleri

Dişler ve dişleri destekleyen dokuların bütününe "Stomatognatik" sistem denilir. Stomatognatik sistem; çiğneme kasları, mandibula, maksilla, temporomandibuler eklem (TME), eklemle ilgili dokular nöromuskuler ve ligamentöz dokular ve bu dokuları besleyen vasküler dolaşım sistemi gibi birçok üniteden oluşmuş olsa da, stomatognatik sistem tek bir fonksiyonel ünite olarak işlev yapar. Fonksiyon açısından bu sistemin bölümlerini birbirlerinden ayrı olarak düşünülemez. Stomatognatik sistemin öncül üyesi olmayan dental implantlar bile yapıldıktan sonra bu sistemin bir parçası olur ve bu sistemdeki mevcut kuvvet faktörlerine maruz kalırlar.

Stomatognatik sistem oldukça aktif bir sistemdir. Bu sistemde dental implantlara uygulanan kuvvetler 5 farklı şekilde açıklanabilir; süre, büyüklük, tip, yönü ve magnifikasyondur (Misch 2007).

1.3.1.1.1 Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi

Bu sistemdeki meydana gelen kuvvetlerin miktarı ve süresi çok geniş olabilir. İdeal durumlarda dişler sadece yutkunma ve çiğneme sırasında kısa temaslar halinde bir araya gelir. Bu kısa temasların toplamı her günde 30 dakikadan daha azdır ancak sistemde parafonksiyonel hareketler ile birlikte bu süre dakikalardan saatler

çıkabilmektedir (Graf 1969). Parafonksiyonel hareketler yalnızca temas süresini değil aynı zamanda temas yönünü ve temas ile birlikte sistemde meydana gelen kuvvetlerin miktarını da değiştirmektedir. Sistemde meydana gelen bu parafonksiyonel hareketler özellikle implant gibi sistemin sonradan üyesi olan unsurların başarısını olumsuz yönde etkileyebilir.

1.3.1.1.2 Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü

Stomatognatik sistemde meydana gelen kuvvet büyüklüğü anatomik bölgenin fonksiyonuna ve dentisyon durumuna göre değişir. Isırma kuvvetleri birçok çalışmada 42 N dan 2440 N'a kadar değişebilen büyük bir aralıkta ölçülmüştür ve molar bölgelerde 440 lbs (200 kg) kadar çıkabilmektedir (Çizelge 1-1) (Braun ve ark. 1995, Brunski 1988, Carr ve Laney 1987, Gibbs ve ark. 1986, Mericske-Stern ve Zarb 1996, Van Eijden 1991). İmplant destekli protez yapımından hemen sonra maksimum ısırma kuvvetlerini 4,5 N-25,3 N, üç ay sonra 57,5 - 112,9 N olarak ölçmüşler ve stomatognatik sistemdeki kas ve dokuların değişen sisteme uyum sağlaması ve çiğneme etkinliğinin artmasıyla orantılı olarak ısırma kuvvetlerinin de arttığını ortaya koymuşlardır (Carr ve Laney 1987). Scott ve Ash (1966) doğal dişli bireylerde yapmış oldukları çalışmada; ortalama çiğneme kuvvetlerini molar bölgesinde 590 N civarında, premolar bölgesinde 317 N civarında, kanin bölgesinde 227 N civarında ve insizal bölgede 181 N civarında ölçmüşler ve maksimum vertikal ısırma kuvvetini ön keserler bölgesinde 209 N olarak ölçerken molar bölgesinde bu değeri 819 N olarak kaydetmişlerdir. Bu ortalama ısırma kuvvetleri parafonksiyon ile artar ve posterior bölgede 1000 lb (4340 N veya 443 kg'mı geçebilen) kuvvetler görülebilir (Gibbs ve ark. 1986). Özellikle implantların açılması bu gelen yüklerin miktarını kayda değer bir biçimde arttırabilir, İmplantta gelen yükün açısındaki 6°'lik artış implanta gelen kuvvetin %233 artmasına neden olmaktadır (Çizelge 1-2). Bu nedenle implant yerleştirilirken mutlaka ideal pozisyonda yerleştirilmelidir (Misch 2007).

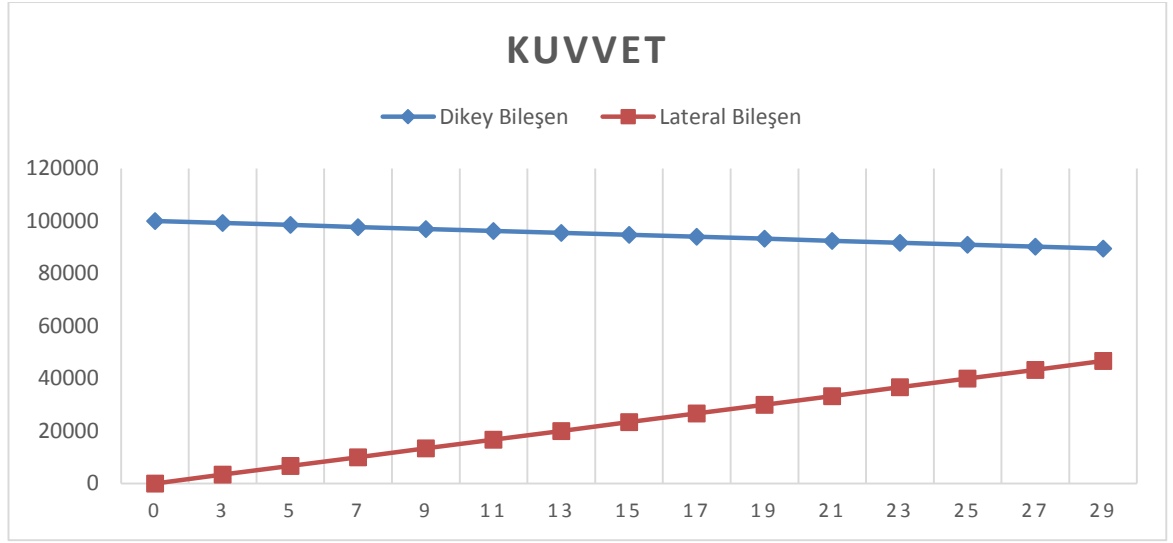
İmplant yüklemeleriyle ilgili çalışmaların çoğunluğunda kullanılan kuvvet miktarı Carr ve Laney (1987)'in çalışmasındaki implant ısırma kuvveti olarak belirlemiş oldukları maksimum ısırma kuvveti olan 112,9 N'luk kuvveti 100 N'luk bir kuvvet olarak (Ferraz ve ark. 2012, Khurana ve ark. 2013, Kong ve ark. 2008b, Schrottenboer ve ark. 2008, Yamanishi ve ark. 2012) kullanmıştır. Çalışmaların

bazılarında ise dişli bireylerdeki ortalama ısırma kuvveti olarak premolar bölgelerde oluşan ve kuvveti veya Mericske-Stern ve Zarb (1996) tarafında implant destekli köprülerde ölçülmüş kuvvet olan 330N'luk kuvveti baz alarak 300 N'luk kuvvet olarak kullanılmıştır (Freitas-Junior ve ark. 2012, Gümüş 2007a, Mammadzada 2009).

Çizelge 1-1 Farklı çalışmalarda ölçülen ısırma kuvvetleri.

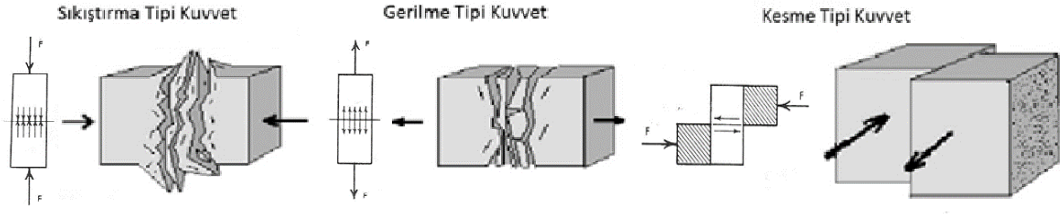
	Protez Tipi / Ölçüm Bölgesi	Kuvvet
Carr ve Laney	Geleneksel Protez	59,6 N
	İmplant destekli protez	112,9 N
Brunski ve arkadaşları	Keser dişler	209 N
	Molar dişler	819 N
Scott ve arkadaşları	Keser dişler	181 N
	Kanin Diş	227 N
	Permolar dişler	317 N
	Molar dişler	590 N
Raadsheer ve arkadaşları	Doğal diş	890 N
Van Eijden	Kanin Dişi	469 ± 85 N
	2. Premolar	563 ± 99 N
	2. Molar	723 ± 138 N
Braun ve arkadaşları	Doğal diş	738 ± 209 N
Morneburg ve Proshchel	Üç üyeli implant destekli sabit protez	220 N
	Anterior tek implant	91 N
	Posterior tek implant	129 N
Mericske-Stern ve Zarb	Total Protez	35 N
	İmplant destekli protez	330 N
Gibbs ve arkadaşları	Bruksizm	4340 N

Çizelge 1-2 100 N'luk ofset yüklemenin vektörel bileşenleri



1.3.1.1.3 Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi

Stomatognatik sistemin bir parçası haline gelen dental implantlar sıkıştırma, gerilme ve kesme tipi üç kuvvete maruz kalabilir (Şekil 1-10). İmplantların uzun eksenleri doğrultusunda gelen kuvvetler kemikte sıkıştırma kuvveti ve gerilme tipi kuvvet oluştururken, gelen kuvvetlerin açılanması kuvvetin sıkıştırma tipinden kesme tipine dönüşmesini sağlar. Çizelge 1-3'de yükleme açısıyla birlikte kortikal kemiğin dayanıklılığının nasıl değiştiği gösterilmiştir, alveolar kemik en fazla sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır, ancak sıkıştırma tipi kuvvetler ile kıyaslandığında kesme tipi kuvvetlere karşı %65 çekme tipi kuvvetlere karşı işe %30 daha zayıftır (Misch ve Bidez 1994).



Şekil 1-10 Kuvvet tipleri

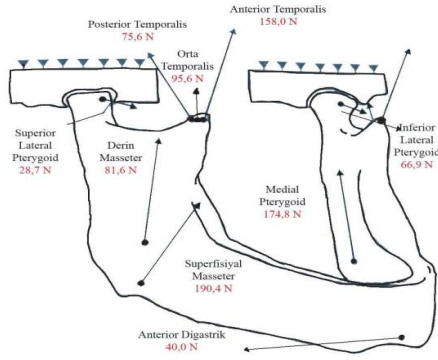
Çizelge 1-3 Farklı yükleme açılarındaki kortikal kemiğin dayanıklılığı (Misch 1994).

KUVVETİN TİPİ	DAYANIKLILIK	STANDART SAPMA	YÜKÜN YÖNÜ
SIKIŞTIRMA	193	13,9	Dikey
	173	13,8	Eksenden 30° sapla ile
	133	15	Eksenden 60° sapla ile
	133	10	Yatay
GERİLME	133	11,7	Dikey
	100	8,6	Eksenden 30° sapla ile
	60,5	4,8	Eksenden 60° sapla ile
	51	4,4	Yatay
KESME	68	3,7	Burma

1.3.1.1.4 Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü

Stomatognatik sistemin kuvvet üreten elemanları kaslardır. Mandibulanın kapanmasında rol alan kaslar aynı zamanda hastanın ısırma sırasındaki uyguladığı kuvveti de belirler. Özellikle kapanışta masetter, medial pterygoid ve temporal kasın uyguladığı kuvvet diğer kaslara göre daha fazladır.

Şekil 1-11’de kas doğrultuları ve kuvvet değerleri, Çizelge 1-4’de çiğneme kaslarının farklı açılarda uyguladığı kuvvetler gösterilmiştir. Stomatognatik sistemde fonksiyon sırasında meydana gelen kuvvetler tek bir kas tarafından uygulanan bir kuvvet değil, birden fazla kasın oluşturdukları kuvvetin bileşkesi şeklindedir ve bu kuvvetler Stomatognatik sistemin üyesi olan diş ve implantlar üzerine çoğunlukla dikey ve oblik olarak etki etmektedir.



Şekil 1-11 Kas doğrultuları ve kuvvet değerleri (Karataş 2006)

Çizelge 1-4 Çiğneme kaslarının farklı açılarda oluşturduğu kuvvetler (Karataş 2006)

KASLAR	Kuvvet (N)	Cos-x	Cos-y	Cos-z	Fx	Fy	Fz
Superficial masseter	190,4	0,207	0,884	0,419	79,778	39,413	168,314
Derin masseter	81,6	0,546	0,758	0,358	29,213	44,554	61,853
Medial pterygoid	174,8	0,486	0,791	0,373	65,200	84,953	138,267
Anterior temporalis	158	0,149	0,988	0,044	-6,952	23,542	156,104
Medial temporalis	95,6	0,222	0,837	0,500	47,800	21,223	80,017
Posterior temporalis	75,6	0,208	0,474	0,855	64,638	15,725	35,834
Inferior lateral pterygoid	66,9	0,630	0,174	0,757	50,643	-42,147	-11,641
Superior lateral pterygoid	28,7	0,761	0,074	0,645	18,512	21,841	2,124
Anterior digastric	40	0,244	0,237	0,940	37,600	9,760	-9,480

1.3.1.2 Kuvvetin İmplant ve Kemik Üzerine Etkisi

İmplantlar ağızda kaldıkları sürece tekrarlayan kuvvetlere maruz kalmakta ve bu tekrarlayan kuvvetler implant üzerinde materyal yorgunluğuna neden olabilmektedir. Meydana gelen yorgunluk nedeniyle materyaller normalde rahatlıkla direnebileceği kuvvetlere dayanamaz hale gelir ve kırılırlar. Materyal yorgunluğu implantların uzun dönemdeki başarısızlık riskini arttıran önemli bir mekanik unsurdur.

Yorgunluk direnci veya dayanıklılık limiti, materyalin kırılmadan devir yapabildiği en yüksek stres olarak tanımlanabilir. Materyallerin yorgunluk direnci ve son dayanıklılık değerleri arasında bağlantı bulunmaktadır. Materyalin dayanıklılık limiti, son gerilme direncinin bir buçuk katı daha azdır. Bu nedenle yorgunluk ve son

dayanıklılık değerleri bağlantılıdır, özellikle bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar için yorgunluk daha önemli bir faktördür. Çünkü bu hastalarda daha yüksek stres değerleri ve daha fazla yük döngüsü meydana gelmektedir (Misch 2007).

Özellikle dikey yüklenmeye göre dizayn edilen implantlarda bükücü kuvvetler yorgunluk direnci olmadan bile kırılmaya neden olabilmektedir. Bükücü kırılma direncinin hesaplanması; dışarıçapın dördüncü kuvveti ile iç yarıçapın dördüncü kuvveti farkı alınması ile hesaplanır. Bu yüzden özellikle internal bağlantılı implantlarda abutment bağlantısı nedeniyle implant duvarının kalınlığındaki azalma kırılma direncini azaltmaktadır. Duvar kalınlığındaki ufak artışlar bile bükme kırılma artışına neden olabilir. Dış çap 0,1 mm arttığında ve iç çap aynı kaldığında, bükme kırılma direnci %33 artar. Dış çap aynı kaldığında ve iç çap 0,1 azaldığında artış %20 olmuştur (Misch 2005).

İmplant kırılması gibi sonuçlarla karşılaşmamak için önlem olarak implant ve abutmentı bağlayan vidanın kırılma direnci daha düşük tutularak kilit bir sistem oluşturulmuştur çünkü vida kırığı telafi edilebilecek bir durum iken, implant boyun kırıkları, telafisi pek mümkün olmayan sonuçlara neden olabilmektedir. Meydana gelen vida kırıkları mevcut üst yapının ve oklüzyonun tekrar değerlendirilmesini için önemli bir uyarı olarak düşünülebilir çünkü vida kırığı aynı zamanda implant üzerine gelen ve dolayısıyla implantın etrafındaki kemiğe iletilen stresin istenenden daha fazla olduğunun göstergesidir.

Peri-implant kemiğe gelen aşırı kuvvetler implant kemik ara yüzünün reaksiyonunu değiştirebilir ve kemikte yorgunluk hasarına yol açabilir. Roberts (1999), normal trabeküler kemiğin fizyolojik şekillenmesini %20 implantın çevresindeki kemiğin her yıl yeniden şekillenme oranını %500 olarak belirtmiştir, burada meydana gelen sürekli döngü yorgunluk zararı ile kısmen ilgili olabilir. Bu döngüyü azaltabilmek için üzerine gelen kuvvetleri kemiğe homojen bir şekilde iletebilecek implant tasarımları; hem implant kırıklarının, hem de peri-implant kemik kaybının önlenmesi açısından faydalı olabilir.

1.3.2 Kuvvet Analiz Yöntemleri

Analiz; bir maddenin bileşimindeki yalın cisimlerin niteliğini ya da niceliğini anlamak için yapılan işlemlere denilir. Herhangi bir nesneyi üretmeden önce tasarım aşamasında, tasarımının kontrol edilerek, gerekli şartları sağlayıp sağlayamadığı veya nesnenin uç limitlerinin ne olduğu, hangi kuvvetlere veya hangi şartlara dayanabildiğinin tespit edilmesi gerekir, bunun amacı; üretilmesi tasarlanan materyalin zayıf yönlerinin üretim öncesinde tespit edilmesidir.

Nesnelerin analiz yöntemlerinde birçok farklı yöntem izlenebilir. Örneğin; üretilmesi tasarlanan nesnelerin her bir analiz için gerekli olan öncül modellerinin üretilip direk analize tabi tutulabilir ve materyallerin zayıf yönleri direk üretilen nesnelere üzerinde görülebilir ancak üretimi maliyetli olan nesnelere için her analizde kullanacak bir modelin üretilmesi oldukça maliyetli olabilir. Bu durumda öncül bir tane model üretilip ters mühendislik yöntemi ile sanal ortama aktarılarak analizler sanal ortamda yapılabilir. Bazı durumlarda bir öncül modelin bile üretilmesi çok maliyetli olabilir veya modeller üretilse bile gerçek ortamda analize tabi tutmak hem tehlikeli hem de etik olarak mümkün olmayabilir. Örneğin uçak üretiminde bir uçağın öncül modelinin üretilmesi bile çok maliyetli olabilir ve aynı zamanda analiz için modeller üretilse bile gerekli analizlerin yapılması tehlikeli olabilir. Benzer bir şekilde implant üretiminde de implantların öncül modellerinin üretilmesi çok maliyetli olmasa bile bunların uygunluğunun ispatlanmadan gerekli testlerin hastalar üzerinde yapılması etik değildir. Bu yüzden bu gibi nesnelere gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını, nasıl dağıldığı ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995). Bu yöntemler;

Deneysel analizi yöntemleri:

1. Fotoelastik rezin gerilme analizi,
2. Strain gage gerilme analizi,
3. Lazer ışıklı kuvvet analizi,
4. Kırılma vernik tekniği ile kuvvet analizi.

Sayısal analizi yöntemleri:

1. Linear & Non-linear analiz,
2. Sonlu elemanlar analizi şeklinde sıralanabilir.

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, özellikle implant ve ortodonti alanında sıklıkla kullanılmakta ve yerleştirilen implant yapılarının üzerine fonksiyon sırasında gelen kuvvetlerin kemik üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve kemik yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Holzapfel ve ark. 2006, Moaveni 2003, Nicholson 2008).

1.3.2.1 Deneysel Analizi Yöntemleri

Deneysel analiz yöntemleri; analiz edilecek nesnenin bire bir üretilip kullanım sırasında maruz kalacağı ortam canlandırılarak meydana gelen stres, gerinin, kırınma vb. durumların klinik olarak gözlemlenmesi esasına dayanır.

1.3.2.1.1 Fotoelastik Rezin Gerilme Analizi

Fotoelastik rezin; ışığı kırma özelliğine sahip transparan materyallerin gerilmeye maruz bırakıldığında polarize ışık altında renkli şekiller sergilemesi esasına dayanan bir materyaldir. Polarize ışık demeti üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik rezin materyalinden geçerken, rezin içerisinde farklı hızlarda yol kat eder, farklı hızlarda yol alan ışık dikey titreşimlere dönüşür. Buna “fotoelastik etki” denir. Rezin içinde polarize ışığın iç gerilmeler nedeniyle farklı hızlarda seyreden dalga boylarına ayrılması sonucunda farklı renkli şekiller oluşur ve meydana gelen bu fenomen “çift kırılma” prensibi ile adlandırılır. Bu durum bir polarize filtre ya da polariskop apareyi yardımıyla gözlenebilir. Bu yöntemle, karışık yapıların iç kısımlarında ve dış kısımlarında oluşan mekanik baskı ve gerilmeler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülür (Canay ve ark. 1996, Caputo ve Wylie 2006). Ancak rezinin maliyetinin fazla olması ve 2 boyutlu görüntü vermesi, 3 boyutlu görüntü elde edebilmek için 2

boyutlu görüntülerin birleştirilmesi elde edilebilir ancak 2 boyutlu görüntü vermesi fotoelastik rezin için bir dezavantajdır.

1.3.2.1.2 Strain Gage Gerilme Analizi

Bir nesneye yeterli kuvvetin uygulanması, malzemenin şeklinin değişmesine sebep olur. Bu şekil değişikliği, deformasyon olarak adlandırılır. Kuvvet kaldırıldıktan sonra kendi kendine tersine dönen geçici şekil değişikliği yani cismin orijinal boyutlarına geri döndüğü şekil değişikliği, elastik deformasyon, Gerilmenin, malzeme şeklini kalıcı olarak değiştirmeye yeterli olduğu şekil değişikliklerine plastik deformasyon denilir. Cisimlerde meydana gelen bu şekil değişikliğini strain gage denilen cihazlarla ölçmek mümkündür. Strain gage ile kuvvet, ağırlık, moment (tork), basınç gibi büyüklüklerin ölçümünde yaygın olarak kullanılmaktadır ve nesnelere çekme, baskı, burma deformasyonu gibi analizler yapılabilir. Örneğin gerilme/uzama oranı, Young modülünün tespit edilmesi için kullanılabilir. Young modülü; bir nesnenin kesitinin birim alanına düşen kuvvetin, nesnenin boyunda meydana gelen uzama oranına bölünmesiyle; yani gerilme/uzama oranı olarak tanımlanır (Sakaguchi ve ark. 1997).

1.3.2.1.3 Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) Kuvvet Analizi

Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi olarak da isimlendirilen “Holografik interferometri” yöntemi lazer ışınının ikiye ayrılarak biri referans ışını diğeri ise inceleme ışını olarak cisim üzerine gönderilerek cismin model kaydı yapılır ve sonrasında tekrar bir ışın gönderilerek iki ışın arasındaki farklılığa bakılması yöntemidir. Tek bir ışın ile deney parçası üzerindeki bütün noktalara ait bilgileri verdiği için ve test modelleri üzerinde tahribat meydana getirmediğinden oldukça kullanışlı bir ölçme cihazıdır (Outwater ve Van Hamersveld 1974, Özçelik 2010).

1.3.2.1.4 Kırılğan Vernik Tekniği İle Kuvvet Analizi

İncelenmek istenilen modelin üzerine kuvvet altında çatlayabilen özel bir vernik tabakasının püskürtülüp fırınlanması ile uygulanmaktadır. Fırınlandıktan sonra model üzerine uygulanan kuvvetlerde kuvvetin yoğunlaştığı bölgede vernik çatlamakta ve bu çatlak kuvvetin yoğunlaştığı hattı izlemektedir. Böylece kuvvetin doğrultusu ve dağılımı göz ile görülür hale gelmektedir. Ancak her analiz için model gerekmesi ve

modellerin fırınlama aşamasından dolayı sık kullanılan bir yöntem değildir (Özçelik 2010, Özgöve 2003)

1.3.2.2 Sayısal (Modelleme) Analizi Yöntemleri

Deneysel analiz yöntemlerinde analiz edilecek materyalin üretilmesi gerekir ancak tek bir öncül modelin üretiminin bile çok maliyetli olduğu durumlarda modeli gerçekten üretmek yerine sanal ortamda üretilip analize tabi tutularak, elde edilen analiz sonuçlarının ışığında modellerin eksik ve/veya zayıf yönlerinin saptanıp üretime girecek modelin son haline kadar bu eksikliklerin giderilmesi için kullanılan matematiksel hesaplama esasına dayanan modelleme yöntemidir.

Deneysel analiz yöntemlerinin çoğunluğu metabolik ve yapısal ihtiyaçlara cevap verebilen, canlı ve kompleks bir doku olarak tanımlanan kemik yapısının iç birimlerindeki stres dağılımını ve yer değiştirmeleri değerlendirmede yeterli değildir. Ayrıca bu testler biyomekanik davranışları tam olarak simüle edemediğinden bu testler ile gerçeğe yakın sonuçlar elde edilemez. Ancak biyomekanik davranışların daha ayrıntılı olarak tanımlanmasına gereksinim duyulduğundan modelleme tekniğine dayanan sayısal analiz yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden en önemlisi “Sonlu Elemanlar Analizi (SEM)” dir. Sonlu elemanlar stres analizi ile analitik çözümü bulunmayan problemlere yaklaşık çözüm bulunabilmekte; bu nedenle de deneysel yöntemler ile analiz edilmesi mümkün olmayan biyomekanik sistemler için alternatif yeni bir simülasyon ve deney aracı olarak kullanılabilir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

1.3.2.2.1 Sonlu Elemanlar Analizi

“Dünyadaki bütün nesnelere sonsuz sayıda noktadan oluşmaktadır, ancak sonsuz olan hiçbir şey bilgisayar ortamında tanımlanamayacağı gibi analiz de edilemez. Sonlu elemanlar analizi; Nesnelere sanal ortamda analiz edilebilmesi için sonsuz sayıdaki noktanın, sonlu sayıda noktaya indirgenerek modellenmesi ve bu modellerin analiz edilmesi işlemine denir”.

Sonlu elemanlar analizi; yapıların veya nesnelere stres, gerilme ve gerilme problemlerini çözen bilgisayar tabanlı bir simülasyon metodudur. Bu metot ile karmaşık sistemler sanal ortama aktarılarak Statik, dinamik, lineer veya non-lineer analiz yöntemleri ile gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılır (Hughes 1987, Moaveni 2003). Sonlu elemanlar analizinin temeli 1943 yılında matematikçi R. Courant tarafından atılmıştır. Courant karmaşık yapıların deneysel olarak test edilememesinden dolayı, karmaşık yapıların daha basit alt yapılara dönüştürülerek test edilme prensibine dayanan bir parçalı polinom çözümü tanımlamıştır (Meek 1996). Ancak hesaplamaların zorluğundan dolayı 1950'lere kadar pek rağbet görmemiştir. 1950'lerde bu yöntem bilgisayar tabanlı hesaplama metodu olan "sonlu elemanlar metodu" olarak tanıtılmış ve 1956'da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlamıştır. 1963'te matematiksel olarak geçerliliği fark edilen sonlu elemanlar metodu yapısal başlangıçtan ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok mühendislik ve sağlık alanında sıkça kullanılmaya başlanmıştır. (Begg 1956, Cook 1994, Hughes 1987, Moaveni 2003).

Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang'ın 1968 yılında yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanarak, kuvvetlerin etkisiyle dişin çevreleyen dokularda meydana gelen gerilmeler değerlendirilmiştir (Ledley ve Huang 1968). Oral implantoloji alanında ilk kullanımı ise 1970'lere kadar dayanır. Tesk ve Widera (1973) ilk defa 1973 yılında blade ve pin tipi implantları 2 boyutlu olarak modelleyerek gerilme ölçümleri yaparak birçok çalışmacıya öncü olmuşlardır.

Sonlu elemanlar analizinde ilk adım incelenecek cismin üç boyutlu modelinin çıkartılmasıdır bu modeller çıkartılırken farklı yöntemler izlenebilir en popüler yöntemler; Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması, modellenmesi istenen cismin yüzeyinin 3D tarayıcılar ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması, üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi olarak sayılabilir. İstenilen model bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra modelin daha basit modele indirgenebilmesi için küçük modellere bölünür bu işleme "ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)" denilir. İndirgenen noktalar ise 'düğüm noktası (node)' olarak

ifade edilir. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile tam uyumludur ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekanik özellikleri gösterirler. İkinci aşamada mesh'leme işlemi ile node'lara ayrılan modele kullanılan materyale özgü materyalin sınır koşulları tanımlanır elastikiyet modülü, poisson oranı gibi ve daha sonra nodlara uygulanacak olan kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı ayarlanarak analiz işlemi yapılır (Keyak ve ark. 1993, Shigley 2011). Analiz sonrasında stresin dağılımı ortaya çıkar ve sistemde oluşan ve minimum ve maximum principal stres değerleri görülür. Sonlu elemanlar analizini daha iyi anlayabilmek için kullanılan terimleri bilmek önemlidir bu terimler kısaca;

1.3.2.2.1.1 Kuvvet

Kuvvet; hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye denir ve "N" (Newton) simgesiyle gösterilir (Asaro ve Lubarda 2006). Kuvvet vektörel bir büyüklük olup; belirli bir doğrultusu, yönü, süresi ve şiddeti bulunmaktadır (Tosun 1999). Sonlu elemanlar analizinde kullanılan kuvvetlerde vektörel kuvvetler olup belirli bir yönde ve şiddette uygulanır.

Kuvvet uygulandığı yönden etrafa doğru yayılan bir etki oluşturur. Bir cisme diğer cisimlerin yaptığı etkiye dış kuvvet, cismin çeşitli parçalarının arasındaki etki ve tepki ise iç kuvvet denilir. Biyomekanikte implant üzerine etkileyen bir dış kuvvet, önce implantın bölgelerine dağılır ve oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşur (Asaro ve Lubarda 2006, Holzapfel ve ark. 2006).

1.3.2.2.1.2 Gerilme (Stress)

En basit tanımıyla kuvvetin, uygulandığı yüzey alanına oranı şeklinde tanımlanabilir. Başka bir deyişle bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (O'Brien 2008).

Gerilme = Kuvvet / Alan olarak formüle edilir.

S ya da σ harfleriyle ifade edilir ve birim olarak Paskal (P veya N/m^2) kullanılır. Diş hekimliğinde ise genellikle Mega paskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır. $1\text{MPa}=10^6\text{ N/m}^2$ 'dir.

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Kuvvetlerde olduğu gibi iç gerilmeler üç tipe ayrılırlar; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi (Şekil 1-10) (Craig ve Powers 2002, McCabe 1999).

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve " σ " sembolü ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise " τ " simgesi ile gösterilir. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir.

1.3.2.2.1.2.1 Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alırlar. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum olarak üçe ayrılır. Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali meydana gelmektedir (Inan 1988, Marghitu 2001).

Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.

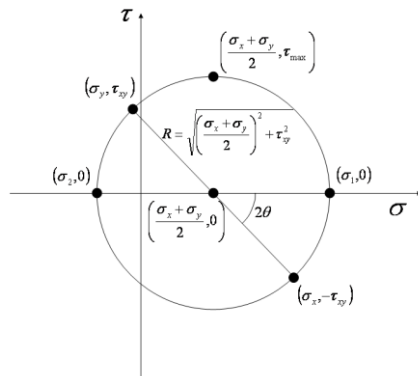
Minimum asal gerilme (Minimum principle): Negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklindedir (Gümüş 2007b).

1.3.2.2.1.2 Mohr Dairesi

Birleşik gerilme durumlarının mevcut olduğu cisimde kesit değiştiğinde gerilme türünün değişimi grafik ile gösterilmekte ve Mohr Dairesi olarak adlandırılmaktadır. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir.

Kesite döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_2) ile en büyük normal gerilme (σ_1) bulunmaktadır. Bu asal gerilmelerle uyuşan eksenlere asal eksenler (Principle axes) denir. Bu dairede yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen ise kayma gerilmelerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis eksenini üzerindedir (Şekil 1-12) (Ichikawa ve ark. 1997).



Şekil 1-12 Mohr Dairesi

1.3.2.2.1.2.3 Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada

şekil değiştirecektir” (Orenstein ve ark. 1994). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (Ichikawa ve ark. 1997)

1.3.2.2.1.3 Gerinim (Strain, Şekil Değiştirme)

Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cismin birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturulmaktadır (Franklin 1998). Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür (Moaveni 2003, O'Brien 2008). Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir.

Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler;

Elastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.

Plastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir.

1.3.2.2.1.4 Elastiklik-Viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar.

Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (viskoz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana

bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yük ortadan kaldırıldığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (Marghitu 2001, Toms ve ark. 2002).

1.3.2.2.1.5 Homojen Cisim

İçyapısındaki her noktadaki elastik özelliklerin aynı olduğu cisimlerdir (Moaveni 2003).

1.3.2.2.1.6 İzotrop ve Anizotrop Cisim

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir (Hughes 1987). İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Provatidis 2000, Toms ve ark. 2002).

1.3.2.2.1.7 Lineer Elastik Cisim

Elastik cisimler için gerilme-gerinim ilişkisi belirli yük sınırları çerçevesinde doğrusal olarak kabul edilir. Bu kanun 1678 yılında Robert Hooke adlı fizikçi tarafından bulunmuştur ve Hooke kanunu olarak bilinmektedir (Pickover 2008). Bu tip özellik gösteren cisimler lineer elastik cisim olarak adlandırılırlar.

1.3.2.2.1.8 Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) adı verilen basit geometrik alt yapılara ayrılırlar. Elemanlar; geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (Moaveni 2003).

1.3.2.2.1.9 Rijit Eleman

Rijit elemanlar kuvveti ileten ama deformasyona uğramayan ve de gerilme yüklenmeyen elemanlardır. Bağlandıkları nodların arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yararlar (Moaveni 2003).

1.3.2.2.1.10 Dügüm Noktası (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir.

Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (Geng ve ark. 2001b). Bu şekilde cebri bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler nodlardaki denge denklemleridir. İncelenen modele ve modelin hazırlanışında oluşturulan eleman yapısına göre bağlı olarak elde edilen denklemlerin sayısı değişir (Marghitu 2001, Moaveni 2003).

1.3.2.2.1.11 Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Mesh işleminin modeli daha küçük alt yapılara bölünerek düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarının model üzerinde belirlenmesi işlemdir. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi kullanıcıya da mesh üretme imkânı tanınmaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca meshlenecek nesnedeki hangi bölgenin önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilmesini sağlayarak, hangi bölgelerin nasıl bir eleman yoğunluğu olacağının karar verilmesine olanak tanır. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceği ve nasıl mesh edileceğidir (Geng ve ark. 2001b, Şahin 2008).

Mesh işleminin sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenerek model çözümlenmesi yapılır (Geng ve ark. 2001a).

1.3.2.2.1.12 Sınır şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları; analiz sırasında yapılan gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir (Geng ve ark. 2001b).

1.3.2.2.1.13 Elastiklik Modülü (Elastisite, Young Modülü)

Elastiklik modülü kavramı, malzemelerin elastik sınırlar içerisindeki sertliklerini ifade eden bir katsayı olup, cismin dayanıklılığını gösterir, birimi GPa (Gigapaskal)'dır (Tosun 1999).

$$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim} = \sigma / \varepsilon$$

Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar (O'Brien 2008). Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Eraslan 2004).

1.3.2.2.1.14 Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, en/boy arasındaki birim boyut değişiminin oranıdır. Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır (Shaw ve ark. 2004).

1.3.2.2.1.15 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajı ve Dezavantajı

“Sonlu elemanlar analizi ile yapılacak olan analizlerin sınırı kişinin hayal gücüdür.”

Diğer test yöntemlerine göre büyük bir üstünlük sağlayan sonlu elemanlar analizinin en büyük avantajı; Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan veya etik olmayan tasarımların simülasyonuna olanak sağlamasıdır (Hughes 1987). Bunun dışında sağladığı diğer temel avantajlar;

- Karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi ve statik analizlerden dinamik analizlere, ısı transferi analizlerinden, manyetik alan analizlerine kadar gibi birçok alanda kullanılabilmesidir,
- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip çeşitli katmanlardan oluşan nesnelere, katmanların fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini tam olarak yansıtabilecek şekilde gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi ve gerilme, gerinim ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde tespit edilebilmesi (Owen ve Hinton 1980),
- Model analizlerinin birçoğunda her analiz için bir model gerekebilmesine rağmen sonlu elemanlar analizinde oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin yükleme yönü ve miktarı gibi özellikleri değiştirilip, analiz istendiği kadar tekrarlanabilir (Shaw ve ark. 2004) olması şeklinde sıralanabilir.

Bütün analiz yöntemlerinde olduğu gibi sonlu elemanlar analiz yönteminin de bazı dezavantajları vardır. Bunlardan en önemlisi; analiz sırasında modellenecek olan malzemenin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayıma dayandırılması ve modellenen malzemenin analiz programına tanıtılan fiziksel özelliklerinin doğruluğunun, malzemenin gerçekteki şeklini ne kadar temsil ettiğini belirleyen en önemli unsurlardan biri olması analiz sisteminin en büyük dezavantajıdır. Bu nedenle fiziksel özelliklerin tanıtılması son derece hassas yapılmalıdır (Owen ve Hinton 1980). Bunun dışında diğer dezavantajları ise;

- Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar yazılım programının kapasitesi ile sınırlı olması (Ertürk 2008),
- Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen zor (Cheung ve Yeo 1979) olması şeklinde sayılabilir.

Kısaca sonlu elemanlar analizi ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin kullanılan materyal özelliklerinin ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlı olduğu belirtilmiştir (Al-Sukhun ve ark. 2007).

1.3.2.2.1.16 Sonlu Elemanlarda Kullanılan Yazılım Paketleri

Teknoloji ile birlikte bilgisayarların en önemli parçası olan işlemcilerin gelişmesi, sonlu elemanlar analizinin en büyük sorunu olan her düğüm ve nod'lardaki karmaşık problemlerin çözümü için gerekli olan hesaplama gücünü de sağlamıştır. Bu da sonlu elemanlar analizinin kullanımını ve dolayısıyla da bu alanda kullanılan yazılım paketlerinin de gelişmesini sağlamıştır.

Sonlu eleman analiz yazılımları arasında lineer, non-lineer, implicit (kapalı sonlu) ve explicit (açık sonlu) olma yönünden farklılıklar vardır. Kimi programlar ise bazı konularda özel olarak geliştirilmiştir programlardır. Diş hekimliği ve mühendislik uygulamalarında sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde kullanılan yazılım paketlerinden en önemlileri; Algor, Abaqus, Adina, Ansys, Comsol, Fempro, Femtools, I-Deas, Marc, Msc Marc Mentat, Nastran, Pafec 75, Patran, Proengineer, Solidworks, Sap 80, Sap2000, Strand7, Visualfea ve Zebulon olarak sayılabilir.

1.4 Benzer Çalışmalar

İmplant, implant mekanikleri diş hekimliğinde oldukça popüler bir alandır ve implant biyomekaniklerinin diğer yöntemlerle analizi oldukça zor olduğundan sonlu elemanlar analizinde kullanılan popüler bir konu olmuştur. Sonlu elemanlar analizi implant diş hekimliğinde ilk olarak 1973'de Tesk ve Widera (1973) tarafından kullanılmış ve bundan sonra kullanımı hızla yaygınlaşmıştır.

Atmaram ve Mohammed (1983) elastik parametrelerin etkisini ve implant geometrisini, implant uzunluk değişkenlerini ve psödo periodontal ligamanların ilişkisini anlamak amacıyla tek bir implanttaki stres yayılımlarını analiz etmiş. Siegele ve Soltesz (1989) farklı implant dizaynlarını sonlu elemanlar analizi ile test etmişler ve implant dizaynının kemikte oluşan stres bölgelerini etkilediğini görmüşler, yine aynı şekilde MR Rieger ve ark. (1989b) farklı implant dizaynlarının kemikte oluşturduğu stresi değerlendirmişlerdir. Bir başka çalışmada da Chun ve ark. (2002) implantın yivlerinin kemikte oluşturduğu stresi sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişler ve yiv aralıkları arttığında kemikte oluşan stresin arttığını implant

boyu arttığında ise stresin azaldığını görmüşlerdir. Başka bir çalışmada ise alveolar kemik tiplerinde stres dağılımı incelenmiş ancak bu çoklu orijinal kemik yapılarında incelenmek yerine tek bir kemik yapısında dört kemiği yapılandırarak yapılmıştır (Sevimay ve ark. 2005). İmplant boyutunun ve çapının kemik üzerinde oluşturduğu stres değerlendirilmiş ve implant boyundaki ve çapındaki artışın implant stresi azalttığını ancak boyun uzaması ile stres azalma miktarının çapın artması ile aynı oranda azalmadığını çaptaki artışın stres azalışına daha az etkisi olduğunu belirtmişlerdir (Baggi ve ark. 2008). İmplantlardaki çeşitli boy ve çapların sonlu elemanlar analizi ile alveolar kemik üzerinde oluşturduğu stresin değerlendirmesi birçok çalışma tarafından yapılmasına rağmen platformlar arasındaki farklılıkların kemik üzerindeki oluşturduğu stres ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bu konu ile ilgili Schrottenboer ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada implanttaki mikro yiv yapısının ve platform switching abutmentin, krestal kemikte oluşturduğu stresi sonlu elemanlar analizi ile incelemişler fakat bunu 3D modellerde değil 2D modellerde incelemişlerdir. İmplantlara gelen kuvvetlerin karşılaştırılmasında ise en kapsamlı kuvvet kullanan çalışma Tanyel ve ark. (2012) yapmış oldukları çalışmadır. Bu çalışmada dikey, açılı ve yatay kuvvetler uygulanmış olup uygulanan kuvvet miktarları birbirinden farklı olarak ayarlanmıştır.

1.5 Amaç

İmplant dizayn ve tasarımlarının, kemikler üzerinde oluşan stresin dağılımını etkiledikleri bilinmektedir ve bu konu ile ilgili yüzlerce çalışma yapılmasına rağmen çalışmaların neredeyse hepsi belirli markaları karşılaştırmaktan öteye geçmemiştir. Hatta implantların bütün özelliklerini standardize ederek gövde dizaynlarını karşılaştıran çalışma bulunmamaktadır. Aynı zamanda denenen implantların hangi kemikler üzerinde ne tip stresler oluşturduğuna dair literatürde yalnızca iki çalışma bulunmakta ve bu çalışmalarda çalışmanın orijinalliği olarak gösterilen kemik tipleri de orijinal kemik şeklinde modellenmemiştir. Bunların yanında klinik olarak daha avantajlı olduğu bilinen, ancak yük dağılımı açısından incelendiği yeterli çalışma olmayan iki abutment tasarımı ile ilgili literatür eksikliği göz önüne alarak;

- 1- Boy, ap, yiv derinliği, yiv adımı ve yiv dizaynı gibi faktörlerin standart oluğu; ancak gövde dizaynlarının farklı olduğu, Basamaklı ve Silindirik yapıdaki implant dizaynlarının hangisinin dikey ve açılı yükler karşısında daha iyi olduğunu belirlemeyi.
- 2- D1, D2, D3 ve D4'ten oluşan farklı kemik türünü orijinal formunda modelleyerek hangisinin dikey ve açılı yüklerde daha az strese maruz kaldığını belirlemeyi,
- 3- İki farklı abutment dizaynından hangisinin daha başarılı stres dağılımını yaptığını belirlenmesi,

ve buna göre en iyi stres dağılımını saptayan; kemik, implant ve abutment modellerinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

1.6 Hipotez

1. İmplantlardaki farklı gövde yapılarının dikey ve açılı yükler karşısında alveolar kemikler üzerinde farklı stres oluşumuna neden olmaktadır.
2. Farklı kemik tiplerinde İmplantlar üzerine gelen dikey ve açılı kuvvetler implantlarda farklı streslere neden olmaktadır.
3. Farklı abutment modelleri dikey ve açılı yükler karşısında implant ve abutment modellerinde farklı stres oluşumuna neden olmaktadır.

1.7 Karşıt Hipotez

1. İmplantlardaki farklı gövde dizaynlarını dikey ve açılı yükler karşısında alveolar kemikler üzerinde benzer strese neden olmaktadır.

2. Faklı kemik tiplerinde İmplantlar üzerine gelen dikey ve açılı kuvvetler implantlarda benzer streslere neden olmaktadır.
3. Farklı abutment modelleri dikey ve açılı yükler karşısında implant ve abutment modellerinde benzer stres oluşumuna neden olmaktadır.

2 GEREÇ VE YÖNTEM

İmplantların uzun dönemli başarısı için en iyi yük dağılımını sağlamak amacıyla yüzlerce farklı implant tasarımları geliştirilmiştir. Günümüzde silindirik yapıdaki implant dizaynları en kabul gören implantlardır. Ancak bu dizaynlarda silindirik, açılı veya basamaklı formda olabilmektedirler (Şekil 1-4). Bu çalışmada da yiv adımı, genişliği ve dizaynı sabit olan 3 farklı implant dizaynı modellenmiştir.

İmplant dizaynlarında abutment olarak standart düz formlu ve platform switch abutmentlar kullanıldı (Şekil 1-8).

İmplantların modelleneceği kemikler Misch'in sınıflamasındaki dört farklı kemik modeli baz alınarak modellendi (Şekil 1-9, Şekil 1-8).

2.1 Alveolar Kemik

2.1.1 Alveolar Kemiği Özellikleri

Alveolar kemik; varlığı ve devamlılığı dişlere bağlı olan ve dişlerin çekilmesi sonucunda rezorpsiyona uğrayan çene kemiklerinin bölümüdür (Newman ve ark. 2011). Diş kaybından sonra alveolar kemik büyük ölçüde rezorbe olmaktadır, hatta bazı durumlarda tamamen atrofiye uğrayıp sadece çenelerin bazal kemikleri kalabilmektedir, meydana gelen atrofiye bağlı olarak aynı zamanda çene kemiklerinin kortikal ve spongioz miktarları da değişmektedir.

Temel olarak Misch (2007) tarafından alveolar kemiklerin kortikal ve spongioz içerikleri belirtilerek dörde sınıflama yapsa da (Şekil 1-9) bu kemiklerdeki kortikal ve spongioz oranlarını belirtmemiştir. Alveolar kemikler devamlı aktif olarak değişim gösterdiğinden dolayı kortikal ve spongioz miktarlarını hesaplayan yeterli çalışma

bulunmamaktadır. Çalışmada Katranji ve ark. (2007)'in dişsiz kadavralar üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda elde edilen kemik yüzdeleri baz alınarak kemiklerin kortikal ve spongiöz içerikleri belirlendi.

D1 kemik en çok görüldüğü bölge olan anterior mandibula baz alınarak %60 kortikal, %30 spongiöz olarak tasarlandı,

D2 kemik ise en çok görüldüğü bölge olan posterior mandibula baz alınarak %55 kortikal, %45 spongiöz olarak tasarlandı,

D3 kemik ise en çok görüldüğü bölge olan anterior maksilla baz alınarak %40 kortikal, %60 spongiöz olarak tasarlandı,

D4 kemik ise en çok görüldüğü bölge olan posterior maksilla baz alınarak %60 kortikal, %30 spongiöz olarak tasarlandı.

2.1.2 Kemiklerin Modellenmesi

Kemik modellemesinde mimics programında bulunan “.mcs” uzantılı örnek BT'ler kullanılmıştır. Kemik yapılarını baştan çizmek yerine, örnek BT verisi kullanarak kemiğin dış hatlarının ve spongiöz hatlarının yaklaşık bir şekilde belirlenmiş ve “Catiada” çizim programına aktarılmıştır.

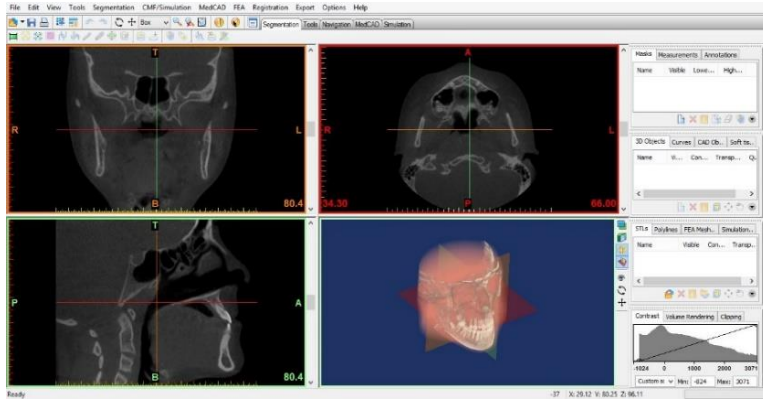
Mimics programındaki örnek BT'ye ayrıştırma yapılmıştır (Şekil 2-1).

Ayrıştırma; kayıt verisinin, üç boyutlu görüntülerde en küçük yapıtaşı olan voksel parçacıklarının bir araya getirildiği ve incelenecek olan mandibula ve maksillanın diğer yapılardan ayrıştırılması ve 3 boyutlu model oluşumuna hazırlanması amacıyla yapılan işlemlerdir. Bu işlemler; Thresholding, Region Growing işlemlerinden oluşmaktadır

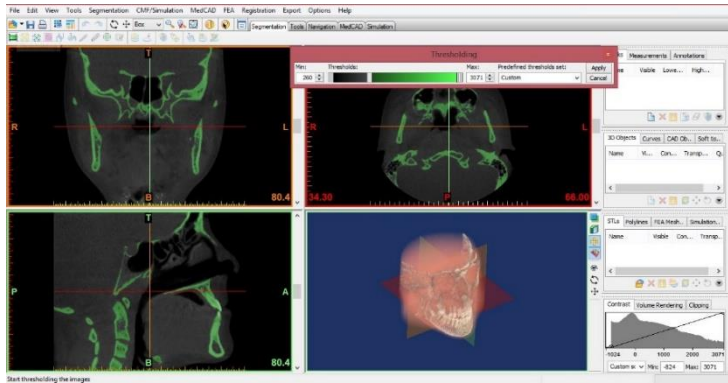
“Thresholding” Çalışma Aralığının Tespiti olarak isimlendirilebilir. MIMICS yazılımı temel modülü “Thresholding” fonksiyonu ile HU skalasında maksimum ve minimum yoğunluk değerleri belirlenerek çalışma aralığının tespiti işlemi gerçekleştirildi. Programda kemik dokuları için minimum HU değeri 260 olarak öngörülmektedir.

Çalışmada kullanılan aralık 260-3071 HU değerleri arasında olacak şekilde genişletildi (Şekil 2-2). Çalışma aralığının tespiti işleminin ardından “Thresholding > Apply” fonksiyonu ile ilk çalışma maskesi (magenta) oluşturuldu.

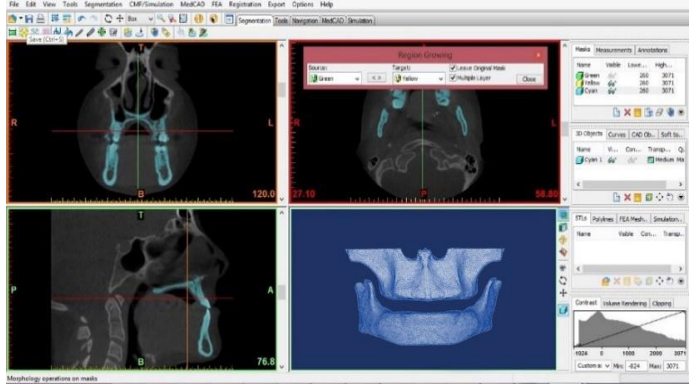
Bundan sonra “Region Growing” denilen bölge geliştirme işlemi ile kayıt verisinde, ayrıştırma ve üç boyutlu modelleme süreci içerisinde, değerlendirme kapsamına alınacak yapıların belirlenmesi amacıyla “Region growing” fonksiyonu kullanılarak. İlk çalışma maskesi üzerinden bu fonksiyon yardımıyla mandibula ve maksilla dışında kalan kısımlar çıkarıldı (Şekil 2-3).



Şekil 2-1 Mimics programındaki BT nin görüntüsü



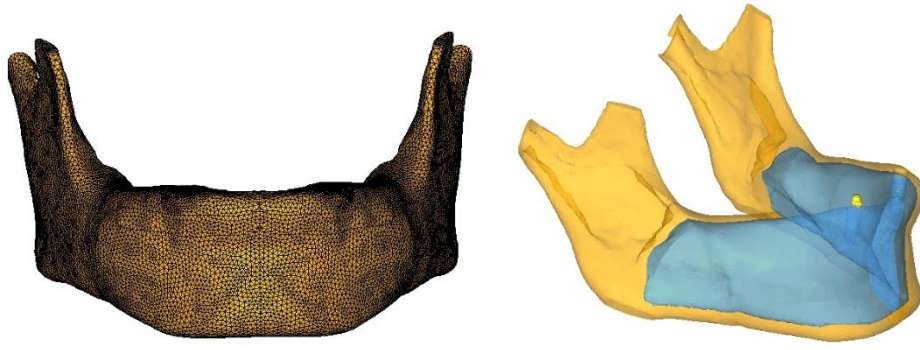
Şekil 2-2 BT üzerinde Thresholding fonksiyonunun uygulanması



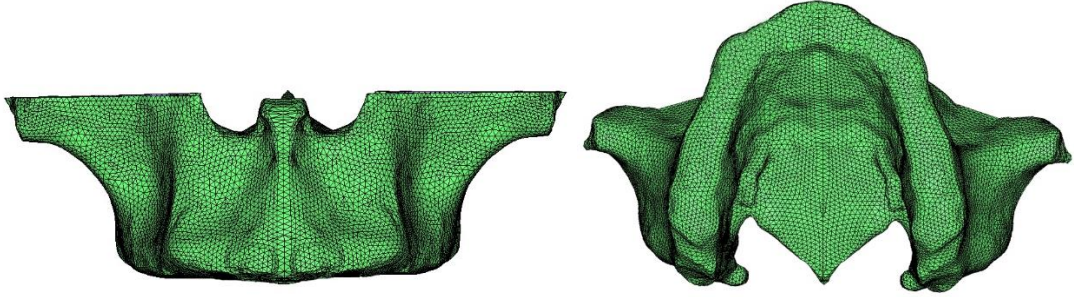
Şekil 2-3 “Region Growing” işlemi ile maksilla ve mandibulanın ayrılması

2.1.3 Kemiklerin Analiz Hazırlanması

Mimics programı ile elde kemikler “catiada” programına aktarıldı. Kemikler istenilen implant çap ve boylarına uygun olacak şekilde 7mm kret genişliği ve 17mm kemik boyu olacak şekilde ayarlandı. Bu işlemin ardından, elde edilen mandibula ve maksillaya (Şekil 2-4 ve Şekil 2-5) analiz programına aktarabilmek için mesh’leme işlemi yapıldı. Analiz sırasında bilgisayar tarafından yapılan hesaplamaların daha kolay ve kesin sonuçlarla yapılabilmesi için kemik modellerini bütün halde kullanmak yerine kemiklerin istenilen bölgelerinden kesit şeklinde kemik çıkartılarak, elde edilen kemik kesitlerine implant yuvaları açılıp analiz işlemi için “Msc Marc Mentat” programına aktarıldı.



Şekil 2-4 Mimics programından catiada programına aktarıldıktan sonraki mandibulanın mesh yapılmış haldeki görüntüsü (kesit alınmadan önceki hali)



Şekil 2-5 Mimics programından catiada programına aktarıldıktan sonraki maksillanın mesh yapılmış haldeki görüntüsü (kesit alınmadan önceki hali)

2.1.4 Kemik Kesitlerinin Oluşturulması

Mesh'leme işlemi başka deyişle bilgisayar ortamında her bir hesaplamanın yapılacağı sonlu noktalardan istenilen nesnenin çizilme işlemi denilebilir. Bu noktaların sayılarının fazlalığı yapılacak analizin kalitesini artırırken, bilgisayar ortamındaki hesaplamaları zorlaştırır (Sonugelen). Dolayısıyla model ne kadar büyükse nokta sayısı o kadar artar. Çalışmada model üzerindeki noktaları maksimum sayıda tutarak analiz kalitesini arttırabilmek için çene modellerini bütün halde kullanmak yerine modeller üzerinden kesitler alınarak hesaplamalar bu kesitler üzerinde yapılmıştır.

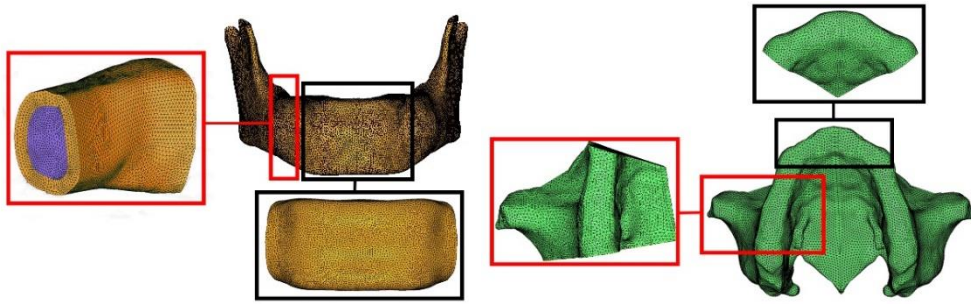
Kesitler;

D1 kemik için mandibulanın anterior kısmından,

D2 kemik için mandibulanın posterior kısmından,

D3 kemik için maksillanın anterior kısmından,

D2 kemik için maksillanın posterior kısmından kesitler alınmıştır (Şekil 2-6)



Şekil 2-6 Mandibula ve maksillanın kesit alınan bölgeleri.

2.2 İmplantlar

2.2.1 İmplantların Özellikleri

Endosseöz implantlarda; Klinik olarak yerleştirme kolaylığı ve protetik işlemlerin rahat olması, stresi alveolar kemiğine daha iyi dağıtması bakımından blade ve vent tipi implantlara göre daha iyi olduğu görüldüğünden (Watzek 1996) günümüzde daha fazla tercih edilmektedirler (Anusavice 2003). Çalışmada endosseöz implantların gövde yapısı olarak günümüzde kullanımı en yaygın olan üç farklı gövde dizaynı baz alındı bunlar; silindirik, açılı ve basamaklı form olarak belirlendi (Şekil 1-4) ve bu 3 form karşılaştırılmak istendiğinden boyun özellikleri, çap, uzunluk ve yiv yapısı en ideal stres dağılımını sağlayacak olan ve en çok kullanılan tasarımlar baz alınarak yapıldı birbirine benzer bir şekilde tasarlandı.

2.2.1.1 Boyun Dizaynı

İmplantın boyun tasarımında; parlak yüzeylere alveolar kemiğin tutunmaması (Misch 2007) , mikro yivlerin yüzey alanını arttırarak daha iyi kemik tutulumu sağlamasına karşın stresi özellikle boyun bölgesinde toplamasından dolayı (Ferraz ve ark. 2012, Schrottenboer ve ark. 2008), daha önce yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmalarında daha iyi olduğu görülen yivsiz pürüzlü boyun tasarımının (Ferraz ve ark. 2012) kullanılmasına karar verilmiştir.

2.2.1.2 Yiv Tasarımı

İmplant yiv tasarımında mevcut dört farklı yivden en iyi stres dağılımını sağlayan yiv yapısının kare yiv yapısı olmasına (Bumgardner ve ark. 2000) rağmen, kare yiv tasarımına sahip implantların klinikteki uygulama zorluğundan dolayı birçok firma v yiv tasarımını veya ters yelken yiv tasarımını kullanmaktadır (Bumgardner ve ark. 2000) ancak yapılan bazı çalışmalarda yiv tasarımları arasında farklılık olmadığı görülmüştür (Gümüş 2007a). Bu yüzden çalışmadaki yiv tasarımları v yiv olarak dizayn edilmiştir.

Yiv tasarımındaki ikinci önemli unsur olan yiv genişliği birçok firma tarafından farklı genişliklerde üretilmektedir ancak yapılan çalışmalarda en iyi stres dağılımını sağlayan yiv derinliğinin 0.25mm den daha fazla olan yiv derinliklerinde olduğunu stres dağılımının 0.25mm den 0.5mm'e kadar etkin bir şekilde arttığı ve optimum yiv derinliğinin yaklaşık olarak 0.30mm olduğu görülmüştür (Ao ve ark. 2010, Ausiello ve ark. 2012, Chang ve ark. 2012, Kong ve ark. 2008a). Bu yüzden çalışmada kullanılan yiv derinliği 0.30mm olarak belirlenmiştir.

Yiv tasarımındaki diğer önemli unsur ise yiv adımıdır, yapılan çalışmalarda etkili stres dağılımını sağlayan yiv adımı aralığının 0.35mm ila 0.9mm arasında olduğu görülmüştür (Ao ve ark. 2010, Ausiello ve ark. 2012, Chang ve ark. 2012, Kong ve ark. 2008a). Bu yüzden çalışmada kullanılacak yiv aralığı 0.7mm olarak belirlenmiştir.

2.2.1.3 İmplant Uzunluğu

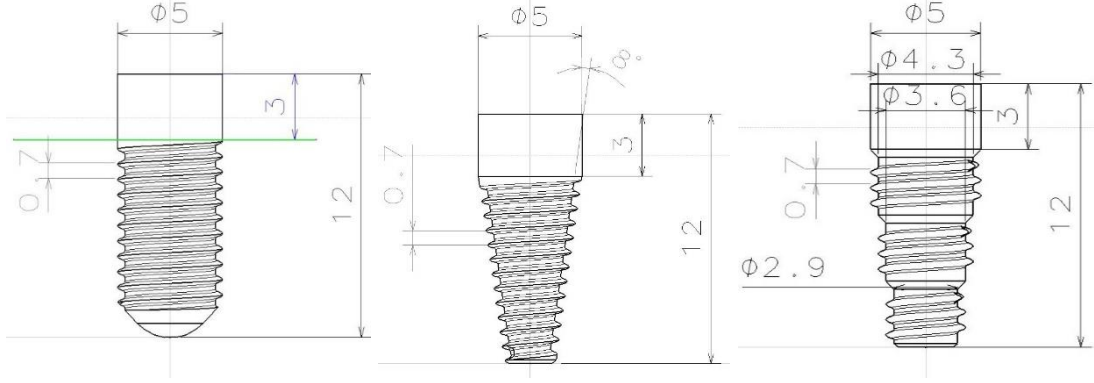
İmplant uzunluğu stres dağılımının daha iyi olmasını sağlayan önemli unsurlardan biridir. Yapılan çalışmalarda en etkin stres iletiminin implantın ilk 12mm'lik kısmında gerçekleştiği ve 12mm'lik implant boyunun stres dağılımında maksimum etkiyi gösterdiği görülmüştür (Block ve ark. 1990, Lum ve Osier 1991, Misch 2005). Bu yüzden çalışmada kullanılacak implantların boyu 12mm olarak belirlenmiştir.

2.2.1.4 İmplantın apı

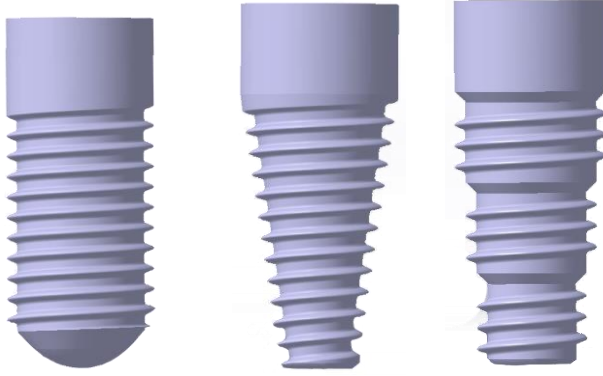
İmplant apı, implant boyu gibi stres dağılımını etkileyen diğer en önemli unsurdur. Ancak stres dağılımı açısından çap artışı boy artışından daha etkilidir. Yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmalarında implant çapının stres dağılımını 5 mm kadar etkin bir şekilde gerçeklediğini ancak 5mm'lik çaptan sonra stresin etkin bir şekilde azalmadığını ve 5mm'lik çapın stres dağılımı için en etkin maksimum çap olduğunu bulmuşlardır (Himmlova ve ark. 2004, Pellizzer ve ark. 2011a). Bu yüzden çalışmada kullanılan implant çapı 5mm olarak belirlenmiştir.

2.2.2 İmplantların Modellenmesi

İmplantların modellenmesi için öncelikle yapılacak olan implant dizaynına karar verilip bu dizayn doğrultusunda implantların teknik çizimleri catiada programı ile yapıldı (şekil 2-7) ve teknik çizimler oluşturulduktan sonra 3 boyutlu hale getirilerek sonlu elemanlar analizi için mesh'leme yapılarak Msc Marc Mentat Programına aktarıldı (şekil 2-8).



Şekil 2-7 İmplantların teknik çizimleri ve çizimlerde kullanılan ölçümler (Silindirik, Açılı ve Basamaklı implant)



Şekil 2-8 İmplantların 3D modellenmiş hali (Silindirik, Açılı ve Basamaklı implant)

2.3 Abutment

2.3.1 Abutmentlerin Özellikleri

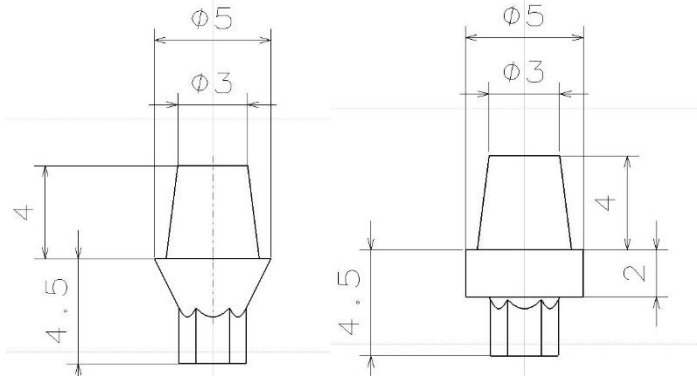
Abutment; osseointegrasyonu sağlanmış olan implantın dış ortama açılmasını sağlayan parçasıdır. Abutmentlar yapılacak olan protez ve implant arasında mekanik bağlantıyı sağlayarak krona gelen yüklerin implanta iletilmesini sağlar (Misch 2005). Çalışmaların birçoğu abutment tasarımlarından internal bağlantının eksternal bağlantıdan daha iyi olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Asvanund ve Morgano 2011,

Pellizzer ve ark. 2011b, Yamanishi ve ark. 2012). Bu yüzden çalışmada kullanılan implant abutment bağlantı tipi internal bağlantı olarak seçilmiştir.

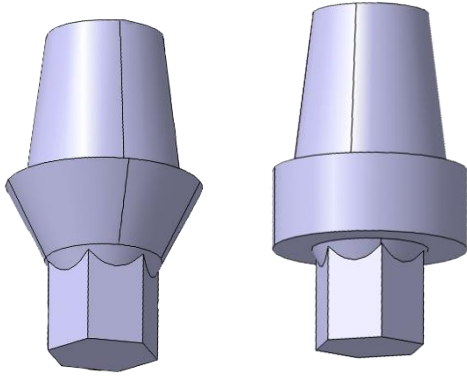
Platform switching implantlarda uzun dönemli krestal kemik kaybı düz platform implantlara göre daha az olduğu görülmüş ve bu kayıp implant abutment birleşimindeki bakteriyel kolonizasyon bölgesi olabilecek açıklığın platform switching 'de daha avantajlı olmasına bağlanmıştır (Enkling ve ark. 2011, Hermann ve ark. 2007). Ancak bu durumun platform switching implantlardaki daha iyi yük dağılımına bağlı olarak meydana gelebileceği fikri üzerinde duran yeterli çalışma bulunmamaktadır (Ferraz ve ark. 2012). Bu yüzden implant üzerine uygulanacak olan abutmentlarda platformları karşılaştırmak amacıyla abutment tipleri olarak platform switch ve bunu karşılaştırmak amacıyla düz platformlu abutment dizaynı seçilmiştir (Şekil 1-8).

2.3.2 Abutmentların Modellenmesi

Abutmentların modellenmesinde implantlara benzer bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Öncelikle yapılacak olan abutment dizaynına karar verilip bu dizayn doğrultusunda abutmentların teknik çizimleri catiada programı ile yapıldı (Şekil 2-9) ve teknik çizimler oluşturulduktan sonra 3 boyutlu hale getirilerek sonlu elemanlar analizi için mesh'leme yapılarak Msc Marc Mentat Programına aktarıldı (Şekil 2-10).



Şekil 2-9 Abutmentların teknik çizimleri



Şekil 2-10 Abutmentların 3D modellenmesi

2.4 Young Modülü

Sonlu elamanlar analizindeki en kritik noktalardan biri; analiz yapılacak malzemelerin gerçek hayattaki elastikliğini belirleyen young modülünün tespitidir. İmplantoloji alanında yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmalarının çoğunluğunda tek kemik tipi modellenmiştir. Bu yüzden bu çalışmalarda genellikle D1 kemiğin kortikal ve spongiozunda kullanılan young modülleri verilmiştir. Ancak bu çalışmada dört farklı kemik tipi modelleneceğinden D2-D3-D4 kemik için kullanılacak young modülleri

Tada ve ark. (2003) çalışmasında belirlemiş oldukları 4 kemik tipi için olan young modülleri referans alınarak ayarlanmıştır.

Trabeküler kemik için kullanılan young modülleri;

D1 kemik için: 9500

D2 kemik için: 5500

D3 kemik için: 1600

D4 kemik için: 690 olarak belirlenmiştir.

Ayrıca yine aynı çalışmadaki kortikal kemik için olan young modülü: 13000 ve titanyum için olan young modülü: 102000 olarak referans alınmıştır.

2.5 Modellerin Hazırlanması

Çizimleri yapılan kemik modellerinin her biri iki kere dublike edilerek her bir kemik modelinden üçer tane elde edilmiştir. Çizimleri yapılan implant modellerinin her biri 4 kere dublike edilerek her bir implanttan dörder adet elde edilmiştir. Ardından silindirik, açılı ve basamaklı implantların her biri kemik modeline yerleştirilerek toplamda 12 adet model elde edilmiştir. Elde edilen 12 model dublike edilerek her bir modelden 2 şer tane elde edilmiş ve bu modellerin birine platform switch abutment, diğerine düz platformlu abutment uygulanarak toplamda 24 model elde edilmiştir (Şekil 2-11).

Elde edilen modellerin gerçeği en iyi şekilde yansıtması için eleman sayıları her modelde maksimum tutulmuştur. Ortalama eleman sayısı 1.951.363,83'nun üstünde olurken düğüm sayısı 397.228,66'nun üzerine çıkmıştır .

Çizelge 2-1 Modelleri Oluşturan Her bir Ünitenin Düğüm ve Eleman Sayısı

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
D1	241344	1201783
D2	174659	862362
D3	238941	1264419
D4	172654	836014
Sİ	153649	739425
Aİ	221698	1059723
Bİ	164442	795043
DPA	4838	21736
PSA	4367	19378
Vida	5797	24932

D1-D4: Kemik Tipleri, Sİ: Silindirik İmplant, Aİ: Açılı İmplant, Bİ: Basamaklı İmplant, DPA: Düz Platformlu Abutment, PSA: Platform Switching Abutment.

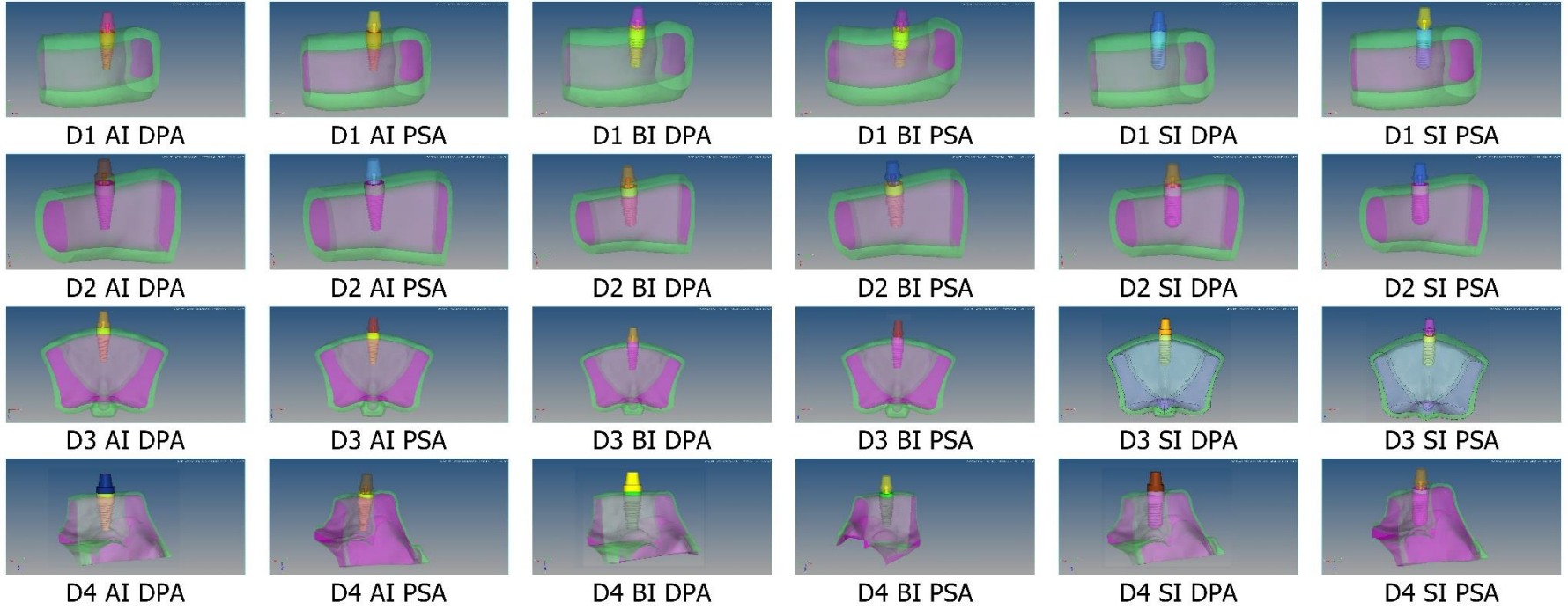
Çizelge 2-2 Modellerdeki Düğüm ve Eleman Sayıları

			Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
D1	Sİ	DPA	405628	1987876
		PSA	405157	1985518
	Aİ	DPA	473677	2308174
		PSA	473206	2305816
	Bİ	DPA	416421	2043494
		PSA	415950	2041136
D2	Sİ	DPA	338943	1648455
		PSA	338472	1646097
	Aİ	DPA	406992	1968753
		PSA	406521	1966395
	Bİ	DPA	349736	1704073
		PSA	349265	1701715
D3	Sİ	DPA	403225	2050512
		PSA	402754	2048154
	Aİ	DPA	471274	2370810
		PSA	470803	2368452
	Bİ	DPA	414018	2106130
		PSA	413547	2103772
D4	Sİ	DPA	336938	1622107
		PSA	336467	1619749
	Aİ	DPA	404987	1942405
		PSA	404516	1940047
	Bİ	DPA	347731	1677725
		PSA	347260	1675367

2.6 Modeller Kuvvet Uygulanması

Sonlu elemanlar analizi ile implant modelleri test eden çalışmalarını çoğunluğunda Carr ve Laney (1987) implant ısırma kuvveti olarak belirlemiş oldukları ısırma maksimum ısırma kuvveti olan 112,9 N'luk kuvveti 100 N'luk bir kuvvet olarak (Ferraz ve ark. 2012, Khurana ve ark. 2013, Kong ve ark. 2008b, Schrotenboer ve ark. 2008, Yamanishi ve ark. 2012) tek kuvvet şeklinde kullanmıştır. Çalışmalarda tek kuvvet kullanılmasının sebebi yapılan model sisteminde aynı modele farklı büyüklükteki iki kuvvet uygulanması ile elde edilen stres dağılımı sınır yapısının benzer olduğu ancak uygulanan kesitlerdeki stres miktarının kuvvetler arasında katsayı oranında arttığı görülmektedir. Bu yüzden bu çalışmada farklı büyüklükteki kuvvetleri uygulamak yerine birçok çalışmada kullanılan 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Ancak ağız ortamında implantlara etki edebilecek farklı farklı açılardaki kuvvetlerin etkisini görebilmek amacıyla; 100 N'luk kuvvet dikey yönde ve bukkal-lingual yönde 30°, 60° ve 90° (diş dik) açılardırılmış bir şekilde dört farklı yönden uygulanmıştır.

Sonuç olarak çalışmada, elde edilen 24 modelin her birine 4 farklı yönden 100 N'luk kuvvet uygulanarak toplamda 96 farklı analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2-11 24 Elde Edilen 24 Modelin Şeffaf Görünümü.

3 BULGULAR

Yapılan çalışmada dört farklı kemik modeline, üç farklı implant modelinin her biri iki farklı abutmentler birlikte uygulanarak toplamda 24 model elde edilmiştir. Elde edilen bu modellere dikey, 30°, 60° ve yatay yönde kuvvetler uygulanarak kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen “Pmax ve Pmin stresleri, implant ve implantın ünitelerinde ise oluşan “Von Mises” gerilme miktarı incelenmiştir.

Gerçek hayatta oklüzyon sırasında kuvvetler bileşke halinde meydana gelmekte ve gelen kuvvetler karşısında kuvveti karşılayan ünitelerde basma ve çekme kuvvetleri oluşmaktadır. Örnek vermek gerekirse iki ucunda tutulan bir çubuğa ortasından baskı uyguladığımızda kuvvetin geldiği ilk yerde bir *basma kuvveti* ve bu alanın hemen çevresinde oluşan bu kuvvete karşı koymak için meydana gelen kuvvete zıt yönde *çekme kuvvetleri* oluşacaktır. Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde meydana gelen bu basma kuvvetleri Pmax, çekme kuvvetleri ise Pmin ile değerlendirilmektedir. Değerlendirmek yapılırken Pmax değerleri pozitif, Pmin değerleri ise negatif işaretler ile ifade edilmektedir.

İmplant gibi Katı cisimlerde ise basma ve çekme kuvvetlerinden ziyade cismin yüzeyi ve içyapısında *gerilimler* meydana gelmektedir. Meydana gelen total gerilimin incelenmesi daha gerçeğe daha yakın sonuç oluşturduğundan model analizlerinde implant ve implant ünitelerinde oluşan gerilmeler Von Mises Gerilmesi ile değerlendirilmektedir.

Elde edilen sonuçlarda her bir kuvvete kendi içinde bakıldığında farklı sonuçlar görülse de, kuvvetlerin birbiri ile karşılaştırıldığı sonuçların hepsinde $p=,000$ düzeyinde anlamlılık görülmüştür. kortikal ve spongioz kemikte Pmax ve Pmin değerlerinin, implant ve implant vidasındaki Von mises değerlerinin kemik tipine, implant tipine ve abutment tipine göre gruplandırılarak elde edilen sonuçların her birinde kuvvetler arasında, istatistiksel olarak anlamlılık görülmüştür.

3.1 Dikey Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler

Dikey yönlü kuvvetler stomatognatik sistemde en fazla görülen kuvvet tipidir. Dikey Kuvvetler stomatognatik sisteme daha sonradan dâhil olan implantlar içinde diğer kuvvetlere nazaran maruz kalmasını istediğimiz bir kuvvet tipidir.

Yapılan analizlerde dikey kuvvetlerde alveolar kemiğin kortikal kısmında meydana gelen ortalama Pmax değeri $3,72 \pm 3,07$ Mpa olarak bulunmuş ve yatay kuvvetten 5,35; 60°lik kuvvetten 4,26; 30° kuvvetten 2,72 kat daha az olduğu görülmüştür. Ortalama Pmin değeri ise $-6,38 \pm 3,37$ Mpa olarak meydana gelmiştir. Pmin kuvvetlerinde Dikey kuvvetin; yatay kuvvetten 3,72; 60° kuvvetten 3,06 ve 30° kuvvetten 2,29 kat daha az olduğu görülmüştür (Çizelge 3-1).

Alveolar kemiğin spongiöz tabakasında meydana gelen ortalama Pmax stresi $1,53 \pm 0,70$ Mpa; Pmin stresi ise $-1,98 \pm 1,20$ Mpa olarak meydana gelmiştir. (Çizelge 3-6). Pmax değeri yatay kuvvetten 3; 60°lik kuvvetten 2,37; 30° kuvvetten 1,78 kat daha az olduğu. Pmin kuvvetlerinde ise dikey kuvvetin; yatay kuvvetten 2,76; 60° kuvvetten 2,23 ve 30° kuvvetten 1,67 kat daha az olduğu görülmüştür. Dikey kuvvetlerde implantın kortikal kemik üzerinde oluşturduğu stres miktarı spongiöz kemikten daha fazla olduğu görülmektedir veya başka bir deyişle kortikal kemik spongiöz kemikten 2,43 kat daha fazla yük üstlenmektedir (Çizelge 3-6).

Dikey kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen stres miktarlarının kemiklere göre dağılımına bakıldığında stres dağılımının kemikler arasında anlamlı derecede belirgin farklılıklar gösterdiği görülmüştür. En az Pmax stresi $0,91 \pm 0,21$ Mpa ile D1 kemikte görülürken en fazla stres ise $7,92 \pm 2,39$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir. D4 kemikte meydana gelen basma kuvvetleri D1 kemiğe oranla yaklaşık 8 kat daha fazla gerçekleşmiştir ($p=,000$). Pmin streslerine bakıldığında ise Pmax ile benzer bir şekilde D1 kemikte $-3,38 \pm 1,28$ Mpa, D4 kemikte $-11,32 \pm 1,97$

Mpa olarak meydana gelmiştir. D4 kemikte meydana gelen Pmin değerleri D1 kemikten yaklaşık 4 kat daha fazladır ($p=,000$).

Dikey kuvvetlerde kemikler arasındaki fark hem Pmax hem de Pmin değerlerinde istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur. Spongioz kemikte meydana gelen Pmax stresleri D4 kemikte ($2,47 \pm 0,66$ Mpa) D1 kemiğin ($0,1 \pm 0,21$ Mpa) 2,7 katı olduğu görülmüştür. Pmin streslerinin ise D4 kemikte ($-3,63 \pm 1,36$ Mpa), D1 kemikten ($-1,15 \pm 0,21$ Mpa) yaklaşık olarak 3,2 kat daha fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 3-7).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında kortikal kemikte en fazla Pmax ve Pmin kuvveti oluşturan implantın Bİ olduğu ($4,93 \pm 3,97$ Mpa; $-7,01 \pm 3,89$ Mpa), en az stresi oluşturan implantın ise Sİ ($2,88 \pm 2,28$ Mpa; $-5,69 \pm 3,27$ Mpa) olduğu görülmüştür. Aradaki farkın Pmax kuvvetlerinde 1,7; Pmin kuvvetlerinde ise 1.25 kat olmasına rağmen farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. (Çizelge 3-3). Spongioz kemikte kortikal kemiğin aksine en az Pmax ve Pmin stresleri Bİ'larda ($1,39 \pm 0,57$ Mpa ve $-1,68 \pm 0,69$ Mpa) görülürken en fazla stres ise Sİ'larda ($1,70 \pm 1,02$ Mpa ve $-2,34 \pm 1,89$ Mpa) görülmüştür. Bİ ve Sİ arasındaki farkın Pmax ve Pmin'de yaklaşık olarak 1,2 kat olduğu görülmüştür ancak bu fark iki stres tipinde de istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmemiştir (Çizelge 3-8).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında Pmax streslerde abutmentler arasında anlamlı bir fark olmamasına karşın PSA'larda ($3,38 \pm 2,66$ Mpa) meydana gelen stres DPA'larda meydana gelen stresten daha azdır ($4,06 \pm 3,51$ Mpa). Pmin streslerde ise DPA'lı implantlarda meydana gelen stres miktarı ($-7,49 \pm 3,46$ Mpa), PSA'lı implantlarda meydana gelen stresten ($-5,26 \pm 3,00$ Mpa) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür ($p=0,045$) (Çizelge 3-4). Spongioz kemikte ise meydana gelen stresler kortikal kemiğin aksine iki streste de PSA'lı implantlarda (Pmax $1,65 \pm 0,69$ Mpa; Pmin $-2,09 \pm 1,28$ Mpa) DPA'lı implantlardan (Pmax $1,41 \pm 0,72$ Mpa; Pmin $-1,87 \pm 1,16$ Mpa) daha fazla olduğu görülmüştür ancak aralarında iki stres değerinde de anlamlı bir fark bulunamamıştır (Çizelge 3-9).

Bütün modeller göz önüne alındığında kortikal kemikte en düşük Pmax ve Pmin stresi 0,7 ve -2,1 Mpa ile D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde görülürken; en yüksek Pmax ve Pmin değerleri ise 12,3 ve -14,6 Mpa ile D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-5). Spongioz kemikte bütün modellere bakıldığında ise en düşük Pmax ve Pmin stresi 0,5 ve -0,9 Mpa ile D1 kemikte, Basamaklı implant, Düz platform abutment modelinde; en yüksek Pmax ve Pmin stresi ise 3,4 ve -5,7 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-10).

Dikey kuvvetler altında implantlarda oluşan von mises streslerine bakıldığında; dikey kuvvetler altında implantlarda oluşan von mises stresi ortalama olarak $12,26 \pm 4,39$ Mp olarak görülmüştür (Çizelge 3-11). Dikey kuvvetlerde oluşan stresler yatay kuvvetlerde oluşan streslerin 0,12 katı; 60° açılı kuvvetlerdeki stresin 0,15 katı; 30° açılı kuvvetlerdeki stresin 0,23 katıdır.

Farklı kemik tiplerinde implantlarda meydana gelen von mises streslerine bakıldığında dikey kuvvetler altında en az stres $9,27 \pm 3,86$ Mpa ile D1 kemikte meydana gelirken; en fazla stres $15,33 \pm 2,68$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir; ancak farklı kemiklerde implantlar üzerinde oluşan stresler arasında istatistiksel olarak anlamlılık bulunmamaktadır (Çizelge 3-12).

İmplantlar üzerindeki von mises streslerine bakıldığında ise en fazla stresin $13,08 \pm 4,74$ Mpa ile Sİ'larda; en az streslerin ise $11,5 \pm 4,44$ Mpa ile Aİ'larda olmasına rağmen istatistiksel olarak bir anlamlılığın olmadığı görülmüştür (Çizelge 3-13).

Farklı abutmentlarda implantlar üzerinde oluşan streslere bakıldığında; DPA gurubundaki implantlardaki ortalama stresler $9,43 \pm 3,04$ Mpa olarak bulunurken; PSA gurubu implantlarda ise ortalama stres $14,98 \pm 2,71$ Mpa olarak görülmüştür. İki farklı abutment taşıyan implantlardaki oluşan stresler arasında istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlılık görülmüştür (Çizelge 3-14).

Bütün modeller dikkate alındığında en az stres 5,6 Mpa ile D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde meydana gelmiştir. En fazla stresin olduğu

implant ise 19,1 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switch abutment modelindeki implant olmuştur (Çizelge 3-15).

Dikey kuvvetler altında implant vidasında meydana gelen von mises streslerine bakıldığında; ortalama olarak $9,28 \pm 1,43$ Mpa ile yatay kuvvetlerin 1,07 katı; 60° açılı kuvvetlerin 1,38 katı; 30° açılı kuvvetlerin ise 2,59 katı olarak bulunmuştur (Çizelge 3-16).

İmplant vidalarında meydana gelen streslere kemik guruplarına göre ve implant türlerine göre bakıldığında guruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlılık görülmemiştir (Çizelge 3-17, Çizelge 3-18); ancak abutment tiplerine göre yapılan gruplandırmada DPA'larda implant vidasındaki stres ($7,88 \pm 0,17$ Mpa), PSA'lardaki streslerden ($10,67 \pm 0,11$ Mpa) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür (Çizelge 3-19).

Tüm guruplar dikkate alındığında ise en düşük stres 7,6 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant ve basamaklı implantların düz platformlu abutment modellerinde meydana gelirken; en yüksek stresler ise 10,8 Mpa ile D3-Bi-PSA, D4-Si-PSA, D4-Ai-PSA, D4-Bİ-PSA modellerinde meydana gelmiştir (Çizelge 3-20).

Yapılan analizlerde dikey kuvvetlerde;

- En az stresin dikey yönlü kuvvetlerde olduğu ve bu kuvvetin yatay kuvvete doğru giderek arttığı görülmüştür.
- Kortikal kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar artmıştır ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stres D1 kemikte meydana gelmiştir.
- Kortikal kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin basamaklı implantta oluşurken en az stresin ise silindirik implantlarda olduğu görüldü.
- Kortikal kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında düz platformlu abutment modelinde meydana gelen

stresin platform switching abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.

- Kortikal kemikte en düşük stresler D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde; en yüksek stresler ise D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür.
- Kortikal kemikte olduğu gibi spongioz kemikte de en az stres dikey yönlü kuvvetlerden yatay kuvvete doğru giderek arttığı görülmüştür.
- Spongioz kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar arttığı ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stresinde D1 kemikte olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda oluşurken en az stresin ise basamaklı implantlarda oluştuğu görüldü.
- Spongioz kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında platform switching abutment modelinde meydana gelen stresin düz platformlu abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikte en düşük stres D1 kemikte, Basamaklı implant, Düz platform abutment modelinde; en yüksek stres D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin görüldüğü implantların D4 kemikteki implantlarda olduğu görülürken en düşük stresin ise D1 kemikte bulunan implantlar olduğu görülmüştür.
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda meydana gelirken en az stresin açılı implantlarda meydana geldiği görülmüştür.
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentlerin implantlar üzerinde düz platformlu abutmentlerden daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür.

- İmplantlar üzerinde oluşan en az stres D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde; en fazla stres ise D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında ise dört kemik tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında ise üç implant tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentlara sahip implantların vidalarında düz abutmentta sahip implantların vidalardan daha fazla stres olduğu görülmüştür.

3.2 30 Derece Açılı Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler

Stomatognatik sistemdeki implantlar üzerine gelen kuvvetler açıldıkça implantlar üzerinde daha yıkıcı olan yatay kuvvetlerin bileşkesi artarken, implantlar gelmesini istediğimiz dikey kuvvet bileşkesi azalır. 30° açı ile gelen kuvvetler, aynı büyüklükteki dikey kuvvetlerden daha fazla etki oluşturur. 30° açı ile etki eden 100N'luk kuvvet; dikey yönde yaklaşık 86,6N yatay yönde ise 50N'luk bir etki oluşturur.

Yapılan analizlerde 30° açı ile gelen kuvvetler sırasında alveolar kemiğin kortikal kısmında meydana gelen ortalama Pmax değeri $10,11 \pm 6,11$ Mpa olarak bulunmuştur. Bu kuvvetler dikey kuvvetlerin yaklaşık 2,71; 60° açılı kuvvetin 0,63; Yatay kuvvetin ise 0,50 katıdır. Ortalama Pmin değerleri ise $-6,38 \pm 3,37$ Mpa olarak meydana gelmiştir. Bu kuvvetler dikey kuvvetlerin yaklaşık 2,29; 60° açılı kuvvetin 0,74; Yatay kuvvetin ise 0,61 katıdır (Çizelge 3-1). Farklı açıdaki kuvvetler karşılaştırıldığında her bir kuvvet arasında istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı farklılığın olduğu görülmüştür.

Alveolar kemiğin spongioz tabakasında meydana gelen ortalama Pmax stresi $2,73 \pm 0,96$ Mpa; Pmin stresi ise $-1,98 \pm 1,20$ Mpa olarak meydana gelmiştir (Çizelge 3-6). 30° açı ile etki eden kuvvetlerde implantın kortikal kemik üzerinde oluşturduğu stres miktarı spongioz kemikten daha fazla olduğu görülmektedir. Dikey kuvvetlerde kortikal kemiğe gelen kuvvetler spongioz kemiğe gelen kuvvetlerin 2,43 katı iken 30° açılı kuvvetlerde bu oran 3,7 kata çıkmaktadır (Çizelge 3-6).

30° açı ile uygulanan kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen stres miktarlarının kemiklere göre dağılımına bakıldığında; stres dağılımının kemikler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturduğu görülmüştür. En az Pmax stresi $4,88 \pm 1,66$ Mpa ile D1 kemikte görülürken en fazla stres ise $18,95 \pm 3,86$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir ($p=,000$) (Çizelge 3-2). Pmin streslerine bakıldığında ise Pmax ile benze bir şekilde D1 kemikte $-9,83 \pm 3,8$ Mpa; D4 kemikte $-24,03 \pm 2,77$ Mpa olarak meydana gelmiştir ($p=,000$). D4 kemikte meydana gelen

stresler D1 kemikte oluşan streslerden Pmax kuvvetlerinde 3,8 kat; Pmin kuvvetlerinde ise 2,4 kat daha fazla olmuştur.

30° açı ile uygulanan kuvvetler Spongioz kemikte meydana gelen en büyük Pmax stresini $3,95 \pm 1,07$ Mpa ile D4 kemikte oluştururken ile en az stresi ise $2,05 \pm 0,41$ Mpa ile D1 kemikte oluşturmaktadır. D4 kemikte oluşan stres D3 kemikte oluşan stresin 1,92 katı olurken aradaki fark $p=,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur. Pmin streslerinin ise D4 kemikte $-4,78 \pm 1,25$ Mpa; D1 kemikten $-2,33 \pm 0,45$ Mpa yaklaşık olarak 2,05 kat daha fazla olduğu görülürken aradaki fark istatistiksel olarak $p= ,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur (Çizelge 3-7).

30° açı ile uygulanan kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında iki kuvvet tipinde de herhangi bir istatistiksel anlamlılık görülmemiştir. Meydana gelen en fazla Pmax ve Pmin kuvveti $11,86 \pm 7,99$ ve $-16,08 \pm 7,76$ Mpa ile Bİ'larda meydana gelirken en az stres ise $8,59 \pm 5,20$ ve $-13,41 \pm 6,32$ Mpa ile Aİ'larda meydana gelmiştir (Çizelge 3-3). Spongioz kemikte de kortikal kemikteki gibi istatistiksel olarak hem Pmax hem de Pmin kuvvetlerinde herhangi bir anlamlılık bulunmazken kortikal kemiğin aksine spongioz kemik hem Pmax hem de Pmin streslerinde Sİ'lar Bİ'lardan daha fazla strese neden olmuştur. Pmax ve Pmin kuvvetin ikisinde de en fazla stresler Sİ'larda ($3,36 \pm 1,21$ ve $-3,94 \pm 1,49$ Mpa) olurken; en az stres Bİ'larda ($2,23 \pm 0,72$ ve $-2,86 \pm 1,06$ Mpa) görülmüştür. Bu stresler Pmin de istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmezken ($p=,157$) Pmax stresinde ($p=,044$) istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir (Çizelge 3-8).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında Pmax streslerde abutmentlar arasında anlamlı bir fark olmamasına karşın Pmin streslerinde abutmentlar arasında $p=,020$ düzeyinde anlamlılık görülmüştür. Pmax streslerinde PSA'larda kortikal kemikte $9,04 \pm 6,30$ Mpa'lık bir stres oluşurken, DPA'larda meydana gelen stres $11,18 \pm 5,98$ Mpa ile PSA'lardan daha fazladır. ($p=,751$). Pmin streslerinde ise Pmax streslerindeki gibi DPA'larda ($-16,96 \pm 5,41$ Mpa) PSA'lardan ($-12,31 \pm 6,76$ Mpa) daha fazladır ($p=,020$) (Çizelge 3-4). Spongioz kemikte de kortikal kemiğin aksine meydana gelen Pmax ve Pmin stresleri PSA'larda DPA'lardan daha fazla olmasına rağmen iki stres tipinde de istatistiksel olarak

herhangi bir anlamlılık görülmemiştir. Bu stresler Pmax'da PSA'lar için $2,84 \pm 1,01$ Mpa olarak meydana gelirken DPA'lar için ise $2,61 \pm 0,93$ Mpa olarak bulunmuştur. Pmin streslerde ise PSA'larda $-3,42 \pm 1,22$ Mpa; DPA'larda ise $-3,18 \pm 1,16$ Mpa olarak bulunmuştur. (Çizelge 3-9).

Bütün modeller göz önüne alındığında kortikal kemikte en düşük Pmax ve Pmin stresleri 2,7 ve -6,4 Mpa ile D1 kemik, Silindirik implant, Düz platform abutmentta; en düşük Pmax ve Pmin stresleri 25,5 ve -28,9 Mpa ile D4 kemik, Basamaklı implant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-5).

Spongios kemikte bütün modellere bakıldığında ise en düşük Pmax stresi 1,5 Mpa ile D1 kemik, Basamaklı implant, Düz platformlu abutment, Pmin stresi ise -1,9 Mpa ile yine D1 kemik, Basamaklı implant, Düz platformlu abutment modelinde görülürken; en yüksek stresler Pmax ve Pmin için 5,5 Mpa ve -6,5 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür.

30° açı ile uygulanan kuvvetlerde implantlarda oluşan von mises streslerine bakıldığında ortalama olarak $53,85 \pm 29,37$ Mpa olarak görülmüştür (Çizelge 3-11). 30° açılı kuvvetler; dikey kuvvetlerin 4,41 katı; 60° açılı kuvvetlerin 0,65'katı; yatay kuvvetlerin ise 0,81 katı olarak bulunmuştur.

Farklı kemik tiplerinde implantlarda meydana gelen von mises streslerine bakıldığında 30° açılı kuvvet altında en az stres $44,92 \pm 27,47$ Mpa ile D1 kemikte meydana gelirken en fazla stres $67,18 \pm 40,5$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir; ancak kemikler arasında oluşan stresler arasında istatistiksel olarak bulunmamıştır (Çizelge 3-12).

İmplantlar tipine göre implantlar üzerinde oluşan von mises streslerine bakıldığında ise en fazla stresin $61,55 \pm 31,81$ Mpa ile Sİ'larda en az streslerin ise $42,71 \pm 26,13$ Mpa ile Aİ'larda olmasına rağmen istatistiksel olarak bir anlamlılığın olmadığı görülmüştür (Çizelge 3-13).

Farklı abutmentlarda implantlar üzerinde oluşan streslere bakıldığında DPA gurubundaki implantlardaki ortalama stresler $31,17 \pm 7,83$ Mpa olarak bulundu, PSA gurubundaki implantlarda ortalama stres ise $76,53 \pm 24,9$ Mpa olarak görülmüştür. İki

faklı abutmentı taşıyan implantlardaki meydana gelen stresler istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur (Çizelge 3-14).

Bütün modeller dikkate alındığında en az stres oluşan implant 15,1 Mpa ile D1 kemik, Açılı implant, Düz abutment modelinde meydana gelmiştir. En fazla stresin olduğu implant ise 130,4 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, platform switch abutment modelinde meydana gelmiştir (Çizelge 3-15).

30° açılı kuvvetler altında implant vidasında meydana gelen von mises streslerine bakıldığından ortalama olarak $23,99 \pm 7,69$ Mpa ile dikey kuvvetlerin 2,6; 60° açılı kuvvetlerin 0,7 ve yatay kuvvetlerin ise 0,6 katı olarak görülmüştür (Çizelge 3-16).

İmplant vidalarında meydana gelen streslerin kemik gruplarına göre dağılımına bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Çizelge 3-17). Benzer bir şekilde implant türlerine göre bakıldığında da gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı farklılık bulunamamıştır (Çizelge 3-18); ancak abutment tiplerine göre yapılan gruplandırmada PSA'larda $31,49 \pm 0,8$ Mpa ile $16,49 \pm 0,4$ Mpa stres görülen DPA'lardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (Çizelge 3-19).

Tüm gruplar dikkate alındığında ise en düşük stres 15,6 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant düz platformlu abutment modelinde meydana gelirken; en yüksek stres ise 32,4 Mpa ile D4 kemik, Basamaklı implant, Platform switch abutment modelinde meydana gelmiştir (Çizelge 3-20).

Yapılan analizlerde 30° açılı kuvvetlerde;

- 30° açılı kuvvetlerdeki stresin dikey yönlü kuvvetlerden fazla, diğer kuvvetlerden daha az olduğu görülmüştür.
- Kortikal kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar artmıştır ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stres D1 kemikte meydana görülmüştür.

- Kortikal kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin basamaklı implantta oluşurken en az stresin ise silindirik implantlarda oluştuğu görüldü.
- Kortikal kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında düz platformlu abutment modelinde meydana gelen stresin platform switching abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Kortikal kemikte en düşük stresler D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde; en yüksek stresler ise D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür.
- Kortikal kemikte olduğu gibi spongioz kemikte de 30°açılı kuvvetlerdeki stresin dikey yönlü kuvvetlerden fazla, diğer kuvvetlerden daha az olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar arttığı ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stresinde D1 kemikte olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda oluşurken en az stresin ise basamaklı implantlarda oluştuğu görüldü.
- Spongioz kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında platform switching abutment modelinde meydana gelen stresin düz platformlu abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikte en düşük stres D1 kemikte, Basamaklı implant, Düz platform abutment modelinde; en yüksek stres D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin görüldüğü implantların D4 kemikteki implantlarda olduğu görülürken en düşük stresin ise D1 kemikte bulunan implantlar olduğu görülmüştür.

- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda meydana gelirken en az stresin açılı implantlarda meydana geldiği görülmüştür.
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentların implantlar üzerinde düz platformlu abutmentlardan daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür.
- İmplantlar üzerinde oluşan en az stres D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde; en fazla stres ise D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında ise dört kemik tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında ise üç implant tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentlara sahip implantların vidalarında düz abutmentta sahip implantların vidalardan daha fazla stres oluştuğu görülmüştür.

3.3 60 Derece Açılı Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler

Stomatognatik sistemdeki implantlar üzerine gelen kuvvetlerin açısı arttıkça yıkıcı olan yatay kuvvetlerin bileşkesi artarken daha da artar. 60° açı ile gelen kuvvetler 30° açı ile gelen kuvvetlerden 1,7 kat daha fazla yatay bileşkeye sahiptir. 60° açı ile etki eden 100N'luk kuvvet; dikey yönde yaklaşık 50N yatay yönde ise 86,6N'luk bir etki oluşturur.

Yapılan analizlerde dikey kuvvetlerde alveolar kemiğin kortikal kısmında meydana gelen ortalama Pmax değeri $15,83 \pm 6,49$ Mpa olarak bulunmuş ve yatay kuvvetten 0,79; 30° kuvvetten 1,56 ve yatay kuvvetten 4,25 kat daha az olduğu görülmüştür. Ortalama Pmin değeri ise $-19,51 \pm 8,2$ Mpa olarak meydana gelmiştir. Pmin kuvvetlerinde Dikey kuvvet; yatay kuvvetten 0,82; 30° kuvvetten 1,33 ve yatay kuvvetten 3,05 kat daha az olduğu görülmüştür (Çizelge 3-1). Farklı açıdaki kuvvetler karşılaştırıldığında ise her bir kuvvet arasında istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı farklılığın olduğu görülmüştür.

Alveolar kemiğin spongioz tabakasında meydana gelen ortalama Pmax stresi $3,63 \pm 0,89$ Mpa; Pmin stresi ise $-4,42 \pm 0,99$ Mpa olarak meydana gelmiştir (Çizelge 3-6). Pmax değeri yatay kuvvetten 0,78; 30° kuvvetten 1,32 ve yatay kuvvetten 2,37 kat daha az olduğu, Pmin kuvvetlerinde ise yatay kuvvetten 0,80; 30° kuvvetten 1,33 ve yatay kuvvetten 2,23 kat daha az olduğu görülmüştür. 60° açılı kuvvetlerde implantın kortikal kemik üzerinde oluşturduğu stres miktarı spongioz kemikten 4,36 kat daha fazladır (Çizelge 3-6).

60° açılı kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen stres miktarlarının kemiklere göre dağılımına bakıldığında stres dağılımının kemikler arasında anlamlı derecede belirgin farklılıklar gösterdiği görülmüştür. En az Pmax stresi $11 \pm 3,92$ Mpa ile D1 kemikte görülürken; en fazla stres ise $24,68 \pm 4,6$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir (Çizelge 3-2). D4 kemikte meydana gelen basma kuvvetleri D1 kemiğe oranla yaklaşık 2,4 kat daha fazla gerçekleşmiştir ($p=,000$). Pmin streslerine

bakıldığında ise Pmax ile benze bir şekilde D1 kemikte $-13,67 \pm 5,25$ Mpa; D4 kemikte $-31,35 \pm 4,16$ Mpa olarak meydana gelmiştir. D4 kemikte meydana gelen Pmin değerleri, D1 kemikten yaklaşık 2,3 kat daha fazladır ($p=,000$).

60° açılı kuvvetlerde kortikal kemiğe gelen streslerde kemikler arasındaki fark; hem Pmax hem de Pmin değerlerinde istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur. Benzer bir şekilde spongios kemikte meydana gelen Pmax ve Pmin stresleri de istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlıdır. Pmax stresleri D4 kemikte ($4,82 \pm 0,65$ Mpa), D1 kemiğin ($2,83 \pm 0,47$ Mpa) 1,7 katı olduğu görülmüştür. Pmin streslerinin ise D4 kemikte ($-5,52 \pm 0,79$ Mpa), D1 kemikten ($-3,43 \pm 0,71$ Mpa) yaklaşık olarak 1,6 kat daha fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 3-7).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında; kortikal kemikte en fazla Pmax ve Pmin kuvveti oluşturan implantın Bİ olduğu ($17,66 \pm 8,27$ Mpa; $-21,88 \pm 9,66$ Mpa); en az stresi oluşturan implantın ise Sİ ($14,15 \pm 6,45$ Mpa; $-16,84 \pm 7,72$ Mpa) olduğu görülmüştür. Aradaki farkın Pmax kuvvetlerinde 1,2; Pmin kuvvetlerinde ise 1,3 kat olmasına rağmen aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (Çizelge 3-3). Spongios kemikte kortikal kemiğin aksine en az Pmax ve Pmin stresleri Bİ'larda ($3,18 \pm 0,75$ Mpa ve $-3,83 \pm 0,88$ Mpa) görülürken; en fazla stres ise Sİ'larda ($4,15 \pm 0,97$ Mpa ve $-5,10 \pm 0,90$ Mpa) görülmüştür. Bİ ve Sİ arasındaki farkın Pmax ve Pmin'de yaklaşık olarak 1,3 kat olduğu görülmüştür; ancak bu fark iki stres tipinde de istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmemiştir (Çizelge 3-8).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında Pmax streslerinde abutmentlar arasında $p=,031$ düzeyinde anlamlı bir fark olmamasına karşın PSA'larda ($13,81 \pm 7,21$ Mpa) meydana gelen stres, DPA'larda meydana gelen stresten daha azdır ($17,84 \pm 5,22$ Mpa). Pmin streslerde ise DPA'lı implantlarda meydana gelen stres miktarı ($-21,86 \pm 6,75$ Mpa), PSA'lı implantlarda meydana gelen stresten ($-17,15 \pm 9,10$ Mpa) istatistiksel olarak $p=0,042$ düzeyinde anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 3-4). Spongios kemikte ise meydana gelen stresler iki stres türünde de kortikal kemiğin aksine PSA'lı implantlarda (Pmax $3,78 \pm 0,88$ Mpa; Pmin $-4,6 \pm 1,02$ Mpa), DPA'lı implantlardan (Pmax $3,48 \pm 0,91$ Mpa; Pmin $-4,23 \pm 0,97$ Mpa) daha fazla olduğu görülmüştür; ancak

kortikal kemiğin aksine iki stres tipinde de anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Çizelge 3-9).

Bütün modeller göz önüne alındığında kortikal kemikte en düşük Pmax ve Pmin stresi 6,3 ve -9 Mpa ile D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde görülürken; en yüksek Pmax ve Pmin değerleri ise 31,5 ve -38,1 Mpa ile D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-5). Spongioz kemikte bütün modellere bakıldığında ise en düşük Pmax ve Pmin stresi 2,2 ve -2,6 Mpa ile D1 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülürken; en yüksek Pmax ve Pmin değerleri ise 5,8 ve -6,7 Mpa ile D4 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-10).

60° açılı kuvvetler altında implantlarda oluşan von mises streslerine bakacak olursak; implantlarda oluşan von mises stresi ortalama olarak $83,07 \pm 41,11$ Mpa olarak görülmüştür (Çizelge 3-11).

60° açılı kuvvetlerde oluşan stresler yatay kuvvetlerde oluşan streslerin 0,81 katı; 30° açılı kuvvetlerdeki stresin 1,54 katı ve yatay kuvvetlerdeki stresin 6,8 katıdır.

Farklı kemik tiplerinde implantlarda meydana gelen von mises streslerine bakıldığında; 60° açılı kuvvetler altında en az stres $68,77 \pm 37,89$ Mpa ile D1 kemikte meydana gelirken; en fazla stres $99,13 \pm 53,69$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir; ancak farklı kemiklerde implantlar üzerinde oluşan stresler arasında istatistiksel olarak anlamlılık görülmemiştir (Çizelge 3-12).

Von mises streslerinin İmplantlar üzerindeki dağılımına bakıldığında ise en fazla stresin $91,49 \pm 43,07$ Mpa ile Sİ'larda en az streslerin ise $70,88 \pm 35,86$ Mpa ile Aİ'larda olmasına rağmen istatistiksel olarak bir anlamlılığın olmadığı görülmüştür (Çizelge 3-13).

Farklı abutmentların implantlar üzerinde oluşturduğu streslere bakıldığında DPA gurubundaki implantlardaki ortalama stresler $48,03 \pm 11,47$ Mpa olarak bulunurken, PSA gurubu implantlarda ise ortalama stres $118,11 \pm 26,9$ Mpa olarak

görülmüştür. İki farklı abutmanı taşıyan implantlarda oluşan stresler arasındaki fark ise istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur (Çizelge 3-14).

Bütün modeller dikkate alındığında en az stres oluşan implant 27,6 Mpa ile D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde meydana gelmiştir. En fazla stresin olduğu implant ise 178,1 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switch abutment modelindeki implanttır (Çizelge 3-15).

60° açılı kuvvetler altında implant vidasında meydana gelen von mises streslerine bakıldığında ortalama olarak $33,21 \pm 13,66$ Mpa ile yatay kuvvetlerin 0,67 katı; 30° açılı kuvvetlerin 1,38 katı; 30° açılı kuvvetlerin ise 3,57 katıdır (Çizelge 3-16).

İmplant vidalarında meydana gelen streslere kemik gruplarına göre ve implant türlerine göre bakıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlılık görülmemiştir (Çizelge 3-17, Çizelge 3-18); ancak abutment tiplerine göre yapılan gruplandırmada DPA'larda implant vidasındaki stres ($20,02 \pm 3,09$ Mpa), PSA'lardaki streslerden ($46,4 \pm 0,89$ Mpa) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür ($p=,000$) (Çizelge 3-19).

Tüm gruplar dikkate alındığında ise en düşük stres 13,7 Mpa ile D3 kemik, Silindirik implant, Düz platformlu abutment modellerinde meydana gelirken; en yüksek stresler 47,8 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-20).

Yapılan analizlerde dikey kuvvetlerde;

- 60° açılı kuvvetlerdeki stresin dikey yönlü ve 30° açılı kuvvetlerdeki stresten daha fazla, diğer kuvvetlerden ise daha az olduğu görülmüştür.
- Kortikal kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar artmıştır ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stres D1 kemikte meydana gelmiştir.

- Kortikal kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin basamaklı implantta oluşurken en az stresin ise silindirik implantlarda oluştuğu görüldü.
- Kortikal kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında düz platformlu abutment modelinde meydana gelen stresin platform switching abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Kortikal kemikte en düşük stresler D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde; en yüksek stresler ise D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür.
- Kortikal kemikte olduğu gibi spongioz kemikte de 60°açılı kuvvetlerdeki stresin dikey yönlü ve 30°açılı kuvvetlerdeki stresten daha fazla, diğer kuvvetlerden ise daha az olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar arttığı ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stresinde D1 kemikte olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda oluşurken en az stresin ise basamaklı implantlarda oluştuğu görüldü.
- Spongioz kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında platform switching abutment modelinde meydana gelen stresin düz platformlu abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Spongioz kemikte en düşük stres D1 kemikte, Basamaklı implant, Düz platform abutment modelinde; en yüksek stres D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin görüldüğü implantların D4 kemikteki implantlarda olduğu görülürken en düşük stresin ise D1 kemikte bulunan implantlar olduğu görülmüştür.

- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda meydana gelirken en az stresin açılı implantlarda meydana geldiği görülmüştür.
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentların implantlar üzerinde düz platformlu abutmentlardan daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür.
- İmplantlar üzerinde oluşan en az stres D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde; en fazla stres ise D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında ise dört kemik tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında ise üç implant tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentlara sahip implantların vidalarında düz abutmentta sahip implantların vidalardan daha fazla stres oluştuğu görülmüştür.

3.4 Yatay Kuvvet Altında Modellerde Meydana Gelen Stresler

Yatay yönlü kuvvetler stomatognatik sistemde normal şartlarda en nadir görülen kuvvet tipidir. Normal fonksiyondan ziyade parafonksiyonel hareketler sırasında veya derin kapanışı olan hastalarda görülebilecek bir kuvvet tipidir.

Yapılan analizlerde dikey kuvvetlerde alveolar kemiğin kortikal kısmında meydana gelen ortalama Pmax değeri $19,9 \pm 6,92$ Mpa olarak bulunmuş. 60°'lik kuvvetin 1,25; 30°'lik kuvvetin 1,96 ve dikey kuvvetin ise 5,34 katı olduğu görülmüştür. Ortalama Pmin değeri ise $-19,51 \pm 8,2$ Mpa olarak meydana gelmiştir. Pmin kuvvetlerinde Dikey kuvvet; 60°'lik kuvvetin 1,21; 30°'lik kuvvetin 1,62 ve dikey kuvvetin ise 3,71 katı olduğu görülmüştür. (Çizelge 3-1). Farklı açıdaki kuvvetler karşılaştırıldığında her bir kuvvet arasında istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı farklılığın olduğu görülmüştür.

Alveolar kemiğin spongioz tabakasında meydana gelen ortalama Pmax stresi $4,60 \pm 0,94$ Mpa; Pmin stresi ise $-5,47 \pm 0,88$ Mpa olarak meydana gelmiştir (Çizelge 3-6), Pmax değerinin; 60°'lik kuvvetten 1,26; 30°'lik kuvvetten 1,68 ve dikey kuvvetten 3 kat daha fazla olduğu. Pmin kuvvetlerinde ise dikey kuvvetin; 60°'lik kuvvetten 1,23; 30°'lik kuvvetten 1,65 ve dikey kuvvetten 2,76 kat daha fazla olduğu görülmektedir. Yatay kuvvetlerde meydana gelen streslerde kortikal kemik spongioz kemikten 4,32 kat daha fazla strese maruz kaldığı görülmüştür (Çizelge 3-6). Farklı açıdaki kuvvetler karşılaştırıldığında ise her bir kuvvet arasında istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlı farklılığın olduğu görülmüştür.

Yatay kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen stres miktarlarının kemiklere göre dağılımına bakıldığında stres dağılımının kemikler arasında anlamlı derecede belirgin farklılıklar gösterdiği görülmüştür. En az Pmax ve Pmin stresleri $14,3 \pm 4,47$ ve $-17,5 \pm 4,98$ Mpa ile D1 kemikte görülürken; en fazla Pmin ve Pmax stresleri ise $29,63 \pm 2,89$ ve $-33,43 \pm -4,28$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir (Çizelge 3-2). D4 kemikte meydana gelen basma ve çekme kuvvetleri D1 kemiğe

oranla yaklaşık 2 kat daha fazla gerçekleşmiş ve bu sonuçta iki kuvvette de $p=,000$ düzeyinde anlamlı bulunmuştur. Spongioz kemikte meydana gelen Pmax stresleri D4 kemikte ($5,82 \pm 0,53$ Mpa), D1 kemiğin ($3,72 \pm 0,22$ Mpa) 1,5 katı olduğu görülmüştür. Pmin streslerinin ise D4 kemikte ($-6,42 \pm 0,73$ Mpa), D1 kemikten ($-4,6 \pm 0,68$ Mpa) yaklaşık olarak 1,4 kat daha fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 3-7).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında kortikal kemikte en fazla Pmax ve Pmin kuvveti oluşturan implantın diğer kuvvetlerde de olduğu gibi Bİ olduğu ($21,50 \pm 7,77$ Mpa, $-26,01 \pm 9,72$ Mpa); en az stresi oluşturan implantın ise Sİ ($18,31 \pm 7,16$ Mpa, $-21,63 \pm 6,65$ Mpa) olduğu görülmüştür. Aradaki farkın Pmax kuvvetlerinde 1,17; Pmin kuvvetlerinde ise 1.20 kat olduğu ancak farkın istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmediği görülmüştür (Çizelge 3-3). Spongioz kemikte kortikal kemiğin aksine en az Pmax ve Pmin stresleri Bİ’larda ($4,11 \pm 0,84$ Mpa ve $-4,91 \pm 0,71$ Mpa) görülürken en fazla stres ise Sİ’larda ($5,09 \pm 1,06$ Mpa ve $-5,10 \pm 0,90$ Mpa) görülmüştür. Bİ ve Sİ arasındaki farkın Pmax’da yaklaşık 1,20 ve Pmin’de yaklaşık olarak 1,03 kat olduğu görülmüştür ancak bu fark iki stres tipinde de istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmemiştir (Çizelge 3-8).

Kortikal kemikte meydana gelen streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında Pmax streslerde abutmentler arasında $p=,042$ düzeyinde anlamlılık görülürken stresler PSA’larda ($17,67 \pm 7,86$ Mpa ile) meydana gelen stres DPA’larda meydana gelen stresten ($22,13 \pm 5,24$ Mpa) daha azdır. Pmin streslerde ise DPA’lı implantlarda meydana gelen stres miktarı ($-26,99 \pm 5,50$ Mpa); PSA’lı implantlarda meydana gelen stresten ($-20,44 \pm 8,08$ Mpa) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür ($p=0,020$) (Çizelge 3-4). Spongioz kemikte ise meydana gelen stresler kortikal kemiğin aksine iki streste de PSA’lı implantlarda (Pmax $4,74 \pm 0,69$ Mpa; Pmin $-5,69 \pm 0,87$ Mpa) DPA’lı implantlardan (Pmax $4,47 \pm 0,94$ Mpa; Pmin $-5,25 \pm 0,87$ Mpa) daha fazla olduğu görülmüştür; ancak aralarında iki stres değerinde de anlamlı bir fark bulunamamıştır (Çizelge 3-9).

Bütün modeller göz önüne alındığında kortikal kemikte en düşük Pmax ve Pmin stresi 9,5 ve -12 Mpa ile D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde görülürken; en yüksek Pmax ve Pmin değerleri ise 34,2 ve -38,1 Mpa ile D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde

görülmüştür (Çizelge 3-5) Spongioz kemikte bütün modellere bakıldığında ise en düşük Pmax ve Pmin stresi 3,4 ve -3,8 Mpa ile D1 kemikte, Basamaklı implant, Düz platform abutment modelinde; en yüksek Pmax ve Pmin stresi ise 6,5 ve -7,4 ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür (Çizelge 3-10).

Yatay Kuvvetler altında implantlarda oluşan von mises streslerine bakılacak olursa yatay kuvvetler altında implantlarda oluşan von mises stresinin ortalama olarak $102,16 \pm 48,12$ Mp olarak görülmüştür (Çizelge 3-11). Yatay kuvvetlerde oluşan stresler; 60° açılı kuvvetlerdeki stresin 1,22 katı; 30° açılı kuvvetlerdeki stresin 1,89 katı; dikey kuvvetlerde oluşan streslerin ise 8,37 katıdır.

Farklı kemik tiplerinde implantlarda meydana gelen von mises streslerine bakıldığında dikey kuvvetler altında en az stres $88,05 \pm 49,3$ Mpa ile D1 kemikte meydana gelirken; en fazla stres $115 \pm 57,74$ Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir; ancak farklı kemiklerde implantlar üzerinde oluşan stresler arasında istatistiksel olarak anlamlılık görülmemiştir (Çizelge 3-12).

İmplantlar üzerindeki von mises streslerine bakıldığında ise en fazla stresin $112 \pm 49,25$ Mpa ile S1'larda; en az streslerin ise $92,6 \pm 44,48$ Mpa ile A1'larda olmasına rağmen istatistiksel olarak bir anlamlılık görülmemiştir (Çizelge 3-13).

Farklı abutmentlarda implantlar üzerinde oluşan streslere bakıldığında DPA gurubundaki implantlardaki ortalama stresler $58,24 \pm 13,25$ Mpa; PSA gurubu implantlarda ise ortalama stres $146,08 \pm 21,43$ Mpa olarak bulundu. İki farklı abutment taşıyan implantlardaki oluşan stresler arasında istatistiksel olarak $p=,000$ düzeyinde anlamlılık görülmüştür (Çizelge 3-14).

Bütün modeller dikkate alındığında en az stres oluşan implant 35,8 Mpa ile D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde meydana gelmiştir. En fazla stresin olduğu implant ise 197,8 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switch abutment modelinde meydana gelmiştir (Çizelge 3-15).

Yatay kuvvetler altında implant vidasında meydana gelen von mises streslerine bakıldığında ortalama olarak $35,48 \pm 15,25$ Mpa ile 60° açılı kuvvetlerin 1,06 katı; 30° açılı kuvvetlerin 1,47 katı ve dikey kuvvetlerin ise 3,82 katıdır (Çizelge 3-16).

İmplant vidalarında meydana gelen streslere kemik guruplarına göre ve implant türlerine göre bakıldığında da diğer tüm kuvvetlerde olduğu gibi yatay kuvvetlerde de guruplar arasında herhangi bir istatistiksel bulunamamıştır (Çizelge 3-17, Çizelge 3-18); ancak abutment tiplerine göre yapılan gruplandırmada DPA'larda implant vidasındaki stres ($20,56 \pm 0,64$ Mpa), PSA'lardaki streslerden ($50,4 \pm 0,62$) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür (Çizelge 3-19).

Tüm guruplar dikkate alındığında ise en düşük stres 19,5 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Düz platformlu abutment modellerinde meydana gelirken; en yüksek stresler ise 51,3 Mpa ile D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde meydana gelmiştir (Çizelge 3-20).

Yapılan analizlerde dikey kuvvetlerde;

- En fazla stresin dikey yönlü kuvvetlerde olduğu ve bu kuvvetin diğer yatay kuvvete doğru giderek azaldığı görülmüştür.
- Kortikal kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar artmıştır ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stres D1 kemikte meydana gelmiştir.
- Kortikal kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin basamaklı implantta oluşurken en az stresin ise silindirik implantlarda olduğu görüldü.
- Kortikal kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında düz platformlu abutment modelinde meydana gelen stresin platform switching abutmenta göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Kortikal kemikte en düşük stresler D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde; en yüksek stresler ise D4

kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür.

- Kortikal kemikte olduğu gibi spongios kemikte de en az stres dikey yönlü kuvvetlerden yatay kuvvete doğru giderek arttığı görülmüştür.
- Spongios kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar arttığı ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stresinde D1 kemikte olduğu görülmüştür.
- Spongios kemikteki stresin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda oluşurken en az stresin ise basamaklı implantlarda oluştuğu görüldü.
- Spongios kemikteki stresin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında platform switching abutment modelinde meydana gelen stresin düz platformlu abutmentlere göre daha fazla olduğu görülmüştür.
- Spongios kemikte en düşük stres D1 kemikte, Basamaklı implant, Düz platform abutment modelinde; en yüksek stres D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin görüldüğü implantların D4 kemikteki implantlarda olduğu görülürken en düşük stresin ise D1 kemikte bulunan implantlar olduğu görülmüştür.
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında en fazla stresin silindirik implantlarda meydana gelirken en az stresin açılı implantlarda meydana geldiği görülmüştür.
- İmplantlar üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentlerin implantlar üzerinde düz platformlu abutmentlerden daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür.
- İmplantlar üzerinde oluşan en az stres D1 kemik, Açılı implant, Düz platform abutment modelinde; en fazla stres ise D4 kemik, Silindirik implant, Platform switching abutment modelinde görülmüştür.

- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında ise dört kemik tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin implant tipine göre dağılımına bakıldığında ise üç implant tipinde de streslerin benzer bir şekilde olduğu görülmüştür.
- İmplantların vidaları üzerindeki oluşan streslerin abutment tipine göre dağılımına bakıldığında ise platform switching abutmentlere sahip implantların vidalarında düz abutmentlere sahip implantların vidalardan daha fazla stres oluştuğu görülmüştür.

Çizelge 3-1 Farklı Açılardaki Kuvvetlerde Alveolar Kemiklerin Kortikal Tabakasında Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

Pmax				Pmin			
Dikey	30°	60°	Yatay	Dikey	30°	60°	Yatay
(3.72 ± 3.07)	(10.11 ± 6.11)	(15.83 ± 6.49)	(19.9 ± 6.92)	(-6.38 ± 3.37)	(-14.63 ± 6.44)	(-19.51 ± 8.2)	(-23.72 ± 7.54)

Çizelge 3-2 Dört Farklı Kemığın Kortikal Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetlerde Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

(Ort±SS)	Pmax					Pmin				
	Dikey	30°	60°	Yatay	P	Dikey	30°	60°	Yatay	P
D1	(0.91 ± 0.21) ^{x,a}	(4.88 ± 1.66) ^{x,b}	(11 ± 3.92) ^{x,c}	(14.3 ± 4.47) ^{x,d}	.000	(-3.38 ± 1.28) ^{x,a}	(-9.83 ± 3.8) ^{x,b}	(-13.67 ± 5.25) ^{x,c}	(-17.5 ± 4.98) ^{x,d}	.000
D2	(1.68 ± 0.71) ^{y,a}	(6.22 ± 2.42) ^{y,b}	(12.95 ± 4.31) ^{y,c}	(16.83 ± 4.71) ^{y,d}	.000	(-4.67 ± 1.29) ^{y,a}	(-11.53 ± 3.7) ^{y,b}	(-15.47 ± 4.14) ^{y,c}	(-20.82 ± 5.3) ^{y,d}	.000
D3	(4.37 ± 1.01) ^{z,a}	(10.4 ± 1.76) ^{z,b}	(14.67 ± 2.27) ^{z,c}	(18.82 ± 2.34) ^{z,d}	.000	(-6.13 ± 1.2) ^{z,a}	(-13.13 ± 2.66) ^{z,b}	(-17.53 ± 3.68) ^{z,c}	(-23.12 ± 4.5) ^{z,d}	.000
D4	(7.92 ± 2.39) ^{t,a}	(18.95 ± 3.86) ^{t,b}	(24.68 ± 4.6) ^{t,c}	(29.63 ± 2.89) ^{t,d}	.000	(-11.32 ± 1.97) ^{t,a}	(-24.03 ± 2.77) ^{t,b}	(-31.35 ± 4.16) ^{t,c}	(-33.43 ± 4.28) ^{t,d}	.000
P	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000	

Aynı Harfi Paylaşan Guruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-3 Üç Farklı İmplant Dizaynının, Alveolar Kemiğin Kortikal Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

(Ort±SS)	Pmax					Pmin				
	Dikey	30°	60°	Yatay	P	Dikey	30°	60°	Yatay	P
Sİ	(2.88 ± 2.28) ^{x,a}	(8.59 ± 5.20) ^{x,b}	(14.15 ± 6.45) ^{x,c}	(18.31 ± 7.16) ^{x,d}	.000	(-5.69 ± 3.27) ^{x,a}	(-13.41 ± 6.32) ^{x,b}	(-16.84 ± 7.72) ^{x,c}	(-21.63 ± 6.65) ^{x,d}	.000
Aİ	(3.36 ± 2.70) ^{x,a}	(9.89 ± 5.04) ^{x,b}	(15.66 ± 4.63) ^{x,c}	(19.88 ± 6.31) ^{x,d}	.000	(-6.43 ± 3.23) ^{x,a}	(-14.41 ± 5.65) ^{x,b}	(-19.80 ± 7.30) ^{x,c}	(-23.51 ± 6.75) ^{x,d}	.000
Bİ	(4.93 ± 3.97) ^{x,a}	(11.86 ± 7.99) ^{x,b}	(17.66 ± 8.27) ^{x,c}	(21.50 ± 7.77) ^{x,d}	.000	(-7.01 ± 3.89) ^{x,a}	(-16.08 ± 7.76) ^{x,b}	(-21.88 ± 9.66) ^{x,c}	(-26.01 ± 9.27) ^{x,d}	.000
P	.394	.579	.576	.673		.750	.724	.486	.527	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-4 Farklı Abutment Dizaynlarının, Alveolar Kemiğin Kortikal Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

(Ort±SS)	Pmax					Pmin				
	Dikey	30°	60°	Yatay	P	Dikey	30°	60°	Yatay	P
DPA	(4.06 ± 3.51) ^{x,a}	(11.18 ± 5.98) ^{x,b}	(17.84 ± 5.22) ^{x,c}	(22.13 ± 5.24) ^{x,d}	.000	(-7.49 ± 3.46) ^{x,a}	(-16.96 ± 5.41) ^{x,b}	(-21.86 ± 6.75) ^{x,c}	(-26.99 ± 5.50) ^{x,d}	.000
PSA	(3.38 ± 2.66) ^{x,a}	(9.04 ± 6.30) ^{x,b}	(13.81 ± 7.21) ^{y,c}	(17.67 ± 7.86) ^{y,d}	.000	(-5.26 ± 3.00) ^{y,a}	(-12.31 ± 6.76) ^{y,b}	(-17.15 ± 9.10) ^{y,c}	(-20.44 ± 8.08) ^{y,d}	.000
P	.751	.204	.031	.042		.045	.020	.042	.020	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-5 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre Kortikal Kemikte Meydana Gelen Pmax ve Pmin Değerleri

KORTİKAL KEMİK STRES			Pmax				Pmin			
			Dikey	30°	60°	Yatay	Dikey	30°	60°	Yatay
D1	Sİ	DPA	0.8	4.7	10.8	13.3	-3.3	-9.9	-11.7	-18.6
		PSA	0.7	2.7	6.3	9.5	-2.1	-6.4	-9	-12
	Aİ	DPA	0.9	6.9	15.6	19.6	-4.9	-12.8	-20.1	-21.9
		PSA	0.8	4.3	9.1	11.6	-2.5	-6.6	-9.4	-15
	Bİ	DPA	1.3	6.8	15.8	20.1	-5	-15.8	-20.52	-24.4
		PSA	1	3.9	8.4	11.7	-2.5	-7.5	-11.3	-13.1
D2	Sİ	DPA	1.1	7.1	16.5	18.4	-5.5	-14.3	-17.2	-23.5
		PSA	1.3	3.7	8.6	12.1	-2.9	-7.9	-10.2	-16.8
	Aİ	DPA	1.2	10.3	17.5	22.9	-6.1	-15.7	-20.1	-27.5
		PSA	1.4	4.2	9.5	12.5	-3.3	-8.9	-12.9	-14.5
	Bİ	DPA	2.9	6.8	16.6	21.4	-5.4	-14.6	-19.8	-25.3
		PSA	2.2	5.2	9	13.7	-4.8	-7.8	-12.6	-17.3
D3	Sİ	DPA	3.8	9.2	12.7	21	-6.3	-12.6	-15.8	-24.7
		PSA	3.1	9.1	12	15.8	-4.7	-10.6	-13.8	-16.9
	Aİ	DPA	4.6	10.1	17.7	20.5	-7.1	-15.6	-21	-27
		PSA	3.8	9.1	13.9	16	-5.5	-11.5	-15.8	-19.7
	Bİ	DPA	5.9	13.5	16.9	20.4	-7.9	-17.2	-23.2	-28.7
		PSA	5	11.4	14.8	19.2	-5.3	-11.3	-15.6	-21.7
D4	Sİ	DPA	6.3	15.8	20.6	26.2	-11.7	-23.8	-27.4	-30.8
		PSA	5.9	16.4	25.7	30.2	-9	-21.8	-29.6	-29.7
	Aİ	DPA	7.6	17.5	21.9	27.5	-12.1	-22.3	-27.4	-31.4
		PSA	6.6	16.7	20.1	28.4	-9.9	-21.9	-31.7	-31.1
	Bİ	DPA	12.3	25.5	31.5	34.2	-14.6	-28.9	-38.1	-40.1
		PSA	8.8	21.8	28.3	31.3	-10.6	-25.5	-33.9	-37.5

Çizelge 3-6 Farklı Açılardaki Kuvvetlerde Kemiklerin Spongioz Tabakasında Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

Pmax				Pmin			
Dikey	30°	60°	Yatay	Dikey	30°	60°	Yatay
(1.53 ± 0.70)	(2.73 ± 0.96)	(3.63 ± 0.89)	(4.60 ± 0.94)	(-1.98 ± 1.20)	(-3.3 ± 1.17)	(-4.42 ± 0.99)	(-5.47 ± 0.88)

Çizelge 3-7 Dört Farklı Kemığın Spongioz Tabakasında Farklı Kuvvetlerde Meydana Gelen Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

(Ort±SS)	Pmax					Pmin				
	Dikey	30°	60°	Yatay	P	Dikey	30°	60°	Yatay	P
D1	(0.87 ± 0.20) ^{x,a}	(2.05 ± 0.41) ^{x,b}	(2.83 ± 0.47) ^{x,c}	(3.72 ± 0.22) ^{x,d}	.000	(-1.15 ± 0.21) ^{x,a}	(-2.33 ± 0.45) ^{x,b}	(-3.43 ± 0.71) ^{x,c}	(-4.6 ± 0.68) ^{x,d}	.000
D2	(1.22 ± 0.21) ^{x,y,a}	(2.30 ± 0.43) ^{x,y,b}	(3.18 ± 0.32) ^{x,y,c}	(4.13 ± 0.55) ^{x,y,d}	.000	(-1.33 ± 0.23) ^{x,y,a}	(-2.80 ± 0.61) ^{x,y,b}	(-4.03 ± 0.60) ^{x,y,c}	(-5.22 ± 0.46) ^{x,y,d}	.000
D3	(1.57 ± 0.22) ^{y,a}	(2.60 ± 0.36) ^{y,b}	(3.67 ± 0.48) ^{y,c}	(4.75 ± 0.66) ^{y,d}	.000	(-1.80 ± 0.21) ^{y,a}	(-3.28 ± 0.35) ^{y,b}	(-4.68 ± 0.41) ^{y,c}	(-5.65 ± 0.53) ^{y,d}	.000
D4	(2.47 ± 0.66) ^{z,a}	(3.95 ± 1.07) ^{z,b}	(4.82 ± 0.65) ^{z,c}	(5.82 ± 0.53) ^{z,d}	.000	(-3.63 ± 1.36) ^{z,a}	(-4.78 ± 1.25) ^{z,b}	(-5.52 ± 0.79) ^{z,c}	(-6.42 ± 0.73) ^{z,d}	.000
P	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000	

Aynı Harfi Paylaşan Guruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-8 Üç Farklı İmplant Dizaynının, Alveolar Kemiğin Spongioz Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

(Ort±SS)	Pmax					Pmin				
	Dikey	30°	60°	Yatay	P	Dikey	30°	60°	Yatay	P
Sİ	(1.70 ± 1.02) ^{x,a}	(3.36 ± 1.21) ^{x,b}	(4.15 ± 0.97) ^{x,c}	(5.09 ± 1.06) ^{x,d}	.000	(-2.34 ± 1.89) ^{x,a}	(-3.94 ± 1.49) ^{x,b}	(-5.10 ± 0.90) ^{x,c}	(-6.10 ± 0.80) ^{x,d}	.000
Aİ	(1.50 ± 0.45) ^{x,a}	(2.59 ± 0.50) ^{x,y,b}	(3.55 ± 0.74) ^{x,c}	(4.61 ± 0.73) ^{x,d}	.000	(-1.93 ± 0.67) ^{x,a}	(-3.10 ± 0.67) ^{x,b}	(-4.33 ± 0.84) ^{x,y,c}	(-5.40 ± 0.79) ^{x,y,d}	.000
Bİ	(1.39 ± 0.57) ^{x,a}	(2.23 ± 0.72) ^{y,b}	(3.18 ± 0.75) ^{x,c}	(4.11 ± 0.84) ^{x,d}	.000	(-1.68 ± 0.69) ^{x,a}	(-2.86 ± 1.06) ^{x,b}	(-3.83 ± 0.88) ^{y,c}	(-4.91 ± 0.71) ^{y,d}	.000
P	.686	.044	.083	.103		.558	.157	.027	.018	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-9 Farklı Abutment Dizaynlarının, Alveolar Kemiğin Spongioz Tabakasında Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Meydana Getirdikleri Ortalama Pmax ve Pmin Stresleri

(Ort±SS)	Pmax					Pmin				
	Dikey	30°	60°	Yatay	P	Dikey	30°	60°	Yatay	P
DPA	(1.41 ± 0.72) ^{x,a}	(2.61 ± 0.93) ^{x,b}	(3.48 ± 0.91) ^{x,c}	(4.47 ± 0.94) ^{x,d}	.000	(-1.87 ± 1.16) ^{x,a}	(-3.18 ± 1.16) ^{x,b}	(-4.23 ± 0.97) ^{x,c}	(-5.25 ± 0.87) ^{x,d}	.000
PSA	(1.65 ± 0.69) ^{x,a}	(2.84 ± 1.01) ^{x,b}	(3.78 ± 0.88) ^{x,c}	(4.74 ± 0.96) ^{x,d}	.000	(-2.09 ± 1.28) ^{x,a}	(-3.42 ± 1.22) ^{x,b}	(-4.6 ± 1.02) ^{x,c}	(-5.69 ± 0.87) ^{x,d}	.000
P	.247	.470	.355	.340		.370	.340	.285	.165	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-10 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre Spongioz Kemiğinde Meydana Gelen Pmax ve Pmin Değerleri

SPONGİÖZ KEMİK STRES			Pmax				Pmin			
			Dikey	30°	60°	Yatay	Dikey	30°	60°	Yatay
D1	Sİ	DPA	0.9	2.4	3.2	3.6	-1	-2.8	-4.2	-5.2
		PSA	1	2.6	3.4	3.9	-1.3	-3	-4.4	-5.6
	Aİ	DPA	0.8	2	2.5	3.8	-1	-2	-3.1	-4.2
		PSA	1	2.1	3.1	4	-1.4	-2.1	-3.3	-4.6
	Bİ	DPA	0.5	1.5	2.2	3.4	-0.9	-1.9	-2.6	-3.8
		PSA	1	1.7	2.6	3.6	-1.3	-2.2	-3	-4.2
D2	Sİ	DPA	0.9	2.7	3.4	4.6	-1.1	-2.9	-4.4	-5.3
		PSA	1.2	2.8	3.6	4.9	-1.2	-3.1	-4.8	-5.8
	Aİ	DPA	1.2	2.3	3.1	4	-1.5	-3.3	-4	-5.1
		PSA	1.5	2.4	3.3	4.2	-1.7	-3.4	-4.3	-5.6
	Bİ	DPA	1.1	1.7	2.7	3.5	-1.3	-2	-3.2	-4.5
		PSA	1.4	1.9	3	3.6	-1.2	-2.1	-3.5	-5
D3	Sİ	DPA	1.4	2.8	4.1	5.2	-1.6	-3.4	-4.9	-6
		PSA	1.6	3	4.3	5.6	-1.8	-3.7	-5.2	-6.5
	Aİ	DPA	1.7	2.5	3.5	4.7	-2	-3.2	-4.5	-5.3
		PSA	1.9	2.9	3.7	5	-2.1	-3.6	-4.8	-5.6
	Bİ	DPA	1.3	2.1	3	3.8	-1.6	-2.8	-4	-5
		PSA	1.5	2.3	3.4	4.2	-1.7	-3	-4.7	-5.5
D4	Sİ	DPA	3.2	5.1	5.4	6.4	-5	-6.1	-6.2	-7
		PSA	3.4	5.5	5.8	6.5	-5.7	-6.5	-6.7	-7.4
	Aİ	DPA	1.9	3.1	4.5	5.4	-2.9	-3.5	-5.1	-6.2
		PSA	2	3.4	4.7	5.8	-2.8	-3.7	-5.5	-6.6
	Bİ	DPA	2	3.1	4.1	5.2	-2.5	-4.3	-4.6	-5.4
		PSA	2.3	3.5	4.4	5.6	-2.9	-4.6	-5	-5.9

Çizelge 3-11 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerinde Oluşan Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplantlardaki Von Mises Gerilmesi			
Dikey	30°	60°	Yatay
(12.20 ± 40)	(53.85 ± 29.37)	(83.07 ± 41.11)	(102.16 ± 48.12)

Çizelge 3-12 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Dört Farklı Kemik Tipinde İmplantlarda Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplantlardaki Von Mises Gerilmesi					
	Dikey	30°	60°	Yatay	P
D1	(9.27 ± 3.86) ^{x,a}	(44.92 ± 27.47) ^{x,b}	(68.77 ± 37.89) ^{x,c}	(88.05 ± 49.3) ^{x,d}	.000
D2	(11.53 ± 2.98) ^{x,a}	(47.43 ± 20.95) ^{x,b}	(79.83 ± 35.79) ^{x,c}	(98.82 ± 42.33) ^{x,d}	.000
D3	(12.68 ± 4.45) ^{x,a}	(55.87 ± 27.77) ^{x,b}	(84.55 ± 40.04) ^{x,c}	(106.77 ± 51.21) ^{x,d}	.000
D4	(15.33 ± 2.68) ^{x,a}	(67.18 ± 40.5) ^{x,b}	(99.13 ± 53.69) ^{x,c}	(115 ± 57.74) ^{x,d}	.000
P	.054	.579	.668	.817	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-13 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Üç Farklı İmplant Tipinde Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplantlardaki Von Mises Gerilmesi					
	Dikey	30°	60°	Yatay	P
Sİ	(13.08 ± 4.74) ^{x,a}	(61.55 ± 31.81) ^{x,b}	(91.49 ± 43.07) ^{x,c}	(112 ± 49.25) ^{x,d}	.000
Aİ	(11.5 ± 4.44) ^{x,a}	(42.71 ± 26.13) ^{x,b}	(70.88 ± 35.86) ^{x,c}	(92.6 ± 44.48) ^{x,d}	.000
Bİ	(12.04 ± 2.98) ^{x,a}	(57.29 ± 30.28) ^{x,b}	(86.85 ± 46.3) ^{x,c}	(101.88 ± 54.68) ^{x,d}	.000
P	.743	.423	.596	.740	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-14 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında İki Farklı Abutment Tipinde İmplantlarda Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplantlardaki Von Mises Gerilmesi					
	Dikey	30°	60°	Yatay	P
DPA	(9.43 ± 3.04) ^{x,a}	(31.17 ± 7.83) ^{x,b}	(48.03 ± 11.47) ^{x,c}	(58.24 ± 13.25) ^{x,d}	.000
PSA	(14.98 ± 2.71) ^{y,a}	(76.53 ± 24.9) ^{y,b}	(118.11 ± 26.9) ^{y,c}	(146.08 ± 21.43) ^{y,d}	.000
P	.000	.000	.000	.000	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-15 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Gerilmesi

İmplantlardaki Von Mises Gerilmesi						
			Dikey	30°	60°	Yatay
D1	Sİ	DPA	6.4	37.7	47.3	54.4
		PSA	14.3	55.7	95.8	130.6
	Aİ	DPA	5.6	15.1	27.6	35.8
		PSA	9.1	43.1	78.4	110.9
	Bİ	DPA	6.5	24.9	37.8	44.7
		PSA	13.7	93	125.7	151.9
D2	Sİ	DPA	8.4	39.5	53.8	70
		PSA	14	66.4	120.7	138.9
	Aİ	DPA	8.7	25.6	50	63.3
		PSA	15.4	45.8	90.2	135.8
	Bİ	DPA	9.7	29	43.1	48.8
		PSA	13	78.3	121.2	136.1
D3	Sİ	DPA	8.7	40	65	72
		PSA	17.2	80.9	100.9	146.4
	Aİ	DPA	7.3	25.9	40.1	55.2
		PSA	18	60.5	105.2	141.5
	Bİ	DPA	10.8	32.9	50.1	56.2
		PSA	14.1	95	146	169.3
D4	Sİ	DPA	15.8	41.8	70.3	85.9
		PSA	19.8	130.4	178.1	197.8
	Aİ	DPA	12.8	28.9	45.5	56.2
		PSA	15.1	96.8	130	142.1
	Bİ	DPA	12.4	32.7	45.8	56.4
		PSA	16.1	72.5	125.1	151.6

Çizelge 3-16 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında İmplant Vidasında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplant Vidalarındaki Von Mises Gerilmesi			
Dikey	30°	60°	Yatay
(9.28 ± 1.43)	(23.99 ± 7.69)	(33.21 ± 13.66)	(35.48 ± 15.25)

Çizelge 3-17 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Dört Farklı Kemik Tipinde İmplant Vidalarında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplant Vidalarındaki Von Mises Gerilmesi					
	Dikey	30°	60°	Yatay	P
D1	(9.22 ± 1.48) ^{x,a}	(24.27 ± 8.41) ^{x,b}	(34.13 ± 13.85) ^{x,c}	(35.58 ± 16.21) ^{x,d}	.000
D2	(9.30 ± 1.43) ^{x,a}	(23.92 ± 7.88) ^{x,b}	(33.73 ± 13.03) ^{x,c}	(35.82 ± 16.09) ^{x,d}	.000
D3	(9.35 ± 1.48) ^{x,a}	(23.60 ± 7.67) ^{x,b}	(32.47 ± 15.30) ^{x,c}	(35.32 ± 16.23) ^{x,c}	.000
D4	(9.23 ± 1.72) ^{x,a}	(24.18 ± 8.94) ^{x,b}	(32.5 ± 16.13) ^{x,c}	(35.20 ± 16.88) ^{x,c}	.000
P	.999	.999	.996	1.000	

Aynı Harfi Paylaşan Gruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-18 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Üç Farklı İmplant Tipinde, İmplant Vidalarında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplant Vidalarındaki Von Mises Gerilmesi					
	Dikey	30°	60°	Yatay	P
Sİ	(9.25 ± 1.50) ^{x,a}	(23.94 ± 8.17) ^{x,b}	(32.78 ± 14.71) ^{x,c}	(35.69 ± 16.14) ^{x,d}	.000
Aİ	(9.31 ± 1.43) ^{x,a}	(23.94 ± 7.73) ^{x,b}	(32.95 ± 14.51) ^{x,c}	(35.44 ± 15.77) ^{x,d}	.000
Bİ	(9.26 ± 1.54) ^{x,a}	(24.10 ± 8.22) ^{x,b}	(33.90 ± 13.61) ^{x,c}	(35.31 ± 15.98) ^{x,c}	.000
P	.996	.999	.986	.999	

Aynı Harfi Paylaşan Guruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-19 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında, Farklı Abutmentlarda, İmplant Vidalarında Meydana Gelen Ortalama Von Mises Gerilmesi

İmplant Vidalarındaki Von Mises Gerilmesi					
	Dikey	30°	60°	Yatay	P
DPA	(7.88 ± 0.17) ^{x,a}	(16.49 ± 0.4) ^{x,b}	(20.02 ± 3.09) ^{x,c}	(20.56 ± 0.64) ^{x,c}	.000
PSA	(10.67 ± 0.11) ^{y,a}	(31.49 ± 0.8) ^{y,b}	(46.4 ± 0.89) ^{y,c}	(50.4 ± 0.62) ^{y,d}	.000
P	.000	.000	.000	.000	

Aynı Harfi Paylaşan Guruplar Arasında İstatistiksel Anlamlılık Yoktur. x, y, z, t ise dikey; a, b, c, d yatay yönde anlamlılığı belirtmektedir.

Çizelge 3-20 Farklı Açılardaki Kuvvetler Altında Guruplara Göre Abutmentlarda Meydana Gelen Von Mises Gerilmesi

İmplant Vidalarındaki Von Mises Gerilmesi						
			Dikey	30°	60°	Yatay
D1	Sİ	DPA	7.9	16.8	21.8	21.1
		PSA	10.6	31.9	46.9	50.9
	Aİ	DPA	8	16.9	22	21.3
		PSA	10.5	31.6	46.8	50.8
	Bİ	DPA	7.7	16.1	20.7	20
		PSA	10.6	32.3	46.6	49.4
D2	Sİ	DPA	7.9	16.5	21.7	21
		PSA	10.6	30.7	44.1	50.6
	Aİ	DPA	8.1	17	22.1	21.4
		PSA	10.6	30.9	45.9	49.6
	Bİ	DPA	8	16.7	21.8	21
		PSA	10.6	31.7	46.8	51.3
D3	Sİ	DPA	8	16.4	13.7	20.8
		PSA	10.6	30.8	46.4	50.3
	Aİ	DPA	8	16.6	21	20
		PSA	10.7	30.3	46.1	50.3
	Bİ	DPA	8	16.8	21.5	20.7
		PSA	10.8	30.7	46.1	49.8
D4	Sİ	DPA	7.6	15.6	19.8	19.5
		PSA	10.8	32.8	47.8	51.3
	Aİ	DPA	7.8	16.4	13.4	20.1
		PSA	10.8	31.8	46.3	50
	Bİ	DPA	7.6	16.1	20.7	19.8
		PSA	10.8	32.4	47	50.5

4 TARTIŞMA

Yapılan çalışmada; farklı implant gövde yapılarının, iki farklı abutment dizaynı ile birlikte, dört farklı kemik modeline uygulanması sonucunda elde edilen modellerin dikey ve açılı kuvvet altında; en az stresin olduğu kemiğin, en az strese neden olan implantın ve abutmentin belirlenmesi amaçlanmıştır. Sevimay ve ark. (2005) yapmış oldukları çalışmada tek bir kemik modeli üzerinde dört farklı kemik yapısını yansıtmaya çalışmışlar ancak tek bir kemikte modelleme yapmaları çalışmalarını için kısıtlayıcı bir yön oluşturmuştur.

Birçok çalışmacı farklı implant tasarımlar denemiş olmasına rağmen hiçbiri bu tasarımları gerçek kemik yapısında modelleyerek dört farklı kemik üzerinde denememiştir. Genellikle çalışmalardaki kemik modelleri silindirik veya dikdörtgen şeklinde çizim ile oluşturulmuş kemik modelidir Gümüş (2007b) ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışma iki farklı kemik yapısı kullanarak diğer çalışmalara üstünlük sağlarken kullandıkları kemik şekillerinin kare yapısında olması ise çalışmalarını için bir dezavantaj olmuştur. Bizim çalışmamızda ise dört farklı kemik yapısı modellenmiş ve bu modellemeler yapılırken kemik yapıları mümkün olduğunca gerçek kemik yapılarını yansıtacak şekilde benzer yapıda modellenmiştir.

Birçok çalışmacı sonlu elemanlar analizi ile farklı tip implantları; farklı yiv tasarımlarını, çapları, boyları değerlendirmiş ancak çalışmalarını hiçbirinde yiv yapısı, yiv adımı, yiv derinliği gibi faktörleri sabit tutarak implantın gövde dizaynını incelememiştir. Genelde farklı gövde dizaynlar incelenirken çap ve boy gibi unsurlar benzer olmasına rağmen yiv adımı, genişliği yapısı gibi unsurlar benzer tutulmadığından elde edilen sonuçları sadece gövde dizaynı açısından yorumlayabilecek bir çalışma literatürde bulunmamaktadır (Geng ve ark. 2004, Ibrahim ve ark. 2011). Bizim çalışmamızda ise literatürdeki bu eksikliği göz önüne alarak implant ile ilgili bütün unsurları (boy, çap, yiv derinliği, yiv genişliği, yiv adımı

ve yiv tasarımı) sabit tutularak implantların gövde dizaynlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Platform switching abutmentların düz platformlu abutmentlardan üstün olduğunu ortaya koyan bazı çalışmalar olsa da bu çalışmadaki analizlerin 2D olması veya kullanılan kemik modellerinin gerçekçi olmamasından dolayı, nasıl bir avantajının olduğu ortaya konulsa bile hangi kemiğe nasıl etki ettiği anlaşılmamıştır (Cimen ve Yengin 2012, Ferraz ve ark. 2012, Vargas ve ark. 2013b). Bu yüzden çalışmamızdaki dört farklı kemiğe yerleştirilen üç farklı implant dizaynının her birine hem düz platformlu abutment, hem de platform switching abutment uygulanmıştır.

Çalışmamızda dikey, 30°, 60° ve 90° açılı kuvvetler kullanılmıştır. Genellikle sonlu elemanlar analizinde çalışmaların birçoğunda bir veya iki farklı kuvvet uygulanmasına rağmen biz çalışmamızda 4 farklı yönde kuvvet uyguladık. Bunun sebebi uygulanan kuvvet sayısı arttıkça analizler zorlaşacağından ve mevcut model sayısına göre analiz miktarı katlanarak artacağından dolayı genellikle çalışmacılar bir veya iki farklı yönlü kuvvet uygulamaktadır. Tanyel ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada dikey, yatay ve 30° açılı kuvvetler uygulamış ancak uyguladığı kuvvetler 100, 30 ve 50 N şeklinde farklı kuvvetler olması ve bu kuvvetleri tek bir model üzerinde denemesi nedeniyle çalışmadaki analiz yetersizliği çalışmalarının limitasyonu olmuştur. Çalışmadaki kuvvet sayısının artması çalışmayı ne kadar zorlaştırırsa da uygulanan farklı kuvvetlerin sayısı arttıkça hem farklı kuvvetler arasındaki farkın karşılaştırılması kolaylaşmakta, hem de modellerde meydana gelebilecek herhangi bir hatanın görülebilmesi sağlanmaktadır. Hatta bazı çalışmacılar sonlu elemanlar analizinde sadece dikey yönlü kuvvet uygulanması ile gerçeğe yakın sonuçlar alınamayacağını bunun için açılı kuvvetlerinde kullanılması gerektiğini bildirmiştir (Holmgren ve ark. 1998) .

Sonlu elemanlar analizinde, analiz yapılmasına kadar olan süreçteki yapılacak işler kısmen belirlidir ve bu modellerin hazırlanmasında gösterilen özen sonuçların doğruluğunu etkileyen en önemli unsurdur. Modellerin hazırlanmasında iki yol izlenebilir yapılacak olan modeller CT verisinden veya çizilerek taslak yapısı belirlenip ardından Mesh'leme işlemi ile birlikte modellerin düğüm ve ağ yapısı oluşturulur bu sırada modelin taşıyabileceği en fazla düğüm ve eleman sayısının

olması analiz yapılacak modelin gerçeğe yakınlığını belirler; ancak bu süreçte analizlerin daha kolay yapılmasını sağlamak için modeldeki düğüm ve eleman sayılarının en aza indirilerek modellerin basitleştirme işlemi olan optimizasyon da yapılabilir (Bathe 2006). Fakat bu optimizasyon işleminde modellerdeki düğüm ve eleman sayılarında yapılan optimizasyon analiz sonuçlarını olumsuz yönde etkileyebilir. Meijer ve ark. (1993) ve Clelland ve ark. (1991) 3D sonlu elemanlar analizi yönteminin başarısının, sonlu elemanlar analizi yönteminde hazırlanan modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir. Analiz sırasında modellerdeki düğüm ve eleman sayılarının azaltılması modelleri gerçeklikten uzaklaştıracaktır.

Sonlu elemanlar analizi aslında mühendislik için geliştirilmiş bir program olsa da; logaritma hesaplamalarını yapacak olan bilgisayarların gelişmesi, program paketlerinin daha iyi optimize edilmesi ve 3D görüntüleme teknikleri ile analizlerde kullanılacak olan materyaller hakkında daha fazla bilgi birikiminin olmasıyla birlikte sağlık alanında da kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (Ulrich ve ark. 1998). Kalsifiye kemik implant kesitlerini iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile kıyaslandığında ve sonlu eleman modelleri ile histoloji bulgularının örtüştüğünü gösteren çalışmalarda çoğalmaktadır (Barbier ve ark. 1998, Chen ve ark. 1999).

Mühendislik için geliştirilmiş olan bu analiz yönteminin sağlık alanında kullanımı dolaylı olarak bazı sıkıntıları da yanında getirmektedir neden olabilir. Canlı dokuların aktif bir modülasyon göstermesi ve kesin bir standartının olmaması veya başka bir deyişle aynı canlı dokunun farklı bireylerde farklı materyal özellikler göstermesinden dolayı analiz yapılacak programa girilen materyal bilgilerinin kesin bir doğrultuda girilemeyebilir, buda elde edilen sonuçların gerçek ile uyuşması açısından bir sorun teşkil edebilir. Özellikle kalsifiye dokulardan yumuşak dokulara gidildikçe bu uyumsuzluk daha da artmaktadır. Kemik gibi kalsifiye dokuların materyal özellikleri yumuşak dokulara göre daha belirgin olsa da kortikal ve spongios gibi kemik miktarlarının her bireyde farklılık göstermesi sert dokular için başka bir sorundur. Analiz edilen kemik modelinin kortikal-spongios oranının ayarlanması sırasında yapılabilecek hatalar gerçek bireylerde olmayan kemik modellerinin oluşmasına neden olabilir. Ayrıca diğer çalışmalarda kullanılan implantların

yerleştirildiği kemik yapısının basit bir şekilde anatomik formdan uzak silindirik veya dikdörtgen şeklinde modellenmesi yapılan analizleri gerçeklikten uzaklaştırmaktadır.

Biz çalışmamızda sonlu elemanlar analizinin eksik yönlerini mümkün olduğunca kapatmaya çalışarak en ideal model yapısını oluşturmaya çalıştık. Bunun için kemik modellerinin hazırlanmasında kemiklerin gerçek anatomik yapıya en iyi şekilde benzeyebilmesi için kemik modellerini bilgisayar ortamında çizmek yerine BT'si olan bir hastanın mandibula ve maksillası BT'den elde edilmiştir. Bu işlem bize kortikal ve spongioz gibi iki farklı yapıyı barındıran kemiklerin elle çizilmesi sırasında oluşabilecek modelleme hatalarının da ortadan kalkmasını sağlamıştır. Bir başka sorun olan düğüm ve eleman sayısında ise; BT'den elde edilen kemik modellerinden gerçeğe en benzer yapılar elde edebilmek için düğüm ve eleman sayıları maksimumda tutulmuştur. Fakat bu durumda elde edilen mandibula ve maksilladaki eleman sayıları 1 milyardan üzerine çıktığından analiz yapılabilmesi için çene kemiklerinin bütün hali yerine analizi istenilen bölgelerin kesitleri alınmıştır. Belki bu durum oluşan stresin tüm kemiğe etkisini görmeyi etkilese de, düğüm ve eleman sayılarının maksimumda tutulması modellerin gerçekliğini arttırmıştır (Clelland ve ark. 1991, Meijer ve ark. 1993). Birçok çalışmada düğüm sayıları 60.000 ila 100.000 civarı iken bizim çalışmamızda 400.000, eleman sayıları diğer çalışmalarda 100.000 ila 400.000 civarı iken bizim çalışmamızda 2.000.000 civarı eleman bulunmaktadır (Çınar 2007, Göre 2010, Mammadzada 2009).

Sonlu elemanlar analizinde sorun olarak karşımıza çıkabilecek başka bir unsur ise osseointegrasyondur. Gerçek hayatta tam osseointegrasyon genellikle %100 oranında gerçekleşmezken, sonlu elemanlar analizinde genellikle yerleştirilen implantların osseointegrasyon miktarının %100 olduğu kabul edilir ve analizler bunun üzerinden gerçekleştirilir.

Sonlu elemanlar analizinin diğer bir sorunu ise yapılan çalışmadaki bir modelinin sayısal verisinin, başka bir çalışmadaki model ile kıyaslanmasındaki imkânsızlıktır. Bunun sebebi her çalışma modeli, o çalışmaya özgün olmasıdır. Tek modeldeki sayısal sonuçların sonlu elemanlar analizinde anlam ifade etmemektedir ve sonuçların ancak benzer tabanlı (yani aynı çalışmada modellenmiş olan benzer) modeller ile kıyaslama yapılabilmektedir. Örnek vermek gerekirse aynı implant, aynı

kemik modeli ve aynı kuvveti kullanan iki sonlu elemanlar analizi çalışmasında; modellerin meshlenmesindeki farklılık, kullanılan programların meydana getirdiği farklılık, girilen değişkenlerde oluşabilecek farklılık nedeni ile elde edilen sonuçlar büyük ihtimalle birbirinden farklı olacaktır. Bu yüzden sonlu elemanlar analizinin sonuçları karşılaştırılırken ne kadar aynı tabanlı benzer model varsa çalışmada yapılabilecek karşılaştırma sayısı o kadar fazla olacağından dolayı çalışmanın gücünde o denli artacaktır. Bu noktada da bizim çalışmamızda diğer çalışmalardan başka bir üstün yönü olan model sayısı ortaya çıkmaktadır. Çalışmamızda 24 model ve bu 24 modelde yapılan 96 adet analiz ile birlikte hem çoklu karşılaştırmalara olanak sağlanmış, hem de herhangi bir modelde meydana gelecek hatalı tasarımların veya hatalı analizlerin bütün sonuçlarda oluşturabileceği hata payı da en aza indirilmiştir.

İmplantların hızlı gelişimi ile birlikte önceden en büyük sorun olan osseointegrasyon problemleri aşılmış durumdadır. Bu nedenden dolayı günümüzde implantolojide biyomekanik olaylar daha fazla bahsedilir hale gelmiştir. İmplantların uzun dönemli ve kısa dönemli başarısında biyomekanik faktörlerin öneminden bahseden birçok çalışma mevcuttur (Merz ve ark. 2000, Misch 2005, Quirynen ve ark. 1992, Skalak 1983).

Mekanostat teorisine göre; kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisinde kaldığında kemikteki yapım / yıkım olayında bir denge görüldüğü ve kemiğin seviyesinin korunduğu bilinmektedir (Frost 2004). İmplant üzerine gelen yüklerin yetersiz olması fonksiyonsuzluk atrofisine neden olurken gelen yüklerin fazlalığı ise rezorpsiyona neden olabilmektedir (Pilliar ve ark. 1991, Vaillancourt ve ark. 1996) İmplant ve peri-implant dokularda oluşan stresler; yükleme tipine, şiddetine ve süresine, implantın geometrisine, kullanılan abutment özelliklerine ve çevreleyen kemik yoğunluğu gibi pek çok faktöre bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Bu kadar değişken arasında klinisyenin en kolay müdahale edebileceği değişkende implanttır. Farklı gövde geometrisine sahip değişik firmaların implantlarının tercih edilerek bu stres durumu değiştirilebilir. Ancak hangi gövde yapısının tam anlamıyla daha iyi stres dağıtımını yaptığı ve hangi kemik modelinin farklı kuvvetler altında nasıl stres oluşturduğu tam anlamı ile bilinmediğinden bu çalışma yapılmıştır.

Çalışmada oral kavitede en çok görülen dikey kuvvet ve bunun yanında 30°, 60°'lik kuvvetler ve çok sık görülmesi de ağız ortamında oluşabilen açılı kuvvetler çalışmaya dahil edilmiştir. Sonlu elemanlar analizinde birden fazla kuvvet kullanımı analiz sayısını arttırsa da analizlerde oluşabilecek model kaynaklı sıkıntılarında daha kolay tespit edilebilmesini sağlamaktadır.

Çalışmada bütün modellerde, bütün kuvvetler arasında anlamlı farklılık görülmüştür. Literatürde de bahsedilen kuvvetlerin açılanması ile birlikte stresin 2 kattan daha fazla artışın olduğundan bahsedilmiştir (Gümüş 2007b, Misch 2007). Bizim bulgularımızda da kortikal ve spongios kemikteki dikey kuvvetlerin, açılı kuvvetlerden göre 2 ila 4 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Kortikal kemikteki kuvvetler arasındaki fark spongios kemikten daha fazladır. Dikey kuvvetle ile 30° açılı kuvvetler arasında yaklaşık 2,7 kat; 60° açılı kuvvetler arasında 4,2 kat ve yatay kuvvet ile arasında ise 2,72 kat fark vardır. Spongios kemikte ise bu oranlar yaklaşık olarak 2 ila 3 kat arasındadır.

Yapılan analizlerde kuvvetler arasındaki farklılıklar daha büyük çıksa da streslerin kemikler arasındaki dağılımı benzer çıkmıştır. Bu durum aslında ilk başta beklenmeyen bir sonuç gibi görünse de; aslında her kuvvetin yıkıcı etki oluşturulabileceği düşünüldüğünde ve bu açılı kuvvetlerin dikey kuvvetten en büyük farkının sisteme daha fazla kuvvet olarak etki ettiği düşünüldüğünde bu kuvvet paternlerinin benzer çıkması beklenen bir durumdur. Fakat stres dağılımında etkili faktörlerden en önemlisi olarak sayılabilecek olan kemik tipi ve implantların gövde dizaynının ve abutment tipinin her kuvvet tipinde en az ve en fazla stresin görüldüğü modeller aynı modeller olmuştur. Literatürde de Tanyel ve ark. (2012) yapmış oldukları çalışmada dikeyde 100 N uygularken açılı 50 N ve yatayda 30 N kuvvet uygulamış ve oluşan streslerin miktarlarını benzer bulmuşlardır bu çalışmada da görüldüğü gibi kuvvetin yıkıcı komponenti arttıkça meydana gelen stres miktarı da artmaktadır.

Yapılan analizlerde kortikal kemikte oluşan stresler implant tipi ve abutment tipi standart kabul edilerek sadece kemik tipine göre sınıflandırılarak incelendiğinde; en az stresin dikey yönlü kuvvetlerde olduğu ve bu kuvvetin yatay kuvvete doğru giderek arttığı görülmüştür. Bu streslere her grup içinde bakıldığında, kortikal

kemikteki stres miktarının kemik tipine göre dağılımının D1 kemikten D4 kemiğe kadar arttığı ve bu artışında istatistiksel olarak anlamlılık ifade ettiği görülmüştür. Bütün kuvvetlerde en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stres ise D1 kemikte meydana gelmiştir. Literatürde de en sert kemik olarak geçen D1 kemikte en az stres oluşumu görülürken en yumuşak olarak bilinen D4 kemikte ise en fazla stres oluşumu meydana gelmiştir (Misch 2005). Sevimay ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada streslerin D3 ve D4 kemikte daha fazla biriktiğini görmüşlerdir. Literatürde ve çalışmamızda da olduğu gibi meydana gelen stresler D4 kemik üzerinde D1 kemiğe göre daha fazla birikim göstermiştir bunun nedeni; gelen kuvvetin karşılanmasında implant ve kemik ünitelerinde meydana gelen stresin en iyi şekilde karşılanabilmesi için ünitenin her bir elemanının da strese karşı koyabilecek yapıda olması beklenir. Bizim örneklerimizde de en fazla kortikal kalınlığı olan D1 kemik gelen kuvvetleri daha iyi karşılamış ve daha homojen dağılmasını sağlamıştır. Ayrıca en az kortikal kemiği olan ve en yumuşak olarak dizayn edilen D4 kemik ise gelen stresleri iyi bir şekilde karşılayamamış ve bu yüzden homojen bir şekilde dağıtamamıştır, bu durum streslerin D4 kemikte D1 kemiğe göre daha fazla yoğunlaşmasına ve dolayısıyla da modellerde ortalama 3 kat daha fazla stresin okunmasına neden olmuştur. Spongios kemikte durum kortikal kemik ile aynı bulunmuştur. En fazla stresler D4 kemikte görülürken en az streslerin ise D1 kemikte olduğu ve kemikler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. Modellere bakıldığında en fazla spongios kemik hacminin D4 kemikte, en az hacmin ise D1 kemikte olduğu görülmektedir. Spongios kemikteki hacim ve stres arasındaki ters orantı bize aslında spongios kemiğin stresi karşılamada kortikal kemik kadar başarılı olmadığını ve stres dağıtımında kortikal kemik kalınlığının ne denli önemli olduğunu göstermektedir.

Kortikal kemikte oluşan stresleri kemik türü ve abutment türünü dikkate almadan sadece implantlara göre sınıflandırdığımızda bütün kuvvetlerde en fazla stresi oluşturan implantın basamaklı implant olduğu, en az stresin ise silindirik implantta olduğu; kuvvetin açılanmasındaki artış ile birlikte streslerinde orantılı bir şekilde arttığı ancak bunun istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmediği görülmüştür. Aslında literatürde implant gövde dizaynlarını karşılaştıran çok çalışma olmamasına rağmen olan çalışmalarda 2D sonlu elemanlar analizi olduğundan güvenilirlikleri tam değildir. Bu çalışmaların bazılarında basamaklı implant daha iyi bulunurken (Geng ve

ark. 2004) bazılarında ise silindirik implantlar daha iyi bulunmuştur (Holmgren ve ark. 1998). Bizim çalışmamızda ise basamaklı implantlar kortikal kemikte en kötü performansı sergilerken silindirik implantlar ise en iyi performansı sergilemiştir bunun sebebi ise implantın kuvveti iyi bir şekilde dağıtılması veya başka bir deyiş ile kuvvetleri spongiöz kemiğe daha iyi iletebilmesine dayanmaktadır. Bu durumu değerlendirmek için modellerimizde spongiöz kemikteki stres dağılımına; kemik türü ve abutment türünü dikkate almadan sadece implantlara göre yapılan sınıflandırma ile bakıldığında ortaya çıkan durum daha iyi anlaşılmaktadır. Spongiöz kemikte de kuvvetlerin çoğu arasında istatistiksel bir anlamlılık olmamasına karşın, kortikal kemiğin aksine spongiöz kemikte en fazla strese neden olan implant silindirik implant olurken en az streslere neden olan implant ise basamaklı implant olmuştur. Kuvvetin açılanmasındaki artış ile birlikte de kortikal kemikte olduğu gibi streslerde orantılı bir artış görülmüştür. Bu sonuçlarda da görüleceği gibi implantlar üzerine gelen stresleri bir şekilde kemiklere aktarmaktadır ancak silindirik implant gibi bazı dizaynları bu kuvveti apikale kadar yönlendirerek streslerin spongiöz kemikte oluşmasına neden olurken, basamaklı implant gibi dizaynlar ise üzerine gelen kuvveti apikale veya spongiöz kemiğe kadar iletmek yerine kortikal kemikte yoğunlaşmasına neden olmaktadır. Spongiöz kemiğin daha iyi kanlanması, rejenerasyon kabiliyeti ve etrafında destek kortikal kemiğin bulunmasından dolayı streslerin meydana getirdiği harabiyete kortikal kemikten daha iyi dayanabilir (Gartner ve Hiatt 2011). Bu durumda bizim için avantajlı olan implant dizaynı kortikal kemikte en az stresi oluşturan silindirik implant olmaktadır. Başarı sırasında açılı implant ise basamaklı implanttan daha başarılı bulunmuştur. Elde edilen sonuçların istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmemesine karşın tüm kuvvetlerde aynı yönde çıkmasının nedeni ise sonlu elemanlar analizi ile elde edilen verilerin anlamlılık derecesine ulaşacak kadar fazla olmaması veya örnek sayısının az olması ile açıklanabilir.

Streslerin dağılımında kemik tipini ve implant tipini benzer kabul ederek abutment türüne göre kortikal kemikte oluşan stresleri incelediğimizde ise düz platformlu abutmentin kortikal kemikte platform switching abutmenta göre daha başarılı olduğu ve bunda kuvvetlerin birçoğunda istatistiksel olarak anlamlılık gösterdiği görülmüştür. Spongiöz kemikte ise durum kortikal kemiğin aksine düz platformlu abutmentlerde stres daha az görülürken platform switching abutmentlerde

stresler daha fazla görülmüştür. Literatürde bunu ile ilgili fazla çalışma olmasa da mevcut sonlu elemanlar analizlerindeki bulgular çalışmamız ile benzerlik göstermiştir (Cimen ve Yengin 2012, Vargas ve ark. 2013a). Kısacası platform switching abutment kullanımı implant kemik ara yüzündeki stresin kortikal kemikten spongiöz kemiğe aktarılmasını sağlamaktadır bu durum yapılan uzun dönemli klinik takiplerdeki platform switching abutmentların başarılı sonuçlarını da (Vigolo ve Givani 2009) açıklamaktadır.

İmplantların üzerinde meydana gelen streslere bakıldığında streslerin kuvvetlerin açılanması ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı derecede arttığı, yatay kuvvetlerde oluşan streslerin, dikey kuvvetlerde oluşan streslerden 9 kat daha fazla olduğu görülmüştür.

İmplantların üzerinde oluşan streslerin kemik türüne göre dağılımına bakıldığında streslerin kuvvetlerin açılanması ile birlikte anlamlı derecede arttığı görülürken; kuvvetler içindeki streslerin kemiklere göre dağılımına baktığımızda ise bütün kuvvetlerde en fazla stresin olduğu implantların D4 kemikteki implantlarda; en az streslerin ise D1 kemikteki implantlarda olduğu görülmüştür. Fakat meydana gelen streslerde kemikler arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı fark bulunamamıştır. İmplant tipinin kemik üzerinde oluşan streslerde anlamlı farklılık oluştursa da; alveolar kemiklerdeki yoğunluk farklılıklarının implantların üzerinde oluşan streslere anlamlı derecede bir etkisi bulunmamıştır. Bunu sebebi alveolar kemiğin en yoğun olan kısmı olan kortikal kemiğin young modülünün 13000 iken implantın young modülünün neredeyse ondan 10 kat daha fazla olmasından dolayı kemiklerin implantlar üzerinde oluşturduğu stres anlamsız bulunmuştur.

İmplantların üzerinde oluşan streslerin implant türüne göre dağılımına bakıldığında streslerin kuvvetlerin açılanması ile birlikte anlamlı derecede arttığı görülürken; kuvvetler içindeki streslerin implantlara göre dağılımına baktığımızda ise bütün kuvvetlerde en fazla stresin olduğu implantların silindirik implantların olduğu en az stresin ise açılı implantlarda oldu görülmüştür. İmplantlar üzerine oluşan streslerin, ilk bakışta yüzey alanı fazla olan implantlarda daha az çıkacağı düşünülse de, implantların yüzey alanı ne büyüdükçe kemik ile olan temas alanı artacağından, kemiğe iletilen stres ve implant yüzeyinde kemiğe iletilen strese karşı meydana gelen

zıt yönlü oluşan stres de artacaktır. Ayrıca geometrik formundan dolayı silindirik implantlar streslerin kendi içinde daha fazla yoğunlaşmasına neden olmaktadır. Başka bir deyiş ile apikale yönelen kuvvet apikal doğrultuda basamaklı ve açılı implantlarda kemik ile desteklenmesine rağmen silindirik implantlarda kronal yönde etkileyen kuvvetler kemik desteği ile ancak apikalde karşılaşmaktadır bu durumda kemik desteğine kadar streslerin implantların üzerinde kalmasına ve böylece oluşan stresin bu implantlara daha yüksek çıkmasına neden olmaktadır. Literatürde silindirik implantlardaki stresin basamaklı implantlardan daha fazla olduğu görülmüştür (Holmgren ve ark. 1998).

İmplantların üzerinde oluşan streslerin abutment türüne göre dağılımına bakıldığında streslerin kuvvetlerin açılanması ile birlikte anlamlı derecede arttığı görülürken; kuvvetler içindeki streslerin abutment türüne göre dağılımına baktığımızda ise bütün kuvvetlerde platform switching abutmentların, düz abutmentlara göre implantlar üzerinde daha fazla stres oluşumuna neden olduğu görülmüştür. Kemikler üzerindeki stres dağılımına bakıldığında, platform switching abutmentların stresi kortikal kemiğe değil, spongioz kemiği dağıtmasından da anlaşılacağı gibi platform switching abutmentlar kuvveti implantın apikaline doğru yönlendirmekte ve buda platform switching abutmenta sahip implantlarda daha yüksek çıkmasına neden olmaktadır.

İmplant vidalarının üzerinde oluşan streslere bakıldığında ise streslerin kuvvetin açılanması ile birlikte anlamlı derecede artış gösterdiği görülürken kuvvetler içindeki implant vidaları arasında kemiğin türüne veya implantın türüne göre herhangi bir farklılığın olmadığı görülmektedir.

İmplant vidalarının da abutment türüne göre oluşan streslere bakıldığında ise platform switching abutmentın implant vidalarında anlamlı derecede daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür bu durum platform switching abutmentların kuvveti implantın merkezine yönlendirmesinden kaynaklanmaktadır ve diğer bulgular ile de uyumludur. Platform switching abutmentlar üzerlerine gelen kuvvetleri implantın merkezine iletirken implant üzerinde daha fazla stres oluşumuna neden olduğu gibi implant vidaları üzerinde de daha fazla stres oluşturmaktadır.

5 SONUÇLAR

1. Kemikler üzerinde oluşan streslerin karşılanmasında; kortikal kemik spongioz kemikten daha fazla rol üstlenmektedir ve kortikal kemiğin kalınlığı meydana gelen stresin eşit bir şekilde dağıtılabilmesi açısından oldukça önemlidir. Kortikal kemik kalınlığı daha fazla olan D1 kemik üzerinde oluşan streslerin D4 kemik üzerinde oluşan streslerden daha az olduğu görülmektedir.
2. Spongioz kemiklerde meydana gelen stresler ise spongioz kemiği destekleyen kortikal kemiğin kalınlığı ile ilişkilidir. Kortikal desteği en az olan D4 kemiğin spongiozunda biriken stres en fazla kortikal desteğe sahip olan D1 kemikte oluşan streslerden daha fazladır.
3. İmplantların gövde yapılarına bakıldığında silindirik implantların stresi spongioz kemiğe daha çok yönlendirdiği ve bu yüzden kortikal kemikte oluşan streslerin en aza inmesini sağladığı görülmüştür. Basamaklı implantların ise stresleri spongioz kemiğe iletmedeki başarısızlığı streslerin kortikal kemikte birikmesine ve istenmeyen bir durum oluşmasına neden olmaktadır.
4. İmplantlar üzerinde meydana gelen stresler ise kuvvetleri apikale yönlendiren implant olan silindirik implantta daha fazla çıkarken apikale iletmede başarısız olan açılı implantlarda en az çıkmıştır.
5. Abutmentlarda ise stresi implantın merkezine doğru yönlendiren abutmentların platform switching abutmentlar olduğu, düz abutmentların ise stresleri implantların dışına doğru yönlendirdiği görülmektedir. Bu yüzden platform switching abutmentlarda, düz abutmentlara göre spongioz kemikte görülen stresler fazla iken kortikal kemikte görülen stresler daha azdır. Aynı nedenden dolayı platform switching abutmentlar implant ve implant vidalarının üzerinde de daha fazla stres oluşmasına neden olmuştur.

6 KAYNAKLAR

- ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B, BRÄNEMARK P-I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*,10,387-416.
- AL-SUKHUN J, LINDQVIST C, HELENIUS M. (2007) Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. *J Biomed Mater Res A*,80,247-256.
- ALBREKTSSON T, SENNERBY L. (1990) Direct bone anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. *The International journal of prosthodontics*,3,30-41.
- ALBREKTSSON T, WENNERBERG A. (2004) Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*,17,536-543.
- ALLEN C. (1924) *Curious observations on the teeth: The first known work on dentistry* Bale, London.
- ANJARD R. (1981) Mayan dental wonders. *J Oral Implantol*,9,423-426.
- ANUSAVICE KJ. (2003) *Phillips' science of dental materials* Elsevier Health Sciences.
- AO J, LIT, LIU Y, DING Y, WU G, HU K, KONG L. (2010) Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Computers in biology and medicine*,40,681-686.
- ASARO RJ, LUBARDA VA. (2006) *Mechanics of solids and materials* Cambridge University Press, New York.
- ASHMAN SG. (1993) *Advanced osseointegration surgery: Applications in the maxillofacial region*. By Phillip Worthington, Per-ingvar Brånemark, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, 1992, 403 pp, \$140.00. *Head & Neck*,15,279-280.
- ASVANUND P, MORGANO SM. (2011) Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *The Journal of prosthetic dentistry*,106,266-271.
- ATMARAM GH, MOHAMMED H. (1983) Stress analysis of single-tooth implants. III. Effect of elastic modulus and thickness of pseudo periodontal ligament. *Implantologist*,3,69-72.
- AUSIELLO P, FRANCIOSA P, MARTORELLI M, WATTS DC. (2012) Effects of thread features in osseo-integrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dental Materials*,28,919-927.
- BAGGI L, CAPPELLONI I, DI GIROLAMO M, MACERI F, VAIRO G. (2008) The influence of implant diameter and length on stress distribution of

- osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*,100,422-431.
- BARBIER L, SLOTEN JV, KRZESINSKI G, VAN DER PERRE ES. (1998) Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*,25,847-858.
- BATHE K-J. (2006) Finite element procedures Klaus-Jurgen Bathe.
- BEGG PR. (1956) Differential force in orthodontic treatment. *American journal of orthodontics*,42,481-510.
- BINON PP. (2000) Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*,15,76-94.
- BLOCK MS, DELGADO A, FONTENOT MG. (1990) The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*,48,174-178.
- BOTHE R, BEATON L, DAVENPORT H. (1940) Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet*,598-602.
- BRANEMARK PI. (1983) Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*,50,399-410.
- BRANEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J, HALLEN O, OHMAN A. (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, RYDEVIK B, MYERS RR. (2001) Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *Journal of rehabilitation research and development*,38,175-182.
- BRAUN S, BANTLEON HP, HNAT WP, FREUDENTHALER JW, MARCOTTE MR, JOHNSON BE. (1995) A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod*,65,367-372.
- BROWN SA, LEMONS JE. (1996) Medical applications of titanium and its alloys: the material and biological issues ASTM International.
- BRUNSKI JB. (1988) Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,3.
- BUMGARDNER JD, BORING GJ, COOPER JR RC, GAO C, GIVARUANGSAWAT S, GILBERT JA, MISCH CM, STEFLIK DE. (2000) Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant dentistry*,9,252&hyphen.
- BUSER D, SCHENK RK, STEINEMANN S, FIORELLINI JP, FOX CH, STICH H. (1991) Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research*,25,889-902.
- CANAY Ş, HERSEK N, AKPINAR I, AŞIK Z. (1996) Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence international*,27.
- CAPUTO AA, WYLIE RS. (2006) Role of Biomechanics in Periodontal Therapy.
- CARR AB, LANEY WR. (1987) Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*,2,101-108.

- CARR AB, BEALS DW, LARSEN PE. (1997) Reverse-Torque Failure of Screw-Shaped Implants in Baboons After 6 Months of Healing. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,12,1-10.
- CASTELLANI R, DE RUIJTER A, RENGGLI H, JANSEN J. (1999) Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clin Oral Implants Res*,10,369-378.
- CHANG JZ-C, CHEN Y-J, TUNG Y-Y, CHIANG Y-Y, LAI EH-H, CHEN W-P, LIN C-P. (2012) Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,141,279-288.
- CHEN J, ESTERLE M, ROBERTS WE. (1999) Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*,14,282-289.
- CHEUNG YK, YEO MF. (1979) *A practical introduction to finite element analysis* Pitman, London.
- CHOU H-Y, MÜFTÜ S, BOZKAYA D. (2010) Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*,104,293-300.
- CHU PK, CHEN JY, WANG LP, HUANG N. (2002) Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*,36,143-206.
- CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG JP, RHYU IC, CHOI YC, BAIK HK, KU Y, KIM MH. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*,29,565-574.
- CIMEN H, YENGİN E. (2012) Analyzing the effects of the platform-switching procedure on stresses in the bone and implant-abutment complex by 3-dimensional fem analysis. *J Oral Implantol*,38,21-26.
- CLELLAND NL, ISMAIL YH, ZAKI HS, PIPKO D. (1991) Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*,6,391-398.
- COCHRAN DL, BUSER D, TEN BRUGGENKATE CM, WEINGART D, TAYLOR TM, BERNARD JP, PETERS F, SIMPSON JP. (2002) The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*,13,144-153.
- COELHO PG, CARDAROPOLI G, SUZUKI M, LEMONS JE. (2009) Early healing of nanothickness bioceramic coatings on dental implants. An experimental study in dogs. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*,88B,387-393.
- COOK RD. (1994) *Finite element modeling for stress analysis* John Wiley & Sons, Inc.
- CRAIG RG, POWERS JM. (2002) *Restorative dental materials*. 11th ed. Mosby, St. Louis.
- CRANIN AN. (1990) Oral implantology. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol*,16,57-63.

- ÇINAR D. (2007) İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi, Protetik Diş Tedavisi, Başkent Üniversitesi, Ankara.
- DALKI Z M. (2010) Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi Vestiyer Yayın Grubu.
- DEPORTER DA, WATSON PA, PILLIAR RM, PHAROAH M, SMITH DC, CHIPMAN M, LOCKER D, RYDALL A. (1996) A Prospective Clinical Study in Humans of an Endosseous Dental Implant Partially Covered With a Powder-Sintered Porous Coating: 3- to 4-Year Results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,11,87-95.
- DOUGLASS GL, MERIN RL. (2002) The immediate dental implant. *Journal of the California Dental Association*,30,362-365, 368-374.
- ENKLING N, JOHREN P, KLIMBERG V, BAYER S, MERICSKE-STERN R, JEPSEN S. (2011) Effect of platform switching on peri-implant bone levels: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*,22,1185-1192.
- ERASLAN O. (2004) Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.
- ERTÜRK T. (2008) Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.
- ESER A, TONU K E, AKCA K, DARD MM, CEHRELİ MC. (2013) Predicting bone remodeling around tissue- and bone-level dental implants used in reduced bone width. *J Biomech*,46,2250-2257.
- ESKİTAŞÇI OĞLU G, YURDUKORU B. (1995) Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*,201-205.
- FERRAZ CC, ANCHIETA RB, DE ALMEIDA EO, FREITAS AC, JR., FERRAZ FC, MACHADO LS, ROCHA EP. (2012) Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. *J Prosthodont Res*,56,256-263.
- FRANKLIN FE. (1998) Stress Analysis, in: M. Kutz (Ed.), *Mechanical Engineers' Handbook*, Wiley, New York. pp. xxiii, 2352 p.
- FREITAS-JUNIOR AC, ROCHA EP, BONFANTE EA, ALMEIDA EO, ANCHIETA RB, MARTINI AP, ASSUNCAO WG, SILVA NR, COELHO PG. (2012) Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*,28,e218-228.
- FROST HM. (1987) Bone “mass” and the “mechanostat”: A proposal. *The Anatomical Record*,219,1-9.
- FROST HM. (2004) A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*,74,3-15.
- GARTNER LP, HIATT JL. (2011) *Histología básica + StudentConsult Elsevier Health Sciences Spain*.
- GENG J-P, TAN KB, LIU G-R. (2001a) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*,85,585-598.

- GENG JP, TAN KB, LIU GR. (2001b) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*,85,585-598.
- GENG JP, XU W, TAN KBC, LIU GR. (2004) Finite Element Analysis of an Osseointegrated Stepped Screw Dental Implant. *Journal of Oral Implantology*,30,223-233.
- GEORGIPOULOS B, KALIORAS K, PROVATIDIS C, MANDA M, KOIDIS P. (2007) The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol*,33,243-256.
- GIBBS CH, MAHAN PE, MAUDERLI A, LUNDEEN HC, WALSH EK. (1986) Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*,56,226-229.
- GÖRE E. (2010) Bruksizmiolan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, *Protetik Diş Tedavisi ABD / Çene Yüz Protezleri Bilim Dalı, İstanbul Üniversitesi, İstanbul*. pp. 210.
- GRAF H. (1969) Bruxism. *Dent Clin North Am*,13,659-665.
- GREENFIELD EJ. (1913) Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *Compend Contin Educ Dent*,29,232-237.
- GÜMÜŞ HÖ. (2007a) Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması, *Protez Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi, Ankara*.
- GÜMÜŞ HÖ. (2007b) Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara*.
- HAGID, DEPORTER DA, PILLIAR RM, ARENOVICH T. (2004) A targeted review of study outcomes with short ($<$ or $=$ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol*,75,798-804.
- HARRIS AF, BEEVERS A. (1999) The effects of grit-blasting on surface properties for adhesion. *International Journal of Adhesion and Adhesives*,19,445-452.
- HECKMANN SM, LINKE JJ, GRAEF F, FOITZIK C, WICHMANN MG, WEBER HP. (2006) Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J Dent Res*,85,711-716.
- HENCH LL, WILSON J. (1993) *An introduction to bioceramics* World Scientific.
- HENCH LL, POLAK JM. (2002) Third-generation biomedical materials. *Science Signaling*,295,1014.
- HERMANN F, LERNER H, PALTİ A. (2007) Factors Influencing the Preservation of the Periimplant Marginal Bone. *Implant Dentistry*,16,165-175
110.1097/ID.1090b1013e318065aa318081.
- HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A, KONVICKOVA S. (2004) Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*,91,20-25.
- HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, 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. *Journal of Oral Implantology*,24,80-88.

- HOLZAPFEL GA, OGDEN RW, SPRINGERLINK (ONLINE SERVICE). (2006) Mechanics of biological tissue Springer, Berlin ; New York.
- HRUSKA AR. (1987) Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int*,18,683-688.
- HUGHES TJR. (1987) *The Finite Element Method*. New Jersey:Prentice-Hall.
- IBRAHIM MM, THULASINGAM C, NASSER K, BALAJI V, RAJAKUMAR M, RUPKUMAR P. (2011) Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*,11,165-171.
- ICHIKAWA T, KANITANI H, WIGIANTO R, KAWAMOTO N, MATSUMOTO N. (1997) Influence of bone quality on the stress distribution. *Clinical Oral Implants Research*,8,18-22.
- INAN M. (1988) *Cisimlerin Mukavemeti* 6 ed. İstanbul: İTÜ Vakfı.
- KAMITAKAHARA M, OHTSUKI C, MIYAZAKI T. (2008) Review paper: behavior of ceramic biomaterials derived from tricalcium phosphate in physiological condition. *J Biomater Appl*,23,197-212.
- KARATAŞ MÖ. (2006) Dişlerini sıkın bir hastanın temporomandibular eklemine gelen kuvvetlerin oklüzal splint varken ve yokken üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi, *Protez Anabilimdalı*, İstanbul Üniversitesi, İstanbul. pp. 114.
- KATRANJI A, MISCH K, WANG H-L. (2007) Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of periodontology*,78,874-878.
- KEYAK JH, FOURKAS MG, MEAGHER JM, SKINNER HB. (1993) Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering*,15,505-509.
- KHURANA P, SHARMA A, SODHI KK. (2013) Influence of Fine Threads and Platform-Switching on Crestal Bone Stress Around Implant-A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*,39,697-703.
- KIESWETTER K, SCHWARTZ Z, DEAN D, BOYAN B. (1996) The role of implant surface characteristics in the healing of bone. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*,7,329-345.
- KITSUGI T, NAKAMURA T, OKA M, SENAHA Y, GOTO T, SHIBUYA T. (1996) Bone-bonding behavior of plasma-sprayed coatings of BioglassR, AW-glass ceramic, and tricalcium phosphate on titanium alloy. *Journal of biomedical materials research*,30,261-269.
- KLOKKEVOLD PR, NISHIMURA RD, ADACHI M, CAPUTO A. (1997) Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clinical Oral Implants Research*,8,442-447.
- KNUDSON D. (2007) *Fundamentals of biomechanics* Springer.
- KONG L, HU K, LI D, SONG Y, YANG J, WU Z, LIU B. (2008a) Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*,23,65-74.
- KONG L, HU K, LI D, SONG Y, YANG J, WU Z, LIU B. (2008b) Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,23.

- KOTSOVILIS S, FOURMOUSIS I, KAROUSSIS IK, BAMIA C. (2009) A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol*,80,1700-1718.
- LACEFIELD WR. (1998) Current Status of Ceramic Coatings for Dental Implants. *Implant Dentistry*,7,315-322.
- LANGER B, LANGER L, HERRMANN I, JORNEUS L. (1993) The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*,8,400-408.
- LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P. (1993) Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal*,43,245.
- LE GUÉHENNEC L, SOUEIDAN A, LAYROLLE P, AMOURIQ Y. (2007) Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*,23,844-854.
- LEDLEY RS, HUANG HK. (1968) Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res*,47,427-432.
- LEE JH, FRIAS V, LEE KW, WRIGHT RF. (2005) Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*,94,377-381.
- LEKHOLM U, VAN STEENBERGHE D, HERRMANN I, BOLENDER C, FOLMER T, GUNNE J, HENRY P, HIGUCHI K, LANEY WR, LINDÉN U. (1994) Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Jaws: A Prospective 5-Year Multicenter Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,9,627-635.
- LEMONS JE. (2004) Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental implants. *Journal of Oral Implantology*,30,318-324.
- LI T, HU K, CHENG L, DING Y, DING Y, SHAO J, KONG L. (2011) Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*,35,446-456.
- LINKOW LI, CHERCHÈVE R. (1970) Theories and techniques of oral implantology C. V. Mosby Co., Saint Louis,.
- LUM L, OSIER J. (1991) Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *The Journal of oral implantology*,18,343-348.
- MAMMADZADA S. (2009) İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, Protez Anabilim dalı, Ege Üniversitesi, İzmir.
- MARGHITU DB. (2001) Mechanical engineer's handbook Academic Press, San Diego.
- MCCABE JF. (1999) Dişhekimliği Maddeler Bilgisi (çeviren M. Nayır) İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul.
- MEEK J. (1996) A brief history of the beginning of the finite element method. *International journal for numerical methods in engineering*,39,3761-3774.
- MEFFERT RM, LANGER B, FRITZ ME. (1992) Dental implants: a review. *J Periodontol*,63,859-870.
- MEIJER HJA, STARMANS FJM, BOSMAN F, STEEN WHA. (1993) A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*,20,147-157.

- MENDONÇA G, MENDONÇA DBS, ARAGÃO FJL, COOPER LF. (2008) Advancing dental implant surface technology – From micron- to nanotopography. *Biomaterials*,29,3822-3835.
- MERICSKÉ-STERN R, ZARB GA. (1996) In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*,7,153-161.
- MERZ BR, HUNENBART S, BELSER UC. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*,15,519-526.
- MISCH C, BIDEZ M. (1994) Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa.)*,15,1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344-1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.
- MISCH CE. (2005) *Dental implant prosthetics* Elsevier Mosby.
- MISCH CE. (2007) *Contemporary implant dentistry* Elsevier Mosby.
- MISCH CE, MISCH CM. (1992) Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*,68,809-812.
- MOAVENI S. (2003) *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall.
- NASSER S, POGGIE RA. (2004) Revision and salvage patellar arthroplasty using a porous tantalum implant. *The Journal of arthroplasty*,19,562-572.
- NEVINS M, NEVINS ML, CAMELO M, BOYESEN JL, KIM DM. (2008) Human Histologic Evidence of a Connective Tissue Attachment to a Dental Implant. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*,28,110-121.
- NEWMAN MG, TAKEI H, KLOKKEVOLD PR, CARRANZA FA. (2011) *Carranza's clinical periodontology* Elsevier health sciences.
- NICHOLSON DW. (2008) *Finite element analysis : thermomechanics of solids*. 2nd ed. CRC Press, Boca Raton.
- NIINOMI M. (2002) Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*,33,477-486.
- NIINOMI M. (2003) Fatigue performance and cyto-toxicity of low rigidity titanium alloy, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr. *Biomaterials*,24,2673-2683.
- O'BRIEN WJ. (2008) *Dental materials and their selection*. 4th ed. Quintessence Pub. Co., Hanover Park, IL.
- OCHIAI KT, WILLIAMS BH, HOJO S, NISHIMURA R, CAPUTO AA. (2004) Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*,91,421-427.
- ORENSTEIN IH, SYNAN WJ, TRUHLAR RS, MORRIS HF, OCHI S. (1994) BONE QUALITY IN PATIENTS RECEIVING ENDOSSEOUS DENTAL IMPLANTS: DICRG INTERIM REPORT No. 1. *Implant Dentistry*,3,90-96.
- OUTWATER C, VAN HAMERSVELD E. (1974) *Guide to practical holography* Pentangle Press.
- OWEN DRJ, HINTON E. (1980) *A simple guide to finite elements* Pineridge Press, Swansea Wales.
- ÖZÇELİK E. (2010) Farklı implant ataşman sistemlerinin kemik üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi yoluyla incelenmesi, *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı*, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi. pp. 137.

- ÖZGÖVE NO. (2003) Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stress analizi metoduyla incelenmesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- PARR GR, GARDNER LK, TOTH RW. (1985) Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J Prosthet Dent,54,410-414.
- PEKŞEN C, DOĞAN A. (2011) İmplant dayanımı. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği,10,122-128.
- PELLIZZER EP, VERRI FR, DE MORAES SLD, FALCÓN-ANTENUCCI RM, DE CARVALHO PSP, NORITOMI PY. (2011a) Influence of the Implant Diameter With Different Sizes of Hexagon: Analysis by 3-Dimensional Finite Element Method. Journal of Oral Implantology,39,425-431.
- PELLIZZER EP, CARLI RI, FALCÓN-ANTENUCCI RM, VERRI FR, GOIATO MC, VILLA LMR. (2011b) Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. Journal of Oral Implantology.
- PIATTELLI A, SCARANO A, PIATTELLI M, VAIA E, MATARASSO S. (1999) A microscopical evaluation of 24 retrieved failed hollow implants. Biomaterials,20,485-489.
- PICKOVER C. (2008) Archimedes to Hawking: laws of science and the great minds behind them Oxford University Press.
- PILLIAR R, DEPORTER D, WATSON P, VALIQUETTE N. (1991) Dental implant design–effect on bone remodeling. Journal of biomedical materials research,25,467-483.
- PROVATIDIS CG. (2000) A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Finite Element Method. Med Eng Phys,22,359-370.
- QUIRYNEN M, NAERT I, VAN STEENBERGHE D. (1992) Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Implants Res,3,104-111.
- RENOUARD F, NISAND D. (2006) Impact of implant length and diameter on survival rates. Clinical Oral Implants Research,17,35-51.
- RIEGER M, MAYBERRY M, BROSE M. (1990) Finite element analysis of six endosseous implants. The Journal of prosthetic dentistry,63,671-676.
- RIEGER M, ADAMS W, KINZEL G, BROSE M. (1989a) Alternative materials for three endosseous implants. The Journal of Prosthetic Dentistry,61,717-722.
- RIEGER MR, FAREED K, ADAMS WK, TANQUIST RA. (1989b) Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent,61,223-228.
- ROBERTS WE. (1999) Bone dynamics of osseointegration, ankylosis, and tooth movement. Journal (Indiana Dental Association),78,24-32.
- SAKAGUCHI RL, VERSLUIS A, DOUGLAS WH. (1997) Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. Dental Materials,13,233-239.
- SANDALLI P. (2000) Oral İmplantoloji. Erler Matbaacılık, Galatasaray-İstanbul,13.
- SÄUBERLICH S, KLEE D, RICHTER EJ, HÖCKER H, SPIEKERMANN H. (1999) Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. Clinical oral implants research,10,379-393.

- SCHROTENBOER J, TSAO Y-P, KINARIWALA V, WANG H-L. (2008) Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of periodontology*,79,2166-2172.
- SCHROTENBOER J, TSAO YP, KINARIWALA V, WANG HL. (2009) Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent*,18,260-269.
- SCHWARTZ Z, MARTIN J, DEAN D, SIMPSON J, COCHRAN D, BOYAN B. (1996) Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *Journal of biomedical materials research*,30,145-155.
- SCOTT I, ASH MM. (1966) A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. *The Journal of prosthetic dentistry*,16,56-61.
- SERTGÖZ A. (2005) Osseointegrasyon-II. *İmplantr*,3,50-53.
- SEVIMAY M, TURHAN F, KILICARSLAN MA, 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*,93,227-234.
- SHAPOFF CA, LAHEY B, WASSERLAUF PA, KIM DM. (2010) Radiographic Analysis of Crestal Bone Levels Around Laser-Lok Collar Dental Implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*,30,128-137.
- SHAW AM, SAMESHIMA GT, VU HV. (2004) Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res*,7,98-107.
- SHIGLEY JE. (2011) *Shigley's mechanical engineering design* Tata McGraw-Hill Education.
- SHULMAN L. (1990) Personal communication.
- SIEGELE D, SOLTESZ U. (1989) Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*,4,333-340.
- SKALAK R. (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*,49,843-848.
- SONUGELLEN M, ARTUNÇ C. Ağız protezleri ve biyomekanik. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*,1-158.
- STEIGENGA JT, AL-SHAMMARI KF, NOCITI FH, MISCH CE, WANG H-L. (2003) Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*,12,306-317.
- STROCK A, STROCK M. (1949) Further studies on inert metal implantation for replacement. *Alpha Omega*.
- STROCK AE. (1939) Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*,25,467-472.
- ŞAHİN MK. (2008) Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.
- TADA S, STEGAROIU R, KITAMURA E, MIYAKAWA O, KUSAKARI H. (2003) Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*,18,357-368.

- TANAHASHI M, KOKUBO T, NAKAMURA T, KATSURA Y, NAGANO M. (1996) Ultrastructural study of an apatite layer formed by a biomimetic process and its bonding to bone. *Biomaterials*,17,47-51.
- TANYEL RC, RAMAZANOĞLU M, İBRAHİMOĞLU D, ÜNLÜ Ç, ÖZGÜL M, KATİBOĞLU G, KATİBOĞLU AB. (2012) Dikey, yatay ve açılı kuvvetlerin Dental implant KA üzerinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi: Sonlu eleman analizi. *Türk Dişhekimliği Dergisi*,54-60.
- TEN BRUGGENKATE CM, ASIKAINEN P, FOITZIK C, KREKELER G, SUTTER F. (1998) Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*,13,791-798.
- TESK JA, WIDERA O. (1973) Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*,7,251-261.
- TOMS SR, LEMONS JE, BARTOLUCCI AA, EBERHARDT AW. (2002) Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*,122,174-179.
- TOSUN Y. (1999) Sabit Ortodontik Aparentlerin Biyomekanik Prensipleri Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
- TRAINI T, MANGANO C, SAMMONS RL, MANGANO F, MACCHI A, PIATTELLI A. (2008) Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dental Materials*,24,1525-1533.
- ULRICH D, VAN RIETBERGEN B, WEINANS H, RÜEGSEGG P. (1998) Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *Journal of biomechanics*,31,1187-1192.
- VAILLANCOURT H, PILLIAR RM, MCCAMMOND D. (1996) Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,11.
- VALEN M. (1983) The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional Flexi-Cup blades. *J Oral Implantol*,11,49-71.
- VAN EIJDEN TM. (1991) Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*,36,535-539.
- VAN NOORT R. (2013) Introduction to dental materials Mosby Incorporated.
- VARGAS LC, DE ALMEIDA EO, ROCHA EP, KINA S, ANCHIETA RB, JUNIOR AC, FRANCA FM. (2013a) Regular and switching platform: bone stress analysis with varying implant diameter. *J Oral Implantol*,39,326-331.
- VARGAS LCM, DE ALMEIDA EO, ROCHA EP, KINA S, ANCHIETA RB, JÚNIOR ACF, FRANÇA FMG. (2013b) Regular and Switching Platform: Bone Stress Analysis With Varying Implant Diameter. *Journal of Oral Implantology*,39,326-331.
- VIGOLO P, GIVANI A. (2009) Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,24.
- VOUROS ID, KALPIDIS CD, HORVATH A, PETRIE A, DONOS N. (2012) Systematic assessment of clinical outcomes in bone-level and tissue-level endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*,27,1359-1374.

- WANG RR, FENTON A. (1996) Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*,27,401-408.
- WATZEK G. (1996) *Endosseous implants: scientific and clinical aspects* Quintessence Pub. Co.
- WIGFIELD C, ROBERTSON J, GILL S, NELSON R. (2003) Clinical experience with porous tantalum cervical interbody implants in a prospective randomized controlled trial. *British Journal of Neurosurgery*,17,418-425.
- WILLIAMS DF, SOCIETY BE, MATERIALS IOP, GROUP T, ASSOCIATION HP. (1976) *Biocompatibility of implant materials Sector*.
- WYATT CC, ZARB GA. (1998) Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*,13,204-211.
- YAMANISHI Y, YAMAGUCHI S, IMAZATO S, NAKANO T, YATANI H. (2012) Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*,28,1126-1133.
- ZHAO G, SCHWARTZ Z, WIELAND M, RUPP F, GEIS-GERSTORFER J, COCHRAN DL, BOYAN BD. (2005) High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*,74,49-58.

7 ÖZGEÇMİŞ

Bahadır Uğur AYLIKCI 28.11.1983 yılında İstanbul'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini İstanbul'da tamamladı. 2001 yılında girdiği Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2008 yılında mezun oldu.

2009 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı. 2011 yılında aynı bölümde doktora öğrenimine başladı.