



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI
TASARIMLARINDA OLUŞAN STRESLERİN ve HAREKET
SERBESTLİĞİNİN; 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Berkin ÖZTÜRK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

2015 – ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 31.03.2015

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Şenay CANAY

Jüri

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU
(Danışman)

Jüri

Prof. Dr. Gülay KANSU

Jüri

Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN

Jüri

Doç. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	i
ÖNSÖZ	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER.....	vii
ÇİZELGELER.....	ix
1.GİRİŞ	1
1.1. İmplant	2
1.2 İmplant Endikasyonları	3
1.3 İmplant Kontrendikasyonları	3
1.3.1 Medikal Kontrendikasyonlar.....	4
1.3.2 İntraoral Kontrendikasyonlar	4
1.3.3.Komplikasyon ve Başarısızlığın Arttığı Durumlar	4
1.4 İmplant Sınıflaması	5
1.5 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflaması	6
1.6 İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	7
1.7 İmplant üstü Protetik Restorasyonların Başarı Kriterleri.....	8
1.8.Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri.....	9
1.8.1. İmplant Kademe Sistemi	9
1.8.1.1.Siman Tutuculu Protezler.....	10
1.8.1.2.Vida Tutuculu Protezler	11
1.8.2. Abutmentlerin Sınıflandırılması.....	12
1.8.2.1 Geçici Abutmentlar	12
1.8.2.2 Daimi Abutmentlar	16
1.8.3. İmplant Üstü Kronların Sınıflandırılması	20
1.8.3.1. Metal Destekli Porselen Kronlar	20
1.8.3.2. Metal Desteksiz Porselen Kronlar.....	21
1.9. İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımları	23
1.10. İmplant Diş Hekimliğinde Klinik Biyomekanik	30

1.10.1. Biyomekanik Kavramlar	30
1.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Biyomekanik Yöntemler.....	35
1.11.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	35
1.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	36
1.11.3. Kırılgan Vernik ‘Brittle Lacquer’ Tekniği.....	37
1.11.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi	37
1.11.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	37
1.11.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi.....	38
1.11.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi	38
2. GEREÇ ve YÖNTEM.....	46
2.1. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	46
2.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması.....	48
2.3. Sistemin Birleştirilmesi	48
2.4. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartlar.....	49
2.6. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması.....	51
3. BULGULAR.....	53
3.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modellerde İmplant-Abutment Bağlantı Bölgesindeki Von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	53
3.1.1. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 Model (İnternal hegzagonal bağlantı)	53
3.1.2. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 Model (Eksternal Hekzagonal bağlantı).....	54
3.1.3. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 Model (Oktagonal bağlantı)	55
3.1.4. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 4 Model (Trilop bağlantı).....	56
3.1.5. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 5 Model (Konik bağlantı).....	57
3.2. Dik Kuvvet Uygulanan Modellerin Birbirleri ile Karşılaştırılması	58
3.2.1. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 2 Modellerin Karşılaştırılması	58
3.2.2. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması	58
3.2.3. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması	59
3.2.4. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	59
3.2.5. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması	60
3.2.6. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması	60
3.2.7. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	61

3.2.8. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması	61
3.2.9. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	61
3.2.10. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 4 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	62
3.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde İmplant-Abutment Bağlantı Bölgesindeki Von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	63
3.3.1. Oblik kuvvet uygulanan Tip 1 Model (İnternal hegzagonal bağlantı).....	63
3.3.2. Oblik kuvvet uygulanan Tip 2 Model (Eksternal hegzagonal bağlantı)	64
3.3.3. Oblik kuvvet uygulanan Tip 3 Model (Oktagonal bağlantı).....	65
3.3.4. Oblik kuvvet uygulanan Tip 4 Model (Trilop bağlantı).....	66
3.3.5. Oblik kuvvet uygulanan Tip 5 Model (Konik bağlantı).....	67
3.4. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerin Birbirleri ile Karşılaştırılması	68
3.4.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 2 Modellerin Karşılaştırılması	68
3.4.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması	68
3.4.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması	68
3.4.5. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	69
3.4.6. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması	69
3.4.7. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması	70
3.4.8. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	70
3.4.9. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması	71
3.4.10. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	71
3.4.11. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 4 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması	71
3.5. 5 Farklı Modelin Hareket serbestliği Derecelerinin Hesaplanması	72
4. TARTIŞMA	74
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	93
ÖZET.....	96
SUMMARY	97
KAYNAKLAR	98
ÖZGEÇMİŞ.....	109

ÖNSÖZ

Branemark'ın osseointegrasyon kavramını ortaya attığı 1969 yılından günümüze kadar geçen sürede, implantların oral ve maksillofasial rehabilitasyonda klinik olarak kullanımını oldukça yaygın hale gelmiştir. İmplant tedavilerinin başarısında biyomekanik faktörler çok önemli rol oynamaktadır. Dental implantların başarı ya da başarısızlığı; üzerlerine gelen çigneme yükünün implanta nasıl transfer edildiğine ve çevresindeki kemik tarafından nasıl absorbe edildiğine dayanır. Protetik yüklemenin tipi, implant-abutment bağlantı şekli, kemik-implant arayüzeyi, implant yüzey özellikleri, protezin kalitesi ve kemiğin yapısı; kemiğe iletilen yük miktarını etkileyen faktörlerin başında gelir. Oklüzal kuvvet uygulamaları, implant-protez kompleksindeki stres ve gerinim miktarını artırır ve implant etrafındaki kemik remodelasyonunu etkiler. İmplant destekli protezlerde en uygun biyomekanik koşulları sağlamak için, protezin başarısını etkileyen biyomekanik faktörleri en iyi şekilde organize etmek, temel zorunluluktur. Diş hekimliğinde, kemik içi stres ve gerinim—seviyeleri invivo olarak ölçülemediği için, biyomekanik kuralların kullanıldığı birçok invitro çalışma yapılmaktadır. Doktora tezimizde, farklı tasarımlardaki implant-abutment bağlantı şekillerine, dik ve oblik yönde kuvvet uygulayarak; implant ve abutmentlarda meydana gelen stres değerlerinin ve oluşan hareket serbestliğinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Tez çalışmam sırasında ve doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyiminin yanısıra yardımlarını ve güler yüzlülüğünü hiçbir zaman esirgemeyen değerli tez danışmanım ve sevgili hocam Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince mesleki ve bilimsel anlamda gelişmemde katkılarından ve yardımlarından dolayı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr.Funda AKALTAN'a ve tüm hocalarıma,

Doktora öğrenimim süresince desteklerini esirgemeyen tüm asistan arkadaşlarıma ve personele,

Tez çalışmamın her aşamasında sonsuz katkılarından dolayı çok değerli dostum Can Kurgan'a,

Son olarak da bana huzurlu bir çalışma ortamı sağlayan ve fedakarlıklarını hiçbir zaman esirgemeyen, canımdan çok sevdiğim sevgili annem, babam ve kardeşime,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
µm	Mikrometre
Al	Alüminyum
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)
CCA	Custom Cast Abutment
Cr	Krom
Co	Kobalt
CT	Bilgisayarlı Tomografi
E	Elastisite modülü
F	Kuvvet
GPa	Gigapaskal
HIV	Human Immunodeficiency Virus
L	Cismin İlk Uzunluğu
kg/cm ²	kilogram/santimetrekare
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
m ²	Metrekare
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik Rezonans
N	Newton
PEEK	Polietereterketon
Ti	Titanyum
Ti6Al4V	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum Alaşımı
EQV	Equivalent Von Mises Stress
Zr	Zirkonyum
ε	Gerinim (strain)

ΔL	Boyutsal Değişim
σ	Asal (principle) Gerilme
σ_1	Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress)
σ_2	Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress)
σ_3	Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress)
τ	Makaslama Tipi Stres (shear stress)

ŞEKİLLER

Şekil 1. 1. İmplant Kademe Sistemi.....	9
Şekil 1. 2. Açık kaşık ölçü abutmentları (Nobel Biocare)	15
Şekil 1. 3. İyileşme Abutmentları	15
Şekil 1. 4. Kişiye özel abutmentlar (ATLANTIS).....	17
Şekil 1. 5. Kişiye özel abutmentlar doğru implant açılanmasına yardım etmektedir.	18
Şekil 1. 6. İmplant üzerine gelen kuvvet ve dağılımı	31
Şekil 1. 7. Gerilme (tensile stress), sıkışma (compressive stress) ve makaslama (shear stress) stresleri	32
Şekil 1. 8. Gerinim (strain) formülü	33
Şekil 1. 9. Çizgisel elemanlar (1-D Line Elements)	40
Şekil 1. 10. 2 boyutlu katı elemanlar (2-D Solid Elements)	40
Şekil 1. 11. 3 boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements)	41
Şekil 2. 1. 3 boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements)	47
Şekil 2. 2. Okesson'un belirttiği oklüzal temas noktaları	50
Şekil 2. 3. Dik yükleme yapılan noktalar.....	51
Şekil 2. 4. Oblik yükleme yapılan noktalar.....	51
Şekil 3. 1. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 Modelde (İnternal Hekzagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	53
Şekil 3. 2. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 Modelde (Eksternal Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	54
Şekil 3. 3. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 Modelde (Oktagonal Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	55
Şekil 3. 4. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 4 Modelde (Trilop Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	56
Şekil 3. 5. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 5 Modelde (Konik Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	57
Şekil 3. 6. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 Modelde (İnternal Hekzagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	63

Şekil 3. 7. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 Modelde (Eksternal Hekzagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	64
Şekil 3. 8. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 3 Modelde (İnternal Oktagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	65
Şekil 3. 9. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 4 Modelde (İnternal Trilop) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	66
Şekil 3. 10. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 5 Modelde (İnternal Konik) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri	67
Şekil 3. 11. 5 farklı tip implant-abutment bağlantı tasarımına ait hareket serbestlik dereceleri	73

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Geçici Abutmentların Sınıflandırılması.....	13
Çizelge 1.2. Kapalı kaşık ve açık kaşık ölçü abutmentları arasındaki farklar	14
Çizelge 1.3. Daimi Abutmentların Sınıflandırılması	16
Çizelge 2. 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülü ve Poisson oranları	48
Çizelge 2. 2. Doğal diş ve implant üzerine gelen kuvvet değerleri	50

1.GİRİŞ

Protetik diş tedavisi, zaman içinde çeşitli etyolojik faktörler sonucunda kaybedilen diş ve/veya çevre dokuları yerine koymayı amaçlayan bir bilim dalıdır. Kısmi dişsiz hastalara, sabit protetik restorasyonlar ile, uzun dişsiz boşluklar ve/veya serbest sonlu vakalara hareketli bölümlü protezler ile, tam dişsiz hastalara ise; total protezler ile kaybetmiş oldukları fonksiyon, fonasyon, estetik ve ağız sağlığı yeniden kazandırılır. Fakat hastanın diş ve doku kaybı ne kadar fazla ise; tedavide başarıya ulaşmak da o oranda zorlaşır (Acar ve İnan, 2001; Ke, 2006).

Gardner (2005) yaptığı çalışmada; doğal dişler üzerine uygulanan sabit protezlerin, on yıllık süre içerisinde başarı oranını %75 civarında olduğunu açıklamıştır. Hareketli bölümlü protez ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda; ağızda kalma oranı 4 yılda %60 iken, 10 yılda %35, destek dişlerin tamir oranı 5 yılda %60 iken 10 yılda %80, destek dişlerin %44'ünde 10 yıl içinde kayıplar ve ısırma kuvvetinde belirgin bir oranda azalma saptanmıştır (Misch, 2005; Chapter 1).

İmplant destekli protezler, bu tedavilere alternatif olarak ortaya konulmuştur. Branemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımlamasından günümüze kadar olan zamanda özellikle son yıllarda implant diş hekimliği hızla gelişmiş, kısmi ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda önemli bir yer edinmiştir (Minichetti ve ark., 2003).

Endosteal implantlar ile yapılan tedavilerin başarı oranları, %85-99 civarında rapor edilmiştir (Astrand, 2008). Bu oranlar ışığında; implant diş hekimliğini farklı kılan taraf; stomatognatik sistemde atrofi, hastalık veya hasar olsa bile ideal bir restorasyon yapılmasına olanak sunmasıdır. Kayıp dişlerin sabit ya da hareketli implant üstü protezlerle iadesi hastalarda onlara ait olmayan bir protez hissi olarak değil, aksine eski halin yerine getirilmesi olarak algılanmaktadır (Mericske-Stern, 2008).

1.1. İmplant

Protez terimleri sözlüğüne göre; (2005) dental implant; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyallerdir. Oral implantlar ile en eski bilgiler, Çin'de M.Ö. 3210 yılında Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yılında Hon-Ang-Tu dönemlerinde bambu çubuklarının transplantasyon amacı ile sabit diş restorasyonlarında kullanılması ile ilgili yazılı belgelerdir (Misch, 2005).

1809 yılında Maggiolo, altın materyaline diş kökü şekli vererek çekim soketine yerleştirmiş ve doku iyileşmesi tamamlandıktan sonra, altın alt yapıların üzerine kron restorasyonu yaparak kemik içi implantları tarihte uygulayan ilk kişi olmuştur (Misch, 2005).

1937 yılında Müler kemik üzerine ve periosteum altına yerleştirilen, krom-kobalttan yapılmış olan ilk subperiosteal implantı tanımlamıştır (Minichetti, 2003). 1940 yılında Gustov Dahl ise bu implantı geliştirerek ilk defa yerleştirmiş ve patentini almıştır (Demirdjan ark., 1998; Schou ve ark., 2000).

Hobo ve arkadaşları (1991) implantı, diş hekimliğinde kaybedilen diş ve çevre dokuların restorasyonunda destek sağlamak amacı ile kemik içerisine veya üzerine yerleştirilen biyouyumlu apareyler olarak tanımlamışlardır.

Ulusoy ve Aydın (2003), metal veya seramik, doku tarafından kabul edilebilir bir materyalin doğrudan çene kemiği içerisine cerrahi olarak veya yine kabul edilebilir metal bir implantın, periodonsiyumunun kaldırılması sonrası doğrudan kemik üzerine yerleştirilmesi işlemini dental implantoloji, bu iş için kullanılan materyali de dental implant olarak tanımlamışlardır.

1.2 İmplant Endikasyonları

Albrektsson ve arkadaşları (1986) implant endikasyonlarını; tam dişsiz hastalar, hareketli bölümlü protez kullanamayan parsiyel dişsiz bireyler, dişsiz boşluğu uzun gövdeli köprü uygulamaları ile tedavi edilebilecek hastalar ve hareketli protez kullanımını reddeden hastalar olarak açıklamışlardır.

Zarb ve arkadaşları (1987) implant endikasyonlarını; protezi destekleyen dişsiz boşluklarda retansiyonu ileri derecede azaltacak morfolojik değişiklikler, ağız kaslarının zayıflamış koordinasyonu, düşük doku toleransı, protez stabilitesini etkileyen parafonksiyonel hareketler, total protez uygulamalarından gerçek dışı beklentileri olan hastalar, bulantı refleksi olan hastalar, psikolojik olarak hareketli proteze karşı olan hastalar, sabit bölümlü protez desteği için uygun sayıda ve lokalizasyonda doğal diş desteği olmayan hastalar ve tek diş eksikliğinde komşu dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar olarak sınıflandırmıştır.

Davarpanah ve arkadaşları (2003) implant endikasyonlarını; hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olması, hareketli protezin stabilitesinin olmaması, hareketli protezin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık, hareketli protezin kullanımının psikolojik olarak reddedilmesi, hareketli protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel hareketler, mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olması, sabit protezlerde kullanılacak dayanak bulunmayışı, komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri, diş agenezisi ve konservatif tedavi isteği olarak açıklamışlardır.

1.3 İmplant Kontrendikasyonları

Zitzman ve arkadaşları (2009) implant kontrendikasyonlarını; medikal ve intraoral kontrendikasyonlar olarak 2'ye ayırmışlar ve kontrendikasyon sınıfına girmediği halde komplikasyon ve başarısızlığın arttığı durumları özetlemiştir.

1.3.1 Medikal Kontrendikasyonlar

Akut enfektif hastalıklar

Kanser kemoterapisi gören hastalar

Sistemik bifosfonat tedavisi alanlar

Renal osteodistrofi

Ciddi depresyon vakaları

Hamilelik

Erüpsiyonu ve kranial gelişimi tamamlanmamış hastalar

1.3.2 İnteraoral Kontrendikasyonlar

Ağız içi yumuşak ve sert dokularda patolojik bulgular

1.3.3. Komplikasyon ve Başarısızlığın Arttığı Durumlar

Agresif periodontitis hikayesi

Ciddi sigara tüketimi

Yetersiz oral hijyen

Kontrol altında olmayan parafonksiyonlar

Baş-boyun bölgesi radyasyon terapisi

Osteoporözis

Kontrol altında olmayan diabet

Kontrol altında olmayan HIV

Uzun süre immunosüpresan ve steroid kullanımı

1.4 İmplant Sınıflaması

Dental implantlar kemikle olan ilişkilerine göre; kemik üzerine yerleştirilen, kemik boyunca uzanan ve kemik içerisine yerleştirilen implantlar olarak sınıflandırılırlar (Stellingsma ve ark., 2004).

- Subperiosteal (Subperiosteal/Epoteal) İmplantlar-Kemik üzeri
- Transmandibular (Transosteal) İmplantlar-Kemik boyunca
- Endosseoz (Endosteal) İmplantlar-Kemik içi

İlk iki seçenek öncelikle tam dişsiz hastaların protezlerine destek amacıyla tasarlanmıştır ve günümüzde çok tercih edilmemektedir. Son seçenek olan endosteal implantlar, cerrahi olarak alveolar veya bazal kemik içerisine yerleştirilerek, kısmi ve tam dişsiz hastaların tedavisinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Rosenstiel, 2006; Chapter 2).

Endosteal implantlar ise kendi içinde;

1. Şekline göre
 - a) blade
 - b) kök
2. Cerrahi safhalarına göre
 - a) tek aşamalı
 - b) çift aşamalı
3. Yüzey özelliklerine göre sınıflandırılabilir (Schroeder, 1991).

Blade tipi implantlar; çok sayıda hastada uygulanarak önemli başarı sağlayan ilk dental implantlardır. Bu implantlar 1963 yılında Roberts tarafından tasarlanmış, 1966 tarihinde Linkow tarafından geliştirilmiştir. Genişlemiş olan bölümünün daha fazla

kemikle temas ederek, daha iyi osseointegre olacağı görüşüyle tasarlanmıştır. Dar kretlerde endikedir (Roberts, 1996). Ancak yerleştirilmesi esnasında uygulanan kemikteki aşırı sıcaklık artışı ve immedat yükleme yapılması birçok blade implantta fibröz kapsül oluşmasına neden olmuştur. Bu nedenle günümüzde yerini, çok geniş kullanım alanı olan, kök formunda implantlara bırakmıştır (Rosenstiel, 2006; Chapter 2).

Tek aşamalı implant sistemlerinde, implantlar transmukozal olarak yerleştirilir. Çift aşamalı cerrahide ise; implantlar kemik içine yerleştirilmesinin ardından üzeri mukoperiostal flep ile kapatılır. İki aşamalı cerrahi ile implantın üzerine yük gelmesi engellenir ve enfeksiyon riskinin azaltılması amaçlanır (Adell ve ark., 1981).

İmplantlar yüzey özelliklerine göre; işlenmiş yüzeyli implantlar, işlenmemiş yüzeyli implantlar, kaplanmış yüzeyli implantlar ve kombine implantlar olarak 4'e ayrılır. İşlenmiş yüzeyli olanlar kendi aralarında; parlatılmış yüzeyli, kumlanarak pürüzlendirilmiş yüzeyli, asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli, kumlanarak ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli, lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyli, poröz yüzeyli, porözle sinterlenmiş yüzeyli olarak sınıflandırılabilir. Kaplanmış yüzeyli implantlar ise; plazma spreyi kaplanmış yüzeyli implantlar ve seramik kaplanmış yüzeyli implantlar olarak 2'ye ayrılır. Seramik kaplanmış yüzeyli implantlar kendi aralarında trikalsiyumfosfat ve hidroksiapatit kaplanmış olarak 2'ye ayrılır (Uysal, 2005).

1.5 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflaması

İmplant destekli protez hastaları 2 grupta incelenebilir;

1. Total Dişsizlik
2. Parsiyel Dişsizlik

Total dişsizlikte tedavi seçenekleri;

1. Sabit protez: Metal altyapı üzerine diş dizimi yapılarak veya köprü tarzında

2. Hareketli protez: Topuz, bar, mıknatıs, ya da teleskop tutucular üzerinde overdenture

Parsiyel dişsizlikte tedavi seçenekleri;

1. İmplant üstü sabit kron

2. İmplant veya diş-implant destekli köprüler tarzında

Acar ve İnan (2001), implant destekli protezleri dentisyonun durumuna göre sınıflamışlardır.

1. Tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli protezler

2. Parsiyel dişsiz ağızlarda uygulanan implant destekli protezler

a) İmplant-implant destekli protezler

b) Diş-implant destekli protezler

3. Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler

a) Tam implant destekli sabit protezler

b) Overdenture protezler

c) Mukoza destekli overdenture protezler

d) Mukoza-implant destekli overdenture protezler

e) İmplant destekli overdenture protezler

1.6 İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

a) Kemiğin korunması

b) Oklüzo-vertikal ilişkinin restorasyonu ve korunması,

c) Yüz estetiğinin korunması

d) Konuşmanın düzeltilmesi

e) Oklüzyonun düzeltilmesi

f) Oral proprioepsiyonun yeniden sağlanması

g) Protez başarısının artması

- h) Çiğneme performansının iyileşmesi ve çiğneme kasları ile yüz ifadesinin korunması
- i) Protez hacminin azalması
- j) Hareketli protez yerine sabit protez olanağı
- k) Hareketli protezlerde retansiyon ve stabilitenin iyileştirilmesi
- l) Protezlerin ömrünün uzaması
- m) Komşu dişlerdeki preparasyon ihtiyacının ortadan kaldırılması
- n) Daha kalıcı restorasyon
- o) Psikolojik sağlığın iyileştirilmesi (Misch, 2005).

1.7 İmplant üstü Protetik Restorasyonların Başarı Kriterleri

Albrektsson ve arkadaşları (1986) bilimsel verilere bağımlı olarak dental implantlarda başarı kriterlerini şu şekilde tanımlamışlardır;

1. İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil olmalıdır.
2. Radyografik olarak, implant çevresinde herhangi bir radyolüsent alan görülmemelidir.
3. İmplantın yerleştirilmesini takiben 1 yıl sonra her sene 0.2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.
4. Başarılı bir implant; ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve semptom göstermemelidir.
5. Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için bu kriterlerin kısıtlaması içinde ilk beş sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, on sene sonunda da en az %80 olmalıdır.

Bilimsel çalışmalarda halen geçerli olan Albrektsson ve arkadaşlarının 1986'da yayınladığı bu kriterler, dental implantoloji alanında yapılan çalışmalar doğrultusunda günümüzde olumlu yönde değişmektedir.

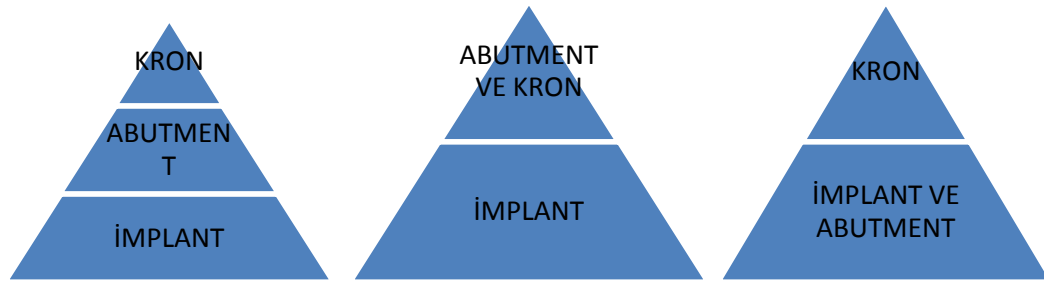
1.8.Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri

Sabit implant üstü protezler, implantın platformuna yerleşen bir abutment ve abutment kapsayan bir kron veya köprüden meydana gelmektedir.

1.8.1. İmplant Kademe Sistemi

Genelde 3 komponentden oluşur: a) implant b) abutment c) kron

Çoğu abutment, implant platformuna bir vida ile tutunur ve protetik kron direkt abutment üzerine vida tutuculu sistem ile bağlanabilir iken, simante edilerek de bağlanabilir (3'lü Kademe Sistemi). (Şekil 1.1) Bunun yanında abutment ve kron tek parça olarak implant platformuna vidalanabilir (2'li Kademe Sistemi). Alternatif olarak, implant ve abutmentin tek parça olduğu durumlarda kron direkt olarak bu yapı üzerine vidalanabilir (2'li Kademe Sistemi). Bunun yanında abutmentin, implantın içine kilitlenerek ya da sürtünmesel oturmasına izin veren yeni implant sistemleri de mevcuttur (Karunagaran ve ark., 2013).



Üçlü Kademe Sistemi

İkili Kademe Sistemi

Şekil 1. 1. İmplant Kademe Sistemi

1.8.1.1.Siman Tutuculu Protezler

Simante edilen implant üstü protezlerde metal-seramik sabit protez, implant platformuna vidalanmış transmukozal bir abutment üzerine yapıştırılır. Abutment preparasyon tasarımı ve simantasyon tekniği doğal dişler üzerine yapıştırılan sabit protezlere benzerlik gösterir. Ayrıca abutment ve kron arasında oluşan siman boşluğu restorasyonun destekler üzerine oturmasındaki küçük hataların telafi edilmesine olanak sağlar (Modi ve ark., 2014).

Simante edilen İmplant-Üstü Protezlerin Avantajları;

- Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır
- Maliyeti daha düşüktür.
- İmplantın ideal olarak yerleştirilemediği vakalarda daha fazla estetik sağlanır.
- Üst yapı daha pasif oturur.
- İçsel gerilimleri vida retansiyonlulara göre daha azdır.
- Oklüzal uyum daha kolaydır.
- Vida gevşemesine ve kırılmasına karşı daha dirençlidir.

Simante edilen İmplant-Üstü Protezlerin Dezavantajları;

- İmplant veya vida ile ilgili problemlerde üst yapının kesilerek çıkartılması gerekebilir böyle bir durumda protez tekrar yapılır.
- Hidrostatik basınç nedeni ile komponentler genellikle tam olarak oturmazlar ve bu nedenle kemik tepesinde simandan bir kenar oluşur.
- Abutment-implant birleşimi dişetinin altında ise bu bölgeden artan simanın tamamını temizleyebilmek çok zordur.
- Post çapının küçük olması nedeni ile retansiyon azalabilir ve kırılma riski artabilir (Misch, 2005).

1.8.1.2.Vida Tutuculu Protezler

Vida tutuculu protezler arzulanan oklüzyon ve estetiğin geri kazanılabilmesi için geliştirilmiş sistemlerdir. Bu sistemde fabrikasyon işlemi sırasında hata payı neredeyse yoktur çünkü metal-metal bir bağlantı söz konusudur ve klinisyenin kontrolünde olmaksızın birçok değişken mevcuttur. Gerçekten pasif oturan bir vida tutuculu protez yapmak sanal olarak mümkündür, Branemark ideal bir vida tutuculu protezin 10µm aralığa sahip olması gerektiğini belirtmiştir. Ölçü maddelerinin elastik deformasyonu, alçı genleşmesi, analog uyumsuzlukları, mum distorsiyonları, ölçü ayrılma sırasında meydana gelen genleşme, metal, akrilik veya porselen büzülmeleri ve implant komponentleri arasındaki üreticiden kaynaklanan uyumsuzluklar, tamamen pasif bir üstyapının elde edilmesiyle ilişkilidir ve bu faktörlerin hepsi diş hekimi tarafından kontrol altında tutulamaz. Tüm bu dezavantajlara rağmen vida tutuculu protezler birçok diş hekimi tarafından retansiyon mekanizması olarak kullanılmaya devam etmektedir (Modi ve ark., 2014).

Vida tutuculu implant-üstü protezlerin avantajları;

- İnteroklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda tutuculuk vida ile sağlanır.
- İmplant-abutment bağlantısında veya vidada bir problem meydana geldiğinde hekim üst yapıya zarar vermeksizin protezi çıkartabilir.
- Sulkusta siman kalma riski yoktur.
- Moment kuvvetlerinde azalma.

Vida tutuculu implant-üstü protezlerin dezavantajları;

- Oklüzal yüzeyde hazırlanan vida yuvası estetik olarak problem yaratır.
- Vida yuvası nedeniyle ideal bir oklüzal yüzey hazırlanamaz.
- Maliyeti yüksektir.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri zordur.

- Üst yapıda pasifizasyon sağlamak zordur.
- Abutment-protez arasında oluşan mikroboşluklarda bakteri invazyonu gözlenebilir.
- Vida gevşemesine ve kırılmasına karşı daha dirençsizdirler.
- Geçici restorasyonların yapımı daha zordur.
- Hasta başında geçirilen vakit artar.
- Küçük tablalı oklüzal kronlarda veya vida oklüzal yüzeye yakın konumlanırsa porselen kırıkları oluşabilir (Misch, 2005).

1.8.2. Abutmentlerin Sınıflandırılması

Abutment, implant ve restorasyon arasında bulunan ve implanta bir vida ya da daralarak kilitlenme şeklinde bağlanan bir komponentdir. Abutmentlar genellikle implantdan ayrı parçalardır fakat bazı vakalarda implantın bir parçası olabilirler. İlâveten tüm implant restorasyonlarında abutmenta ihtiyaç yoktur. Bu tür vakalarda; kron fabrikasyon olarak direkt implant platformuna bağlanmaktadır. Abutmentlar implant üstü protezlere; tutuculuk, destek, stabilizasyon ve final restorasyon için optimum pozisyon sağlamaktadır.

Abutmentlar esas olarak 2 grupta toplanabilir:

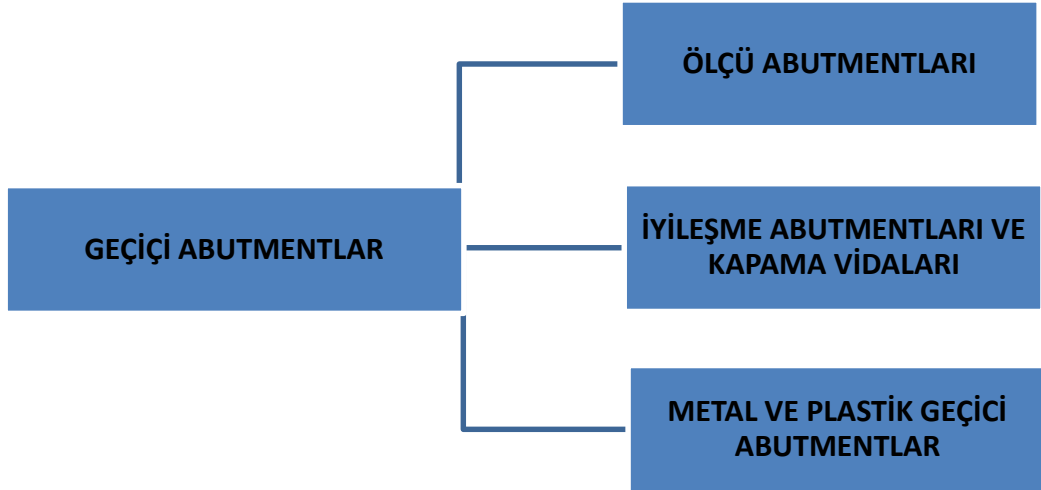
1. Geçici Abutmentlar
2. Daimi Abutmentlar

1.8.2.1 Geçici Abutmentlar

Geçici abutmentlar genellikle fabrikasyon olarak üretici firma tarafından üretilir. Geçici abutmentler; ölçü abutmentları, iyileşme abutmentları ve metal ya da plastik geçici abutmentlar olmak üzere 3'e ayrılırlar (Çizelge 1.1). Bu abutmentların birçoğu özellikle estetik bölgede doku kontürünü oluşturmak için modifiye edilmişlerdir. Bu

abutmentlar düzgün profili, estetiği, fonetik sınırları ve arzulan final restorasyonunun pozisyonu ve tonunu belirlemek için bize yardım ederler.

Çizelge 1.1. Geçici Abutmentların Sınıflandırılması



Ölçü Abutmentları

Ölçü abutmentları açık kaşık ve kapalı kaşık için kullanılan ölçü abutmentları olmak üzere iki gruba ayrılır. Açık kaşık ölçü abutmentları (Şekil 1.2) sıklıkla pick-up veya direkt koping olarak adlandırılırlar. Kapalı kaşık ölçü abutmentları ise transfer ya da indirekt koping olarak adlandırılırlar. Çizelge 1.2’de bu iki farklı ölçü abutmentlarının kullanım alanlarını göstermektedir.

Çizelge 1.2. Kapalı kaşık ve açık kaşık ölçü abutmentları arasındaki farklar

Çizelge 1.2: Kapalı kaşık ve Açık kaşık Ölçü abutmentları arasındaki farklar		
Faktörler	Transfer Abutment	Direkt Abutment
Arklar arası mesafe	Az mesafeye ihtiyaç duyar, arka bölge için uygundur	Daha Geniş ölçü abutmentlarının yerleşmesi için fazla mesafeye ihtiyaç vardır
Kaşık Preparasyonu	Preparasyon gerekli değildir	Abutmentları uygun şekilde yerleştirmek için kaşığı perfore etmek gerekir
Birden çok abutmentin splintlenmesi	Mümkün değildir	Mümkündür
Ölçünün hassaslığı	Abutmentlar ölçünün içerisine tekrar yerleştirileceği için bozulma muhtemeldir	Abutmentlar ölçü içerisinde kalacağından bozulma daha azdır. Abutmentları splintlemek ölçünün doğruluğunu arttırabilir



Şekil 1.2. Açık kaşık ölçü abutmentleri (Nobel Biocare)

İyileşme Abutmentleri

İyileşme abutmentleri, implant cerrahisi sonrasında implant platformunun üstünü kapatmak, implant içerisine kemik ve yumuşak doku büyümesini engelleyip, dişetin epitelizasyonunu sağlamak amacıyla kullanılırlar. Tek aşamalı veya çift aşamalı olarak uygulanabilirler. Tek aşamalı protokolda implant cerrahisini takiben iyileşme abutmentleri yerleştirilir ve iyileşme safhasında ağızda görünürler (Şekil 1.3). Bu hekimin ikinci bir aşamaya gerek duymadan direkt olarak implant platformuna ulaşımını sağlar. İki aşamalı protokol ise implant platformunun kapama vidasıyla kapatılıp yumuşak doku altında bekletilmesi ve implant platformuna ulaşmak için ikinci bir cerrahiye kapsamaktadır.



Şekil 1.3. İyileşme Abutmentleri

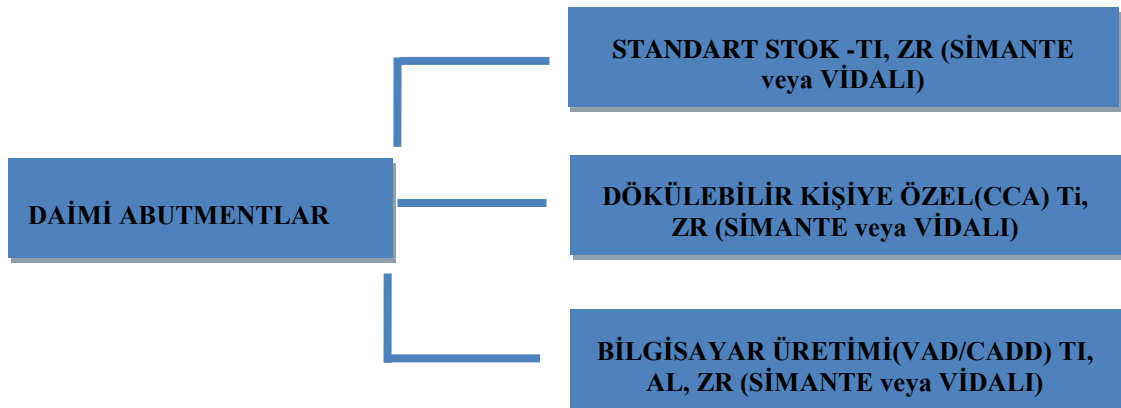
Metal veya Plastik Geçici Abutmentlar

Bu abutmentlar, implant platformu açıldıktan sonra final restorasyon öncesinde kullanılırlar. Geçici restorasyon aşamasında kullanılmakta ve daimi restorasyonun formu, rengi, yumuşak doku profili ve oklüzyonu hakkında yardımcı olmaktadır. Metal titanyum, seramik zirkonyum ya da akrilik PEEK' (polietereterketon) den üretilebilirler. Standart ürün basamağı ile üretilebileceği gibi hastanın doğal dişeti profilini sağlamak amacı ile anatomik olarak da üretilebilir. Bu abutmentlar hem teknisyen tarafından indirekt olarak laboratuvarında hem de diş hekimi tarafından direkt olarak ağız içerisinde modifiye edilebilirler.

1.8.2.2 Daimi Abutmentlar

Daimi abutmentlar, final restorasyonu için kullanılırlar ve kesin olarak yerlerinde kalırlar. Diş hekimi bu aşamada, standart stok abutment, dökülebilir kişiye özel abutment ya da bilgisayar üretimi kişiye özel abutment seçebilir (Çizelge 1.3.). Seçim; klinik vaka, klinisyenin tecrübesi ve hastanın tercihiyle göre değişebilir.

Çizelge 1. 3. Daimi Abutmentların Sınıflandırılması



Standart Stok Abutmentlar

Stok abutmentlar, diş hekimi ya da teknisyen tarafından modifiye edilebilen abutmentlardır. Son zamanlarda implant üreticileri, abutmentin preparasyon süresini kısaltmak için kronun doğal konturlarına uygun olarak şekillendirilmiş abutmentlar üretmektedirler ve bunları estetik abutment olarak adlandırmaktadırlar. Ek olarak bu abutmentlar, pozisyon problemlerini çözmek için çeşitli açılanmalarla üretilmektedirler. Standart stok abutmentlar, sabit ve hareketli restorasyonlar için farklı endikasyonlara sahip farklı çeşitlerde üretilmektedirler. Sabit restorasyon abutmentları; vidalı abutment, çoklu birim abutmentları (Multi-Unit Abutment), estetik abutmentlar, altın alaşımlı abutmentlar ve tek diş standart abutmentlardır. Hareketli restorasyon abutmentlarına ise örnek olarak; locator, GPS abutment, ERA, mini ERA, top başlı abutmentlar sayılabilir.

Dökülebilir Kişiyeye Özel Abutment

Kişiyeye özel abutmentlar genellikle, olağandışı açılanma problemleri ve doğru kron tasarımına uygun altyapı elde etmek amacı ile kullanılırlar (Şekil 1.4). Bu abutmentlar, pasif oturmayı ve konturları elde etmek için düzgün bir modelaja ihtiyaç duyar. Hassas ve masraflı bir laboratuvar işlemidir.



Şekil 1. 4. Kişiyeye özel abutmentlar (ATLANTIS, DENTSPLY)

Kişiye özel abutment kullanımını gerektiren durumlar:

1. Yetersiz interoklüzal mesafe
2. 15 dereceden fazla açılanma problemleri (Şekil 1.5.)
3. İmplant üreticisinin en fazla boyun yüksekliğine sahip abutmentinden en az 1 mm daha yüksek boyun yüksekliğine sahip abutment gerektiren vakalar
4. İdeal bir profil yakalamak için, dişlerin ve yumuşak dokunun orijinal kesitsel profillerinin taklit edilmesini gerektiren durumlar
5. 3 ya da daha fazla implantın splinte edilmesini gerektiren vakalar
6. İnterproksimal aralığın hijyen sağlanması bakımından yeterli olmadığı vakalar



Şekil 1. 5. Kişiye özel abutmentler doğru implant açılanmasına yardım etmektedir.

Bilgisayar Üretimi Abutmentler

CAD/CAM teknolojisi implant, abutment ve altyapı üretimine 1980'lerde dahil olmuştur. Geleneksel teknikler, ölçü materyali, alçı model elde edilmesi, mum modelaj, alaşımların yüksek sıcaklıklarda dökülmesi gibi işlemlerin doğruluğuna bağlıdır. CAD/CAM, final ölçüsünün dijital yöntemlerle alınıp, tarama işlemi yapıldıktan sonra metal alaşımları işleyerek geleneksel yöntemlerden daha güvenilir restorasyonlar elde etmektedir. Şu anda piyasada birçok CAD/CAM sistemi mevcut olsa da hepsi aynı protokolü izlemektedir:

- a. Taranabilir Abutmentlar
- b. Taranmış Prepare Edilebilir Abutmentlar
- c. Sanal Asiste Tasarımı
- d. Robotik Analog Tasarımı

Yaygın sistemlerden bazıları;

Nobel Procera (Nobel Biocare, LLC, Yorba Linda, CA): Abutmentları, titanyum, zirkonyum veya alüminyumdan elde eden bir sistemdir. Ana model elde edildikten sonra abutment 2 türlü üretilebilir. İlk sistemde model taranır ve abutment 3 boyutlu yazılım programıyla tasarlanır. İkinci sistem ise prepare edilmiş bir silindirin modele yerleştirilmesine ve modelajına izin verir. Bu modelaj tarayıcıya aktarılır. Her iki sistem için bu bilgiler, bilgisayar destekli üretim için Nobel Biocare merkezine gönderilir ve metal ya da seramik alt yapılar elde edilir.

Bella Tek Encode (BIOMED 3i, Palm Beach Gardens, FL): Bu sistem robotik analog tasarım sistemidir. Final abutmentı tasarlamak için iyileşme abutmentinin ölçüsünü kullanır. Bu iyileşme abutmentlerinin oklüzal yüzeylerinde çentikler mevcuttur. Bu çentikler, bilgisayarın implant-abutment tasarımına tarayıp, çevirebileceği kodlar olarak görev yapmaktadırlar. Tarayıcı altıgen yapının pozisyonu ile ilgili bilgiyi, implant platformunun çapını, boyun yüksekliğini ve implantın yerleşim pozisyonunu 3 boyutlu olarak çıkartmaktadır. Daha sonra bilgisayar destekli üretim aşamasına geçilmektedir.

Straumann CARES (Straumann, Andover, MA): Bu sistem iki tip abutment üretmektedir. Zirkonyum dioksit ve titanyum. Bu sistemde implant ölçüsü ve ana modeli elde edilmektedir. Bu modele tarama modeli ismi verilmektedir. Kişiye özel abutment üretimi için bilgisayar destekli tasarım, Straumann merkezine gönderilir.

Atlantis (Dentsply, International, York, PA): Bu sistemde abutmentlar; titanyum, altınla kaplanmış titanyum ve zirkonyum olarak üretilebilmektedir. Altın

kaplama titanyum abutmentlar, titanyumun gümüş rengini kapatmakta ve hastaya daha fazla estetik katkı yapmaktadır. Bu sistem birçok implant sistemi ile kullanılabilir. Ölçü, tanı modeli ve ana modelin taranması ile abutmentlar; sanal destekli tasarım (Virtual Assisted Design) ile tasarlanır ve işleme alınır. Tasarım için gerekli bilgiler aşağıdaki gibidir;

- a. İmplant bilgileri: Diş numarası, implant çapı
- b. Abutment materyali: Titanyum, altın kaplama titanyum, zirkonyum ve gemini
- c. Marjin tasarımı: Oluklu basamak, dik omuzlu basamak
- d. Tutucu yüzeyler: Evet, hayır
- e. İyileşme abutment çapları
- f. Doğal profil seçenekleri: Tam anatomik, yumuşak doku konturu, doku desteklemesi ya da doku değişimi yapılmaması

1.8.3. İmplant Üstü Kronların Sınıflandırılması

1. Metal Destekli Porselen Kronlar
2. Metal Desteksiz Porselen Kronlar

1.8.3.1. Metal Destekli Porselen Kronlar

Metal destekli porselen restorasyonlar için kullanılan metal alaşımlar şunlardır:

- Soy metal alaşımlar (altın-platin-palladyum, altın-palladyum-gümüş, altın-palladyum)
- Yarı-soy metal alaşımlar (palladyum-gümüş, yüksek palladyum)
- Baz metal alaşımlar (nikel-krom, nikel-krom-berilyum, kobalt-krom)

Özellikle 1980’lerde soy metal alaşımlarının fiyatlarının yükselmesiyle beraber baz metal alaşımlar hareketli ve sabit protezlerde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Başarılı klinik uygulamalarıyla Cr-Co (krom-kobalt) alaşımlar baz alaşım grubunun en yaygın olarak kullanılanı ve en iyi bilinenidir. Isı direnci, korozyon ve paslanma direnci, yüksek biyouyumluluk, yüksek elastisite modülü ile gerekli dayanıklılık ve rijiditenin sağlanması ve alt yapının hafifliği ile Cr-Co alaşımlar 1930’lardan günümüze kadar en çok kullanılan alt yapı materyalleri olmuşlardır (Al Jabbari, 2014).

1.8.3.2. Metal Desteksiz Porselen Kronlar

Geçtiğimiz yüzyılda metal alt yapı porselenler; yeterli mekanik özellikleri, tatmin edici estetik sonuçları ve klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal adaptasyonları ile protetik diş hekimliğinde ‘altın standart’ olarak kabul edildi. Öngörülebilir pozitif sonuçları, uzun takipli bilimsel kanıtları, konvansiyonel döküm işlemlerinin rahatlığı, alerjik reaksiyonların sık görülmemesi metal alt yapı kron ve köprüleri popüler hale getirdi.

Ancak; mum yapının oluşturulmasındaki teknik işlemler, kıymetli metal alaşımlarının döküm işleminin tekniksel farklılıklar göstermesi, işlemsel basamakların ve fırınlama işlemlerinin fazlalığı, tüm bu işlemler sonucunda elde edilecek olan final restorasyonun yapımını tekniksel olarak çok hassaslaştırmaktadır. Bunun yanında özellikle temiz bir diş rengi üretilmek istendiğinde metal alt yapı ve opak porselen tabakasının metal yansımasını kapatamaması, translüensliğin eksikliğinden doğan estetik sıkıntılar ve gün geçtikçe kıymetli alaşımların pahalılaşması metal destekli restorasyonların popülerliğini kaybetmesine neden olmuştur.

Dental alanda porselen jaket kronların geliştirilmesi ile birlikte, dental seramikler en fazla ümit vaat eden restoratif materyal haline gelmiştir. Estetik görünümleri, renk stabilitesi, yüksek biyouyumluluğu, düşük gıda retansiyonu ve sıvı absorpsiyonu,

düşük ısı iletkenliği ve kimyasal tepkimeye girmemesi çok önemli protetik avantajlarıdır.

Özellikle son 30 yılda yetişen neslin yüksek estetik ve doğal görünüm beklentisi birçok yeni tam seramik restorasyonların ortaya çıkmasına neden olmuştur. Öncelikle, tüm tam seramik restorasyonlar aynı oranda estetik özelliğe sahip değildirler. Feldspatik porselenler uygun biyouyumluluk ve baskı kuvvetlerine karşı dirençleri ile birlikte mükemmel estetik sağlarken; düşük gerilme direnci ile makaslama kuvvetleri karşısında kolayca kırılabilir. Bugün en iyi estetik sonuçlar halen cam seramikler ile alınmaktadır. Yüksek ışık geçirgenliği, yüksek translüsensi ve farklı ışık tonlarında bile doğal görüntüsü zirkonya alt yapı seramiklerden dahi daha iyi estetik sonuçlar vermektedir (Zarone ve ark., 2011).

Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması:

A- Dispersiyon ile güçlendirilmiş seramik sistemleri

1-Alümina Kor

a) Alüminöz Seramik

b) Hi Ceram

c) In-Ceram infiltre seramikler

2- Magnezyum Kor

3- Cerestore (Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor)

4- Optec-HSP

B- Dökülebilir seramikler

1- Dicor

2- Cera Pearl

C- Preslenebilir seramikler, IPS Empress Sistemi

D- CAD/CAM sistemleri

(Küçük ve ark., 2012)

1.9. İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımları

Son 30 yıl içerisinde osseointegrasyon kavramı; implantoloji diş hekimliğini, %90' ın üzerindeki başarı oranı ile, restoratif dental tedavi modellemeleri arasında en başarılı teknik haline getirmiştir. Dental implant sistemlerinin en büyük önceliği; başarılı bir cerrahi ile kemik içerisine yerleştirilmiş bir endosteal implant ve ardından tek diş veya çok sayıda diş yerleşimine izin verecek transmukozal parçaların uygun bir biçimde konumlandırılmasıdır. Transmukozal komponentler tipik olarak implant gövdesine internal ya da eksternal geometri aracılığıyla bir vida yardımıyla bağlanırlar. Abutmentin implant gövdesine oturma ve adaptasyon işlemi tamamlandıktan sonra, implant üreticisinin önceden belirlediği değerler doğrultusunda komponentler arasında kenetleme işlemi diğer adıyla vida torklaması gerçekleştirilir (Coelho ve ark., 2008).

Laboratuvar çalışmalarında görülmüştür ki; vida ilişkili başarısızlıklar, (vida retansiyon kaybı, vida kırıkları) implant-abutment bağlantı uyumsuzluğundan kaynaklanmaktadır. Bu uyumsuzluk sonucu görülen mikroboşluklar, çevre kemikte, implant yüzeyinde ve bağlantı komponentlerinde stresin artmasına neden olmaktadır (Coelho ve ark., 2008).

İmplant ve abutment arasında oluşan mikroboşluklar, mekanik dezavantajının yanı sıra mikrobiyal sızıntıya da neden olabilmektedir. Mikroorganizmalar 10 µm'a kadar olan boşluklara penetre olabilmektedirler (Saidin ve ark, 2012).

Bu penetrasyonun sonucu implant-abutment kompleksinin arayüzeyinde plak oluşumu gözlenir ve bu da implant çevresi yumuşak ve kemik dokuda enflamasyona neden olmaktadır. Daha kötü bir senaryoda ise enflamasyon gingivitise, kemik kaybına ve implant başarısızlığına neden olabilir. Peri-implant tedavi protokolleri implant çevresi iltihaplanmaların tedavisinde kullanılsa da kemik kaybı geri dönüşümsüz bir olaydır ve implant başarısızlığı da bu tedavinin sonucunda görülen yaygın bir komplikasyondur (Saidin ve ark., 2012).

İmplant-abutment bağlantılarında dikkat edilmesi gereken diğer bir husus da parçaların biribiri üzerindeki mikrokaymaları sonucu oluşan mikrohareketliliktir. Mikrohareketliliğin; mikroboşluklar ve mikrobiyal kontaminasyon konusunda büyük önem taşıdığı bilinmektedir. Oklüzal yükler altında oluşan stresleri ve mikrohareketliliği önlemek amacıyla farklı implant- abutment bağlantı şekilleri geliştirilmiştir.

Klinik gözlemlere göre; yetersiz osseointegrasyon, çevre yumuşak doku komplikasyonları (perimukozitis, periimplantitis) ve mekanik komplikasyonlar başarısız implant vakalarının ana nedenleridir (Coppede ve ark., 2009).

Günümüzdeki implant-abutment bağlantı tasarımları öncelikle 2 grupta toplanabilir:

1. Butt joints (Slip-fit joints)
2. Friction fit joints

İlk bağlantı türü; implant ile abutment arasında çok hafif bir boşluğun bulunduğu pasif bir bağlantı türüdür. İkinci bağlantı türü ise konik arayüz tasarımını içeren ve sürtünmesel oturan bir ekleme sahiptir. Her iki grup da kendi içinde eksternal ve internal olmak üzere alt gruplara ayrılabilir. İnternal bağlantı tipinde; abutmentin bağlayıcı parçası implant gövdesi içine yerleşmektedir. Eksternal bağlantı tipinde ise abutmentin bağlayıcı parçası implant gövdesini dışarıdan çevreler.

Norton ve arkadaşları (1997), yaptıkları çalışmada; internal konik arayüz bağlantısına sahip Astra Tech implant sistemi ile butt-joint eksternal ekleme sahip Branemark implant sistemini karşılaştırmışlar ve internal konik bağlantı sisteminin devirici kuvvetlere karşı daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir.

Möllersten ve arkadaşları (1997), farklı eklem tasarımlarına sahip çeşitli implant sistemlerini inceledikleri çalışmada; implant-abutment bağlantı arayüzlerinin derinde

oluştugu tasarımların, kısa birleşme duvarına sahip implant-abutment bağlantı tasarımlarından daha fazla yük taşıma kapasitesi olduğunu belirtmişlerdir.

Eksternal ve internal sistemlerin birbirine göre avantajları ve dezavantajlarına bakacak olursak;

Eksternal bağlantı sisteminin avantajları;

- İki aşamalı implant cerrahisine uygun,
- Anti-rotasyonel mekanizması ve üst parçaların kolay değiştirilebilir olması,
- Farklı sistemler arası uyumlu olması.

Eksternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları

- Hekzagonal yapının boyutlarına bağlı olarak mikrohareket,
- Rotasyon merkezinin yukarıda olması nedeniyle döndürücü ve lateral hareketlere daha az direnç göstermesi,
- Yukarıdaki madde ile bağlantılı olarak mikrosızıntı olasılığının daha yüksek olması.

İnternal bağlantı sisteminin avantajları;

- Abutment-implant bağlantısının daha kolay gerçekleşmesi,
- Tek aşamalı implant yerleştirilmesine uygun olması,
- Bağlantı bölgesinde daha geniş temas yüzeyi nedeniyle daha iyi stabilizasyon ve anti-rotasyon kabiliyeti,

- Rotasyon merkezinin marjinal kemiğe daha yakın olması nedeniyle lateral yüklere daha yüksek direnç göstermesi,
- Daha dengeli stres dağılımı.

İnternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları;

- Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarlarının incelmesi
- İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlüklerdir (Erken, O., Kurtoğlu, C., 2009).

Mekanik açıdan incelendiğinde internal ve eksternal bağlantılı implantlarda abutment, vida ile üretici firmaların belirlediği tork miktarıyla sıkıştırılarak implanta tutturulur. Bağlantının devamlılığı için genel kural olarak fonksiyonel yüklerin vidanın sıkıştırma kuvvetinden fazla olmaması gerekir (Erken, O., Kurtoğlu, C., 2009).

İki parçanın bir vida ile birbirine tutturulduğu sistemlerde vida, çok sert bir yay gibi işlem görür. Vida yuvanın içerisine yerleştirilip çevrilmeye başlandığında gerilme tipinde kuvvete maruz kalır ve uzar. Vidanın elastik deformasyon sınırları içerisinde gerçekleştirilen ve sonlandırılan bu yükleme neticesinde, vidanın elastik uzamasının geri dönmek istemesi ile iki parça birbirine doğru çekilir ve bir arada tutulur. Birleştirilen bu iki parçanın birbirinden ayrılması vidanın bir şekilde gevşemesi ile mümkündür (Burguete ve ark., 1994). Vidanın gevşeme nedenleri;

- Birleştirdiği yüzeyler uyumsuz ise vida gevşer.
- Yetersiz ön yük (vidada elastik sınırlar içerisinde yaratılan gerilim). Vidanın yeterince sıkıştırılamaması doğal olarak vida gevşemesi ile sonuçlanır.
- Ön yükün zaman içerisinde azalması. Bu iki şekilde meydana gelir. Vida yüzeyinde imalat sırasında oluşmuş çapaklar proteze gelen yüklerle veya zaman içerisinde

düzleşir ve vidada yaratılan gerilimi azaltır (settling effect). Vidaya elastik limitinin üzerinde stres uygulanması veya tekrarlanan yüklemeler ile vidada oluşan mikroçatlaklar sonucunda ön yükün azalması.

- Aşırı fonksiyonel yüklemeler, vida gevşemesine ve kırılmalara yol açabilir (Khraisat ve ark., 2004).

Eksternal bağlantılarda implant-abutment birleşimi marjinal kemik üzerinde gerçekleşir. Fonksiyon sırasında proteze gelen fonksiyonel yükler abutment üzerinden direkt vidaya iletilir. Eksternal hegzagonal implantların en büyük dezavantajı; vidayı maruz kaldığı bu yüklerden koruyacak bir yapının olmamasıdır. Vida performansı böylece sadece vidanın tasarımına, materyale ve vidanın yerleştirilme sırasında verilen tork miktarına bağlı kalır. Ancak dental implantlarda kullanılacak vida boyutları, vidada kullanılacak materyal tipi ve vidaya uygulanacak tork miktarı sınırlıdır. Bu nedenle vida gevşemesiyle savaşabilmek için başka stratejiler geliştirmek gerekir ki; bu stratejiler tüm implant tedavilerinde kullanılması gereken oklüzyon kurallarını içerir. Bu kurallardan başlıcaları, implantın üzerine gelecek oklüzal kuvvetleri uzun eksenli boyunca iletecek şekilde yerleştirilmesi, mümkün olduğu kadar serbest sonlu restorasyon yapımından kaçınılması ve oklüzal temasların tüberkül-fossa ilişkisi içerisinde ayarlanmasıdır (Acar A., İnan, Ö., 2001).

Eksternal hegzagonal bağlantı sistemi, Branemark implantlarda kullanılmak için ilk geliştirilen sistemdir. Orijinal Branemark protokolünde tam dişsiz arkları restore etmek için çeşitli sayıdaki eksternal hekse sahip implantlar metal bir bar aracılığı ile bağlanarak sabit bir protez ile bitirilmektedir. Tek ya da çoklu implant vakalarında protez yüklemesi yapıldıktan sonra heks yapısı antirotasyonel bir görev üstlenmeli ve abutment ve kronun rotasyonunu engellemelidir. Ancak sadece 0.7-0.8 mm uzunluğuna sahip eksternal hegzagonal yapılar kron üzerine gelecek intraoral kuvvetlere dayanacak şekilde tasarlanmamışlardır. Bunun üzerine üretici firmalar bu eksikliği kompanse etmek adına, kullanılan vidanın tipinde (geometrik, yükseklik, yüzey alanı gibi), uygulanan tork miktarında değişiklikler uygulamışlar ve hegzagon üzerinde doğruluğu daha kesin bir birleşme sağlamaya çalışmışlardır. Yeni

tasarımların en önemli amacı; implant-abutment bağlantı stabilitesini arttırıp, yapıya lateral ve rotasyonel sağlamlık kazandırmaktır (Finger ve ark., 2003).

Günümüzde 20'den fazla farklı geometrik varyasyona sahip implant-abutment arayüz birleşme şekli mevcuttur. 20 yıl öncesinde eksternal bağlantılar popüler ve marketin büyük çoğunluğunu tarafından tercih edilmesine rağmen şu anda internal bağlantılar neredeyse tüm marketi ele geçirmiş durumdadır (Tang ve ark., 2012).

İnternal bağlantılar abutmentin implant ile marjinal kemiğin altında birleştiği birleşim tipidir. Bu birleşim tipinde abutment, implantın içerisinde yuvaya çok yakın (yaklaşık 10 μ m) temas ile yerleşir. Bu yakın temas mikrohareketliliğin ve vibrasyonun engellenmesi için çok önemlidir. İnternal bağlantılı sistemlerde proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanır, tüm ara yüzeye dağıtılır ve kuvvetlerin direkt vidaya ulaşması engellenir. Bu şekilde korumaya alınan vidanın yorgunluğa bağlı başarısızlığa uğrama ihtimali azalır. Uygulanan kuvvetin yalnızca %10 kadarı vida tarafından karşılanır.

İlk internal heks tasarımlarından biri 1.7 mm derinliğinde, 0.5 mm genişliğinde ve 45 derece eğimli olarak geliştirilmiştir. Bu özellikler intraoral kuvvetlerin, implantın derinliklerine doğru yayılmasını sağlayarak vida retansiyonunun aşırı yüklerden korunmasına olanak sağlamaktadır ve mikroboşluk oluşumunu da azaltmaktadır (Finger ve ark., 2003).

İnternal bağlantı konsepti ortaya çıktıktan sonra üreticiler farklı tasarımlar üretmeye devam etmişlerdir. Bunlardan biri olan 'Morse Taper' (internal tapered conical connection, tapered friction fit, conical seal design) ilk defa ITI implant sistemi tarafından üretilmiş ve mekanik dayanıklılığı, stabilitesi, kendinden kilitli arayüz bağlantısı ile kısa sürede popüler hale gelmiştir (Lee ve ark., 2012).

Birçok araştırma 'Morse Taper' bağlantı sisteminin eksternal sistemlerden mekanik avantaj olarak daha üstün olduğunu göstermiştir (Norton ve ark., 1997; Maeda ve

ark., 2006; Khraisat ve ark., 2002). Bu bağlantı sistemi devrilme kuvvetlerine karşı dirençli ve implant boyun seviyesindeki kemik rezorpsiyonu açısından düşük risk grubundandır (Lee ve ark., 2012).

Eksternal bağlantıyla ilgili komplikasyonların birçoğunun, vida bağlantısının zayıf olmasından dolayı olduğu yapılan araştırmalarda görülmüştür (Jorneus ve ark., 1992; Maeda ve ark., 2006). İnternal bağlantılarda fiksasyon ve stabilite vidanın bir fonksiyonu değil; abutment ve implantın kontakta olan yüzeylerinin sürtünmesel direncinin bir sonucudur.

İmplant üreticileri eklem tasarımlarında ve ‘hekzagon’ sayılarında varyasyonlar geliştirerek farklı internal bağlantı sistemleri geliştirmeye devam ettiler. Bunlardan biri de Biomet 3i firmasının ürettiği; komponentlerin birbiri üzerine tam olarak oturduğunda ‘click’ sesinin duyulduğu internal bağlantı sistemidir. Bu sistem 4 mm’lik bir internal bağlantı ile lateral kuvvetlere karşı önemli bir stabilite sağlamaktadır. 4 mm’lik derinlik, daha düşük bir tork kuvveti ile bağlantıyı korumaya olanak sağlar. Vida retansiyonu için 20 Ncm’lik bir kuvvet yeterli olmaktadır. İnternal bağlantının tasarımı, sadece 1.95 mm’lik vida uzunluğuna izin verir ki; bu da abutment preparasyonu sırasında vidanın kafa kısmına zarar gelmeyecek şekilde fleksibilitiyi sağlar. ‘Klik’ sesi parçaların birbiri üzerine tam olarak oturduğunu doğrulamaktadır. Bu internal bağlantı tasarımı iki kademeli hekzagonal yapı içerir. Altıgen heks yapısı düz abutmentlerin kullanılacağı vakalarda stabil bir temel oluşturur. İkincil hekzagon yapı ise 30 dereceye kadar açılı abutment uygulanmasına hareket serbestliği tanır (Finger ve ark., 2003).

İnternal bağlantılar implant-abutment kontakt yüzey alanını arttırarak abutment stabilitesini sağlamak amacıyla geliştirilmişlerdir. Yapılan araştırmalarda internal bağlantıların daha uygun bir kuvvet dağılımı oluşturarak abutment vida gevşemesine engel olduğu belirtilmiştir (Coppede ve ark, 2009).

İnternal bağlantılar birçok avantaja sahip olsa da birbirini tutmayan çalışma sonuçları hala mevcuttur. Astrand ve arkadaşları (2008), internal ve eksternal bağlantılar

arasında benzer stres dağılımları gözlemlerken; Maeda ve arkadaşları (2006) oblik kuvvetler altında iki sistem arasında farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir.

1.10. İmplant Dış Hekimliğinde Klinik Biyomekanik

Bir bilim dalı olarak biyomekanik; biyoloji ve mühendislik bilimlerinin, yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Mühendislik yöntemleri kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin kontrolü, hareket sırasında farklı bölümlerde oluşan kuvvet sisteminin canlı ve cansız dokular üzerindeki etkisini incelemektedir (Galloza ve ark., 2004).

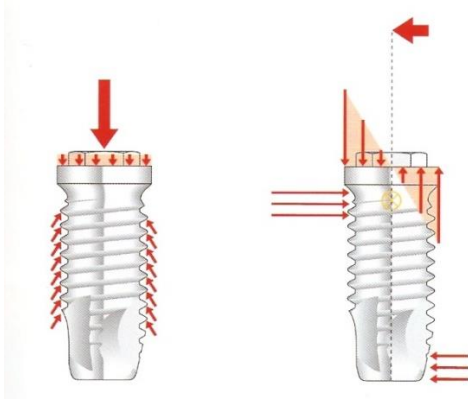
1.10.1. Biyomekanik Kavramlar

Kuvvet: Hareket eden bir cisimi durduran, duran bir cisimi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin birimi SI sisteminde ‘Newton’ (N) olarak ifade edilmektedir. Büyüklük, süre, yön, tip ve büyütme faktörleri ile tanımlanabilir. Kuvvet, implantlar üstünde büyüklük ve yön vektör nicelikleri yolu ile etki gösterir (Nanda ve Tosun, 2010).

Dental implantlar üzerine gelen bir kuvvet nadiren tek bir eksen üzerinde ve uzun eksen yönündedir. Basit bir oklüzal temas sıklıkla 3 boyutta (mesiodistal, bukkolingual, oklüzoapikal) oklüzal kuvvetle sonuçlanır. Bu üç boyutlu kuvvet, total kuvvetin diğer eksenler üzerinde de iletilen komponent bölümleri ile tanımlanır (Misch, 2005; Chapter 19).

İmplantın aksı boyunca gelen kuvvetler implantın gövdesinde bulunan yivler aracılığı ile kemiğe iletilir. Ancak implant üzerine gelen kuvvet veya bileşeni implant aksına dik yönde uygulanırsa; implant üzerinde bir dayanak noktası oluşur ve bükülme momenti meydana gelir. Bu durumda sadece implantın boyun kısmındaki ve apekstekteki yivler yükü karşılamış olur (Şekil 1.6). Hem kemikte hem de implantta

stres seviyelerinde bir artış meydana gelir. Bu nedenle osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır. Bireyin ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, diyet, parafonksiyon, dentisyon ve yaşa bağlı olarak değişir (Morneburg ve Proschel, 2002; Palacci ve ark., 2000; Chapter 3).



Şekil 1. 6. İmplant üzerine gelen kuvvet ve dağılımı

Kuvvetin üç tipi

İmplantlar üzerine 3 tip kuvvet etki eder;

- Baskı/Sıkışma
- Çekme/Gerilme
- Makaslama/Kesme

Baskı kuvvetleri, kütledeki partikülleri birbirine sıkıştırma işlevi yapar. Çekme kuvvetleri objeleri birbirinden ayırır. İmplantlar üzerinde makaslama kuvvetleri ise kaymaya sebep olur.

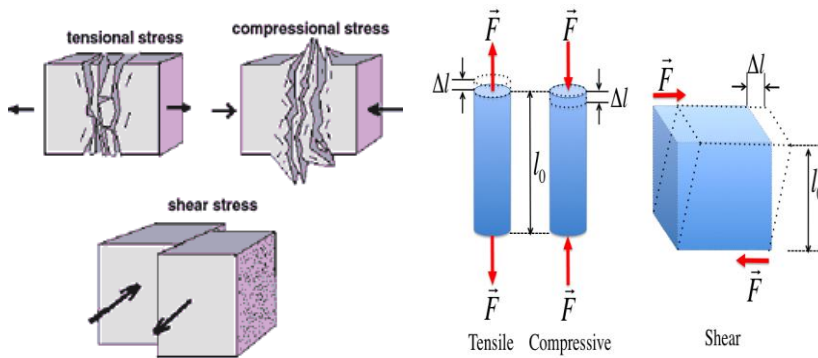
Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla %65 daha zararlıdır. Kemik en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkıştırma kuvvetidir, kemik gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden %30 daha azdır (Misch, 2005)

Stres (gerilme)

Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır (Misch, 2005). Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (Craig ve ark., 1996).

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formülize edilir. Birimi Paskaldır ($P = N/m^2$). Ancak yapılan çalışmalarda genellikle gerilme birimi Megapaskal olarak ifade edilmektedir. 1 MPa, $1N/mm^2$ eşittir (Maurer ve ark., 2002; Boschian ve ark., 2006).

Kuvvet uygulaması sonucu sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç tip stres oluşabilmektedir. Sıkışma (germe) stresi aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Çekme stresi aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar. Kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma stresleridir. Sıkışma stresleri kemik-implant arayüzü oluşumunda olumlu etkiye sahip olan kuvvetlerdir (Şekil 1.7). Öte yandan makaslama ve gerilme stresleri ise implant kemik bağlantısına olumsuz etki eden kuvvetlerdir (Misch, 2005; Chapter 19).



Şekil 1. 7. Gerilme (tensile stress), sıkışma (compressive stress) ve makaslama (shear stress) stresleri

Normal gerilimler σ sembolü ile gösterilirler. Kayma gerilimleri ise τ ile sembolize edilirler. Cisim üzerinde oluşan stresler genelde tek başına oluşmaz, bir kuvvet baskın olmakla beraber, 3 kuvvet de aynı anda mevcuttur. Bu streslere birleşik (kompleks) stresler denilmektedir (Bidez ve Misch, 1992; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Gerinim (strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel 2010). Stresin olduğu her durumda gerinim de söz konusudur (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (Philips, 1991; Adıgüzel, 2010).

ϵ = Gerinim ΔL = Boyutsal değişim L = Cismin ilk uzunluğu

$$\epsilon = \Delta L / L$$



$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Şekil 1. 8. Gerinim (strain) formülü

Elastisite (Young's) modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme yetisine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denir (İnan ve Sönmez, 1998; Wakabayashi ve ark., 2008).

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (Adıgüzel, 2010). Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir (İnan ve Sönmez, 1998).

Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

Poisson oranı

Poisson oranı bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel alanda gösterdiği deformasyona oranıdır (Shigley ve Mischke 1989; Chapter 2).

İzotropi ve anizotropi

Üç asal eksen yönünde (x,y,z) farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösteren malzemelere ise izotropik denmektedir. Anizotrop cisimlerden üç asal eksen de farklılık gösterenlerine ortotropik cisim, üç eksen den birinde farklılık gösteren cisimlere de transvers izotropik cisim denilmektedir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma ve makaslama gerilme streslerinde aynı sabit elastik modülüne sahip olmaktadır. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastiklik modülüne sahip olmaktadır (Detolla ve ark., 2000).

Çalışmamızdaki kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite;

yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir (Shigley ve Mischke 1989; Chapter 2).

1.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Biyomekanik Yöntemler

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi (Ulusoy ve Aydın, 2003)

1.11.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Diğer analiz yöntemlerine kıyasla, modeldeki iç baskıları ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenmesine imkan veren bir analiz tekniğidir. İki temel prensiple çalışır; bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonu. Işık, Nicol prizmasından geçince polarize olur. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı Polariskopla gözlenerek, oluşan stres düzeyleri tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2003). Bu yöntem, materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir (Zandman, 1959).

Bu geleneksel yöntem osteosentetik aygıtların gelişiminde, yapay bacaklarda ve diz bağlantılarında meydana gelen kuvvetlerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Diş hekimliğinde ise; travmatize dişlerde kullanılan splint tekniklerinde, kanal preparasyonunda kullanılan rotary aletlerinde, endodontik post sistemlerinde ve

kompozit restorasyonlarda meydana gelen stres dağılımında kullanılmaktadır. İmplant diş hekimliğinde ile ilgili birkaç çalışmada ise bu yöntem ile implant-abutment arasındaki açı, implant-abutment arayüz tasarımı, retansiyon mekanizmaları ve implant-diş destekli sabit köprülerin yük transferi incelenmiştir.

Yöntemin avantajları; ucuz ve kullanımı kolay olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve obje içerisindeki yükleme koşullarını sergilemesidir. Dezavantajları ise; invivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanımı gerekliliği, internal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümler için kullanımının zor olmasıdır (Karl ve ark., 2009).

1.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer analiziyle, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptayan aletler anlaşılır. Bu aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklidir. Elektriksel gerilim ölçer ile, cisim elastikiyet limitleri dahilinde gerilir, böylece daha ince ve daha uzun bir forma kavuşur. Bu değişiklikler yapı içinde sıra ile elektriksel direnci arttıracaktır ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve böylece cismin boyu kısalacak, kalınlaşacak ve bu sayede elektriksel direnci azalacaktır. İşte gerilim ölçer yönteminde, bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içinde oluşan stres miktarı belirlenir (Beer ve Johnston, 1992; Glantz ve ark., 1993; Assif ve ark., 1996).

Gerinim ölçer yöntemi; kırık fiksasyonun biyomekanik analizinde, tibia-femoral birleşiminin dinamik hareketinde, topukta oluşan makaslama kuvvetinin ölçümlerinde kullanılmaktadır. Dental alanda ise; vidalardaki öncül yüklemelerin araştırılmasında, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinde, endodontik tedavi sırasında oluşan kök deformasyonu kaydında, dental implantlar çevresindeki kemikte oluşan yüklerin farklı koşullar altında gözlemlenmesini ve farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırılmasında kullanılmaktadır.

Yöntemin avantajları; nicel değerlendirme yapabilmesi, verilerin matematiksel işlemler için kullanılabilmesi ve invivo uygulamalarda kullanılabilmesidir. Dezavantajları ise; gerinim ölçerlerin boyutlarından ötürü küçük objelerde kullanımı sınırlıdır ve farklı güçler benzer tek yönlü gerinim ölçümleri sonuçlarına yol açabilmektedir (Karl ve ark., 2009).

1.11.3. Kırılğan Vernik ‘Brittle Lacquer’ Tekniği

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınılandıktan sonra yüklemesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2003; Bölüm5).

1.11.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi

Holografik interferometri yöntemi, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda alıgılanıp görünen ışık saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.11.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemi; ‘homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibini esas almaktadır. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.11.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Bu teknikte, bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminin kablosuz olmasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2010; Bölüm 5).

1.11.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) cismin matematiksel modeli hazırlanarak, her bir elementin gerinim ve gerilmesini bilgisayar programları ile ölçme işlemlerini içerir. Yapısal analizi, eksternal kuvvet, basınç, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanır (Wakabayashi ve ark., 2008).

Sonlu elemanlar stres analizi, yapısal mühendislik problemlerinin çözümü amacıyla yıllardır kullanılmaktadır. İlk defa 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiş ve günümüzde akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akustik gibi pek çok alanda kullanılır hale gelmiştir (Geng ve ark., 2001). Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa bile bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemini implant diş hekimliğinde ilk kullanan Weinstein ve arkadaşları (1979) olmuştur. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Adıgüzel, 2010).

Birçok analiz yöntemine alternatif olan sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlerden üstün olan nitelikleri ise;

1. Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilir.

2. Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.

3. Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.

4. Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir.

5. Sınır şartları kolayca uygulanabilir (Adıgüzel, 2010).

Sistemin dezavantajları ise; objelerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği, yüksek kapasiteli bilgisayara ihtiyaç duyulması ve malzeme parametreleri (izotropi, young modülü) ile ilgili varsayım yapılması gerekliliğidir.

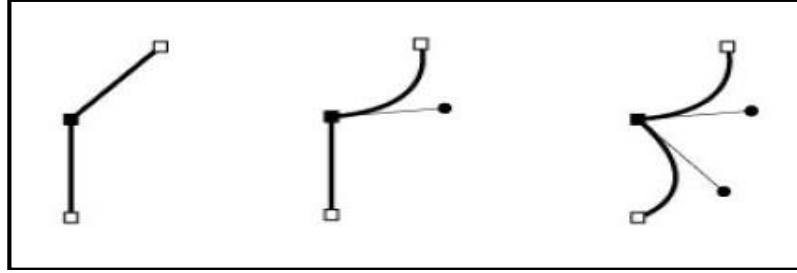
Sonlu Eleman Analizi Çalışma Prensi

Bu sayısal metodun prensibi; komplike geometriler ve basit analitik sonuçlar ile çözülemeyen durumlar içeren sistemleri daha küçük ve daha basit alanlara bölmektedir. Sonlu eleman analizlerinde ilk adım analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde 3 boyutlu çalışma modeli elde edilmesidir. Bunun için CAD (bilgisayar destekli tasarım) yazılımlarından, manyetik rezonans (MR) ve/veya bilgisayarlı tomografi (CT) cihazlarından elde edilen verilerden ve koordinat belirleme cihazlarından yararlanır.

Ardından bu karmaşık geometrideki modeller küçük parçalara bölünürler. Bu küçük parçalara eleman (element) adı verilir. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline matematiksel model denir. Sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani 'elemanlara' bölünme işlemine 'Ağ yapısı oluşturulması', 'Mesh Generation' denilmektedir. Piyasada ticari olarak satılan sonlu elemanlar analiz programlarının birçoğunda ağ

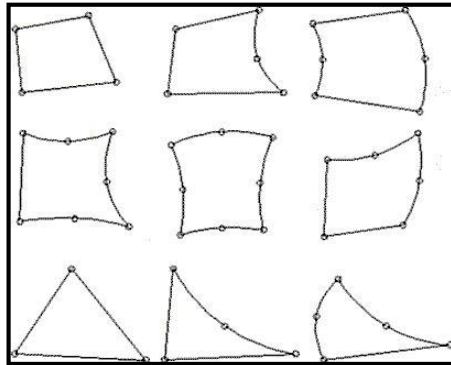
yapısı otomatik bir şekilde oluşturulabilmektedir. Sonlu elemanlar analizlerinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır:

Çizgisel Elemanlar (1-D Line Elements): Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uçuca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler (Şekil 1.9).



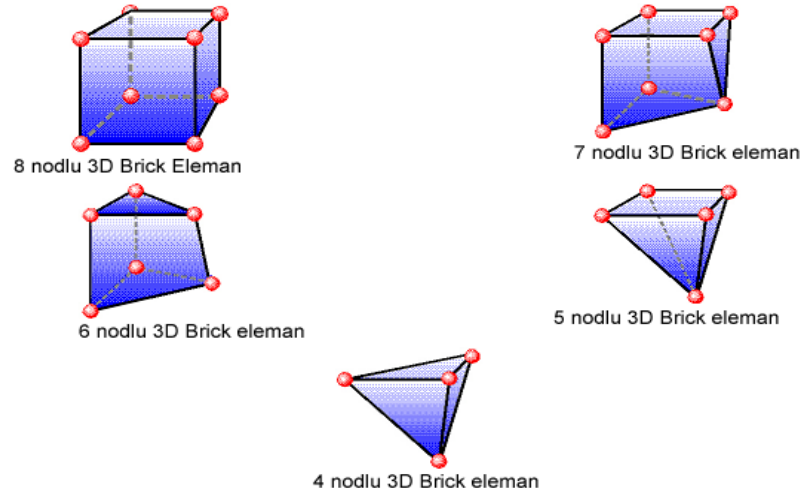
Şekil 1. 9. Çizgisel elemanlar (1-D Line Elements)

2 Boyutlu Katı Elemanlar (2-D Solid Elements): Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır (Şekil 1.10).



Şekil 1. 10. 2 boyutlu katı elemanlar (2-D Solid Elements)

3 Boyutlu Katı Elemanlar (3-D Solid Elements): Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir (Şekil 1.11).



Şekil 1. 11. 3 boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements)

Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeştir ve anayapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. Bir sonlu elemanlar modelinde seçilecek olan eleman tipi ve sayısı üst düzey bir mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirir. Bu noktada önemli olan iyi sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunu olabildiğinde küçük ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte seçilmesi gerekmektedir. Sonuç olarak artan eleman sayısı daha fazla çözülmesi gereken denklemi ifade eder ve dolayısıyla belirli bir alandaki eleman sayısını çok fazla arttırsak, bilgisayarımızın kapasitesi çözümlenmesi gereken işlemleri kaldıramayabilir. Bu amaçla mühendislik firmaları sonlu elemanlar analizlerinde kullanmak amacıyla günümüz teknolojisinin izin verdiği ölçülerde olabildiğince yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanılmaktadırlar. Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar.

Elemanlar köşe noktalarından birleştirilir. Bu köşe noktaları düğüm noktaları olarak adlandırılır. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı

diferansiyel denklemler ile belirlenir. Diferansiyel denklemler bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonra da katılık matriksi denklemlerine dönüştürülür. Elemanlardan oluşan yapının denklemleri birleşerek tüm yapının denklemini oluştururlar. Çalışmaya uygun yükleme ve sınır koşulları belirlenir ve bu veriler yapısal matrikse entegre edilir. Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalıştırılır ve yapısal matriks çözülür.

Sonlu eleman analizinde kullanıcının bu denklemleri çözebilmesi için bilgisayara aktarması gereken bilgiler;

1. İncelenecek yapının geometrisini oluşturan koordinatlar
2. Yapının geometrisine uygun eleman tipi
3. Elemanların Poisson oranı ve elastisite modül değerleri
4. Sınır koşulları
5. Yükleme koşulları
6. Yapılacak olan analiz tipidir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 8; Nafems, 1992).

Çalışmamızda, implant ve abutmentin geometrik modellemesinde Catia_V5 (Dassault Data Services SAS France-%95) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Nextengine lazer tarayıcısından (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) yararlanılmıştır.

3 boyutlu modelleme yapabilen Catia_V5 yazılımı, genellikle endüstriyel tasarım, mimari, tekne tasarımı, mücevher tasarımı, otomotiv tasarımı, CAD/CAM, hızlı prototip üretimi, tersine mühendislik ve multimedya tasarımlarında kullanılmaktadır. Bu yazılım, MR ve CT gibi görüntüleme yöntemleri de dahil olmak üzere pek çok yöntem ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılım çeşitidir. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde, sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Bu yazılımdaki ağ örgüsü sadeleştirme araçları ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan modellemeler yapılabilmektedir.

Nextengine lazer tarayıcısı; sanal ortama geçirilmek istenen fiziksel objeleri 3 boyutlu olarak tarama yapan bir çeşit lazer tarayıcıdır. Cihazla birlikte sunulan program ile tarama, temizleme, hizalama ve birleştirme gibi işlemler yapıp, elde edilen 3 boyutlu verinin stl, obj, vrml, ucd formatlarında çıktısı alınabilmektedir (<http://www.nextengine.com>).

Çalışmamızdaki geometrik modellerin matematiksel modellere çevrilerek, 3 boyutlu sonlu eleman stres analizlerinin yapılmasında MSC.Patran.2007.r / NASTRAN 3 boyutlu sonlu eleman analiz yazılımını kullanılmıştır.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi σ ile sembolize edildi) ve makaslama stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

1. Normal Stresler (gerilme ve sıkışma stresleri, σ ile sembolize edilir)
2. Makaslama Stresler (τ ile sembolize edilir)

Bir üç boyutlu stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki makaslama tipi stres etki eder. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, bu streslere “Asal Gerilme (Principal Stress)” denir. 3 çeşit asal gerilme vardır.

- Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress): (Maks. PS veya σ_1) Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stress) ifade eder.
- Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress): Ara değerleri ifade eder. (σ_2)
- Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress): (Min. PS veya σ_3) Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stress) ifade eder.

Bu değerleri şu şekilde sıraya koyabiliriz. $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler maksimum asal gerilme değerlerini, negatif değerler ise minimum asal gerilme değerlerini ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi asal gerilme değeri daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan asal gerilme tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında maksimum asal gerilme değeri 150 MPa, minimum asal gerilme değeri -40 MPa ise, o düğüm noktasında maksimum asal gerilme daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken stres değeridir.

Kırılgan materyaller için (kemik) asal stres değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile elde edilen bir başka veri ise; Von Mises gerilme (Von Mises Stress) değerleridir. Bu değerler, özellikle çekilebilir materyaller (titanyum) için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir.

Von Mises gerilme değerleri “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir” prensibine dayanır. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılması olarak da açıklanabilir. 3 asal stres değerinden hesaplanır;

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

σ_1 : Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress)

σ_2 : Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress)

σ_3 : Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress)

Von Mises gerilme değerleri ile arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 8; Nafems, 1992).

Bu tez çalışmasının amacı; eksternal ve internal (hekzagonal, oktagonal, konikal, trilop) implant-abutment bağlantı şekillerinde oluşan streslerin ve implant-abutment arasında görülen hareket serbestlik derecelerinin 3 Boyutlu Sonlu Stres Analiz Yöntemiyle değerlendirmektir.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Tresca Mühendislik’de gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda; aynı çap ve boya sahip (4.2mm-10mm) 5 adet implant seçilmiştir. İmplantlara bir adet eksternal ve dört adet internal (hekzagonal, oktagon, trilop, konik) implant-abutment bağlantı sistemine sahip abutmentler sanal ortamda yerleştirilmiş ve abutmentlerin belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 5 adet çalışma grubu elde edilmiştir. Çalışmamızda protetik kron kullanılmamıştır. Uygulanan kuvvetler sonucunda implantta ve implant-abutment arayüzeyinde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri ve implant-abutment arasındaki hareket serbestliğine; implant-abutment bağlantı biçimlerinin etkisi 3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

3 boyutlu katı modelin oluşturulması, 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenerek daha homojen hale getirilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi işlemleri için Intel Xeon CPU E5-1620 @ 3.60 GHz 4 Core(s) işlemciye sahip; 250 GB Hard disk, 16 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Professional Version işletim sistemi olan bilgisayardan, Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Catia_V5 (Dassault Data Services SAS France-%95) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve MSC.Patran.2007.r / NASTRAN 3 boyutlu sonlu eleman analiz programından yararlanılmıştır.

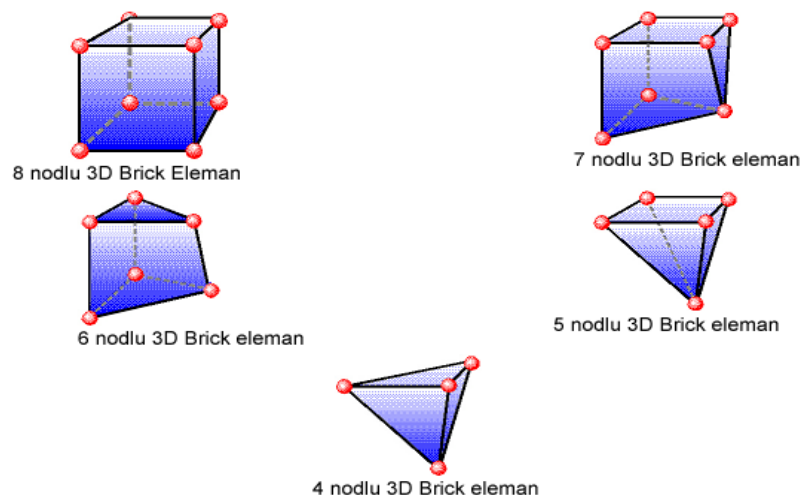
2.1. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik model yüzeyinin ‘mesh’ olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesi ile oluşmaktadır. İlk mesh uygulamasından sonra (mesh generation), dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilir

ve bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (mesh simplification) düzenli hale getirilir.

Çalışmamızda CATIA_V5' de yapılan geometrik modellemeler (implant, abutment), matematiksel modelleri elde etmek üzere, 3 boyutlu koordinatları korunup, Stl formatında MSC. Patran yazılımına aktarılarak, db/bdf formatında matematiksel modelleri (mesh generation) elde edilmiştir (Şekil 2.1). Daha sonra bu modeller, belirlenen sınır koşulları altında Nastran çözücüsü ile çözdürülmüştür.

Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanarak, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Matematiksel modellerde bricks ve tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Bricks ve tetrahedral katı modelleme sisteminde, MSC.Patran modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanmıştır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması amaçlanmıştır. Modellerde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale (mesh simplification) getirilmiştir.



Şekil 2.1. 3 boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements)

2.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Elde edilen matematiksel modellerin, sonlu elemanlar stres analiz programında çalışabilmesi ve sonuçların doğru olarak elde edilebilmesi için, sistem elemanlarının programa tanıtılması gerekmektedir. Çalışmamızda; implant, abutment kullanılmış olup; protetik kron ve kemik modeller kullanılmamıştır. Bu çalışmada kullanılan bütün malzemeler; lineer, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan yapıların, fiziksel özelliklerini tanımlayan elastiklik modülleri ve Poisson oranları (Çizelge 2.1.) MSC.Patran.2007.r / NASTRAN 3 boyutlu sonlu eleman analiz programına tanıtılmıştır.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülü ve Poisson oranları

Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Titanyum İmplant ve Abutment	110 GPa	0,30	Chang ve ark., 2010 Pessoa ve ark., 2010

2.3. Sistemin Birleştirilmesi

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Çalışmamızda implant ile abutment arasındaki bağlantı, kesintisiz olarak iletcek şekilde sağlanmıştır.

Sistemin birleştirilmesine implant-abutment modelinin eksen takımları (x, y, z) üzerinde yerleştirilmesi ile başlanmıştır. Seçilen eksen takımı üzerine, oluşturulan model referans alınarak diğer parçaların eksen takımları seçilerek sıfır hata ile yerleşim sağlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan implantlar ve üzerlerine yerleştirilen abutmentler, modellerin mümkün olduğunca tam ortasına ve 0° açı ile konumlandırılmıştır.

2.4. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartlar

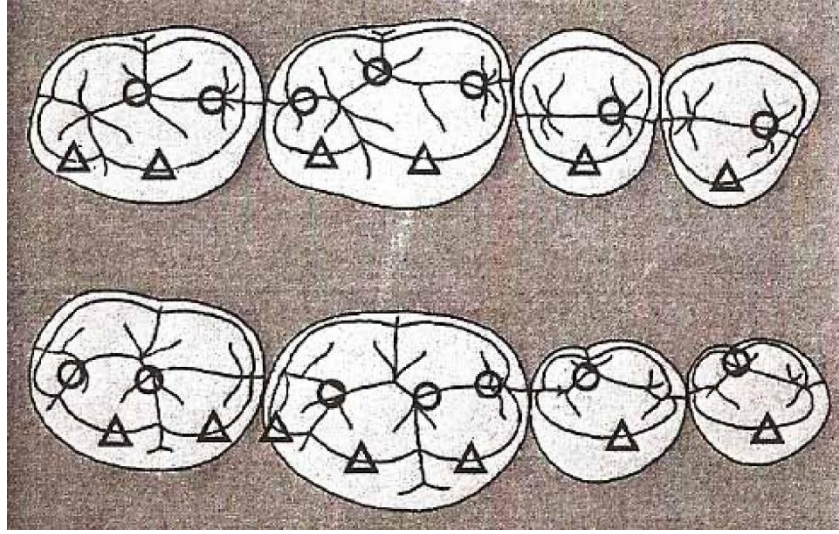
Birleştirilmiş model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran modelin analiz edilebilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Oluşturulan sınırlamalar sayesinde, problem tanımlanan bölge içerisinde çözümlenebilmektedir.

Çalışmamızda hazırlanan modeller, kortikal kemiğin alt ve yan taraflarından uygulanacak olan statik reaksiyon kuvvetlerini simüle edecek şekilde sınır koşulları tanımlanarak, 0 (sıfır) DOF'da (Degree of Freedom) olacak şekilde sabitlenmiştir. Destek düzlemleri stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmiştir. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise; oluşan stresler konsantrasyon yaratarak sınır koşulu noktalarına yapay olarak aktarılır ve sonuçlarda hataya sebep olabilir.

2.5. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda noktasal yükleme tercih edilmiş ve 2 farklı senaryoda kuvvet uygulaması yapılmıştır. Çalışmamızda, dik ve oblik kuvvetlerin uygulandığı noktalar Okesson'un belirttiği oklüzyon temas noktalarıdır (Okeson, 2008). Bu yükleme şeklinin klinik durumu en doğru şekilde yansıttığı düşünülmektedir. Çalışmamızda protetik kron kullanılmadığından, yükleme yapılacak olan bölgenin implant-abutment bağlantı bölgesine olan mesafesi Wheeler Diş Anatomisi Atlası'na göre belirlenmiştir (Ashley ve Stanley, 2003).

Yükleme miktarının belirlenmesinde ise; Okesson'da posterior dişler için belirtilen oklüzal temaslar esas alınmıştır (Şekil 2.2).

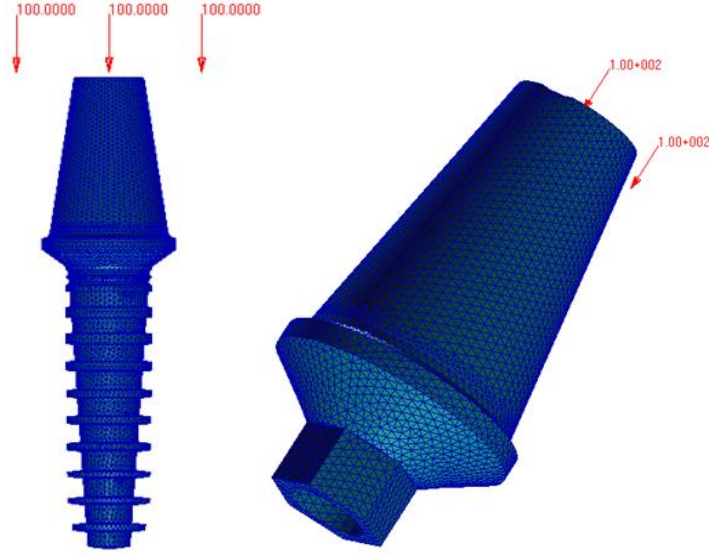


Şekil 2.2. Okesson'un belirttiği oklüzal temas noktaları

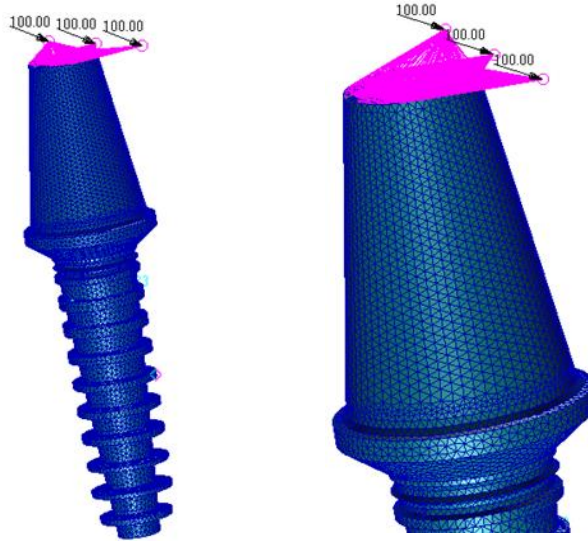
Çizelge 2. 2. Doğal diş ve implant üzerine gelen kuvvet değerleri

Kaynak	Doğal Diş / İmplant	Çiğneme Kuvveti (N)
Bakke ve ark., 1989	Doğal diş	230-387 N
Eijden, 1991	İmplant destekli sabit protez molar bölge	50-400 N
Mericske-Stern ve Zarb, 1996	İmplant destekli sabit protez molar bölge	35-330 N
Morneburg ve Pröschel, 2002	İmplant destekli sabit protez molar bölge	129-314 N
Ikebe ve ark., 2005	Doğal diş	382-468 N
Choi ve ark., 2005	Doğal diş	403,7 N

Dik Yüklemede; her bir implantın abutmentinin üzerine oklüzal tablasının mesial, santral ve distal fossasından denk gelecek şekilde yüzer newton (100 N) olmak üzere toplam 300 N kuvvet dik yönde uygulandı. Oblik yüklemde ise; her bir abutmentin meziobukkal, bukkal ve distobukkal tüberkül tepelerine denk gelecek şekilde yüzer (100 N) olmak üzere toplam 300 N kuvvet 45°'lik açı ile bukkolingual yönde uygulandı (Şekil 2.3. ve 2.4.) (Çizelge 2.2.).



Şekil 2.3. Dik yükleme yapılan noktalar



Şekil 2.4. Oblik yükleme yapılan noktalar

2.6. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Analiz yapılırken, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması gerekmektedir.

Çalışmamızda 2 farklı yönde uygulanan kuvvetler sonucunda implant-abutment bağlantı bölgelerinde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Elde edilen sayısal değerler, stres dağılımlarını gösteren kesit görüntüleri ile birlikte incelenmiştir.

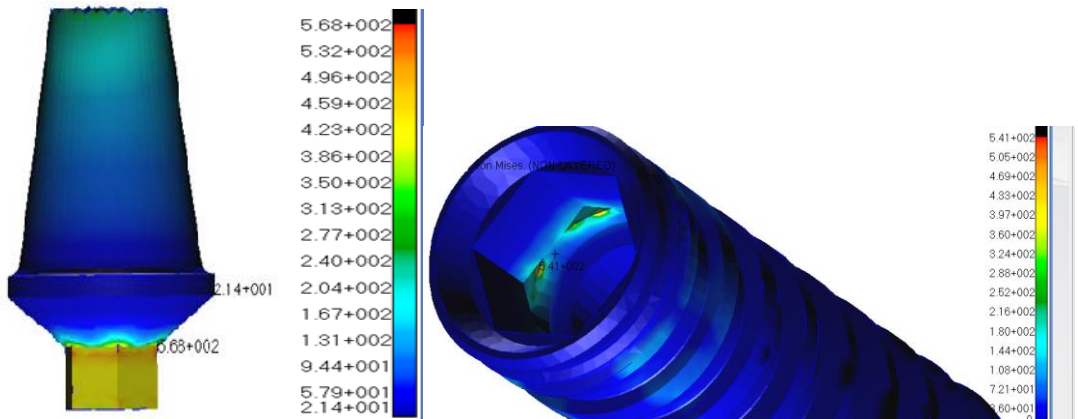
3. BULGULAR

3.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modellerde İmplant-Abutment Bağlantı Bölgesindeki Von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

3.1.1. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 Model (İnternal hegzagonal bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesindeki keskin köşe yüzeylerinde en yüksek değerler saptanmıştır. Stres değerleri abutmentin 1/3 insizal bölgesinde ciddi bir biçimde azalmış ve abutmentin orta 3'lüsünde daha da düşük seviyelere inmiştir. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen hegzagonal kısmının, abutment ile birleştiği köşe yüzeylerde 568 MPa ve yine abutmentin hegzagonal köşe kısımlarının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede 541 MPa olarak belirtilmiştir. (Şekil 3.1)

Bu grupta incelenen implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin, titanyum implant materyalinin tolere edebildiği maksimum makaslama ve yorulma sınır değerlerini aştığı tespit edilmiştir.

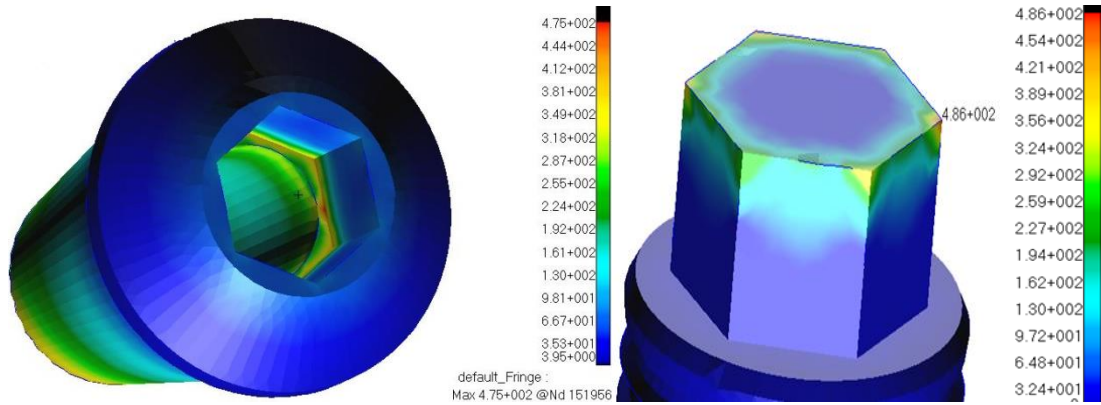


Şekil 3.1. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 Modelde (İnternal Hekzagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.1.2. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 Model (Eksternal Hekzagonal bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde ve abutmentin insizal bölgesinde en yüksek değerler saptanmıştır. Abutmentin orta üçlü bölgesinde stres değerleri önemli ölçüde azalmış ve abutmentin apikal bölgesindeki basamak kısmında en düşük seviyelere ulaşmıştır. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değeri implantın gövde kısmından çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe kısımlarında 486 MPa olarak ve bu altıgen bağlantı köşe yüzeylerinin abutment içerisine yerleştiği noktalarda 475 MPa olarak belirtilmiştir (Şekil 3.2.).

Bu grupta incelenen implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin hiçbiri titanyum implant materyalinin tolere edebildiği değerleri aşmadığı tespit edilmiştir.

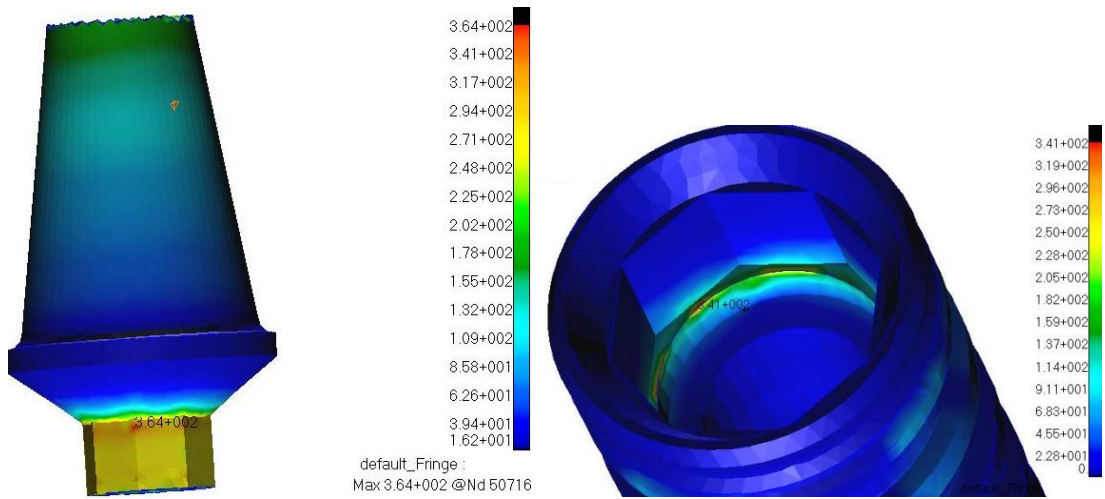


Şekil 3.2. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 Modelde (Eksternal Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.1.3. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 Model (Oktagonal bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde keskin köşe yüzeylerinde en yüksek değerler saptanmıştır. Stres değerleri, abutmentin insizal bölgesinden apikal basamağına kadar giderek azalmıştır. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen sekizgen bağlantı biriminin, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği bölgede köşe yüzeylerde 364 MPa ve yine abutmentin sekizgen köşe kısımlarının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede 341 MPa olarak belirtilmiştir.

Bu grupta incelenen implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin hiçbiri titanyum implant materyalinin tolere edebildiği değerleri aşmadığı tespit edilmiştir.

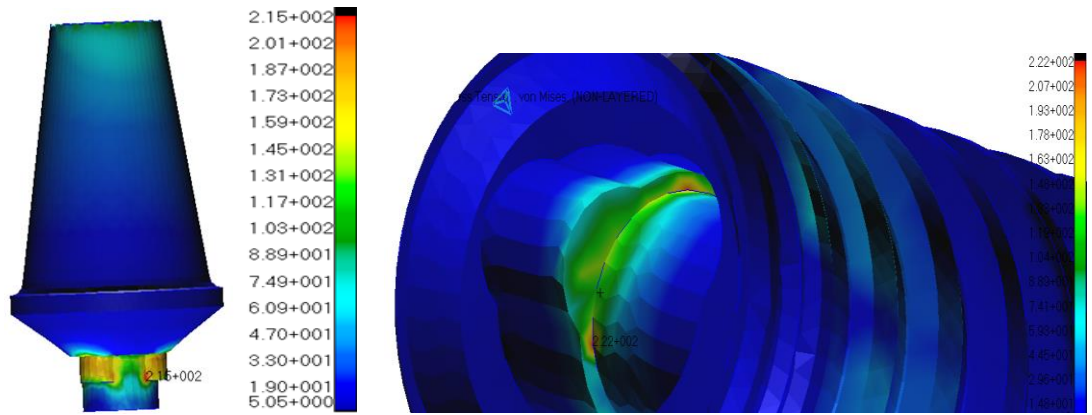


Şekil 3.3. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 Modelde (Oktagonal Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.1.4. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 4 Model (Trilop bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde abutmentin üçlü pozitif uzantıların köşe yüzeylerinde en yüksek değerler saptanmıştır. Bu bölgeden sonra stres, abutmentin insizal kısmında ciddi bir biçimde azalmış ve abutmentin orta 3'lüsünde en düşük seviyelere inmiştir. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen üçlü pozitif uzantıların apikal kısmında 215 MPa ve bu pozitif çıkıntılarının yerleşebileceği negatif boşluğun yer aldığı implantın iç bölgesinde 222 MPa olarak belirtilmiştir.

Bu grupta incelenen implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin hiçbiri titanyum implant materyalinin tolere edebildiği değerleri aşmadığı tespit edilmiştir.

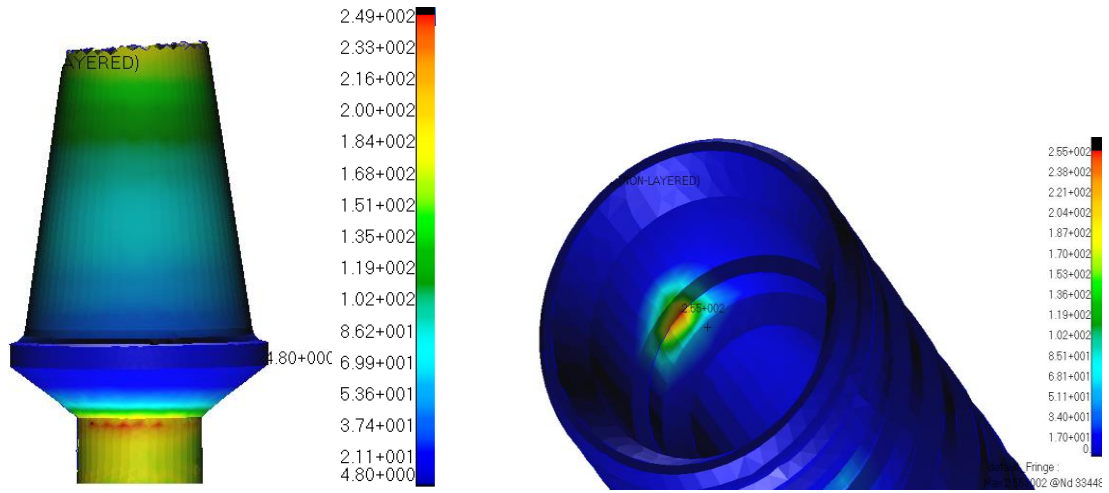


Şekil 3.4. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 4 Modelde (Trilop Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.1.5. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 5 Model (Konik bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde abutment basamağının apikal bölgesinde en yüksek değerler saptanmıştır. Stres abutmentin insizal kısmında da yüksek değerlerde seyretmiş ve abutmentin orta 3'lü bölgesinden itibaren abutment basamağına doğru azalarak devam etmiş, basamak kısmında en düşük değerler görülmüştür. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen bağlantı kısmının abutment basamağıyla birleştiği yüzey bölgesinde 249 MPa ve yine abutmentin bağlantı kısmının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede lokalize olarak 255 MPa olarak belirtilmiştir.

Bu grupta incelenen implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin hiçbiri titanyum implant materyalinin tolere edebildiği değerleri aşmadığı tespit edilmiştir.



Şekil 3.5. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 5 Modelde (Konik Bağlantı) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.2. Dik Kuvvet Uygulanan Modellerin Birbirleri ile Karşılaştırılması

3.2.1. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 2 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 2 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; en yüksek stres değerleri lokalizasyon olarak benzerlik göstermektedir. İki grupta da en yüksek stres değerleri implant-abutment bağlantı birimlerinin köşe yüzeyleri ile bu yüzeylerin biribiri içerisine yerleştiği bölgelerde görülmüştür. Tip 1 modellemede en yüksek stres değerleri abutmentin heks bağlantı biriminin köşe yüzeyinde 568 MPa, Tip 2 modellemede implant gövdesinden çıkan heks bağlantı biriminin köşe yüzeylerinde 486 MPa'dır.

2 grup arasında genel stres dağılımı ve lokalizasyonu incelendiğinde ise bazı farklılıklar görülmüştür. Tip 1 modellemede stres; implant-abutment bağlantı bölgesinde lokalize ve abutmentin apikal basamağından insizal kısmına kadar homojen ve düşük değerlerde seyrederken; Tip 2 modellemede stres, implant-abutment bağlantı bölgesinde ve abutmentin insizal bölgesinde yüksek değerlerde seyretmiş, abutmentin orta 3'lü kısmından apikal kısmına kadar daha homojen ve düşük değerlerde görülmüştür.

3.2.2. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 3 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; her iki modelde de stres, abutmentin implant içerisine yerleşen bağlantı bölgesinde yoğunlaşmıştır. Dik kuvvetler altında Tip 3 modelde stres, abutmentin insizal kısmında daha yoğun gibi görünse de iki modelde de abutmentin insizal kısmındaki stres miktarı bakımından anlamlı bir farklılık yoktur. Tip 1 ve Tip 3 modeller bağlantı geometrisi bakımından çok fazla benzerlik göstermektedir bu yüzden stres dağılımı ve lokalizasyon bölgeleri de aynı derecede benzerdir. Her iki modelde de en yüksek stres değeri abutmentin heks ve oktagon bağlantı biriminin köşe yüzeyinde

görülmüştür. Tip 1 modellemede bu değer 568 MPa iken Tip 3 modellemede 384 MPa'dır.

3.2.3. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 4 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 1 modeldeki stres miktarının Tip 4 modele oranla yaklaşık 3 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Tip 1 modeldeki en yüksek stres değeri abutmentin implant içerisine yerleşen heks kısmının, abutment ile birleştiği köşe yüzeylerde 568 MPa olarak belirtilmişken; Tip 4 modelde en yüksek stres değeri bağlantı biriminin üçlü pozitif çıkıntılarının yerleştiği negatif boşluğun yer aldığı implantın iç bölgesinde 222 MPa olarak belirtilmiştir.

Tip 1 modelin implant-abutment bağlantı birimi hacimce daha fazla yer kapladığından Tip 1 modelde yüksek stres değerleri daha fazla alanı işgal etmiştir. Her iki modelde de stres değerleri abutmentin insizal bölgesinde azalmış ve abutment basamağına doğru en düşük değerlere ulaşmıştır.

3.2.4. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 5 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 5 modelde; stresin Tip 1 modele oranla daha homojen dağıldığı görülmektedir. Tip 1 modelde en yüksek stres değeri abutmentin implant içerisine yerleşen hegzagon kısmının, abutment ile birleştiği köşe yüzeylerde 568 MPa'dır. Stres abutmentin implant içerisinden kalan bağlantı biriminde 400-450 MPa civarında seyretmekte ve abutmentin insizal kısmında 250 MPa'a kadar düşmektedir. Tip 5 modelde ise en yüksek stres değeri abutmentin bağlantı kısmının implant gövdesi içerisinden yerleştiği bölgede lokalize olarak 255 MPa'dır. Stres, sırası ile abutmentin implant içerisinden kalan bağlantı birimi ve abutmentin insizal kısmı, abutmentin orta 3'lüsünden abutment basamağına kadar homojen bir düşüşle devam etmektedir.

3.2.5. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 2 ve Tip 3 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; her iki model, stres dağılımı yönünden benzerlik göstermektedir. Her iki modelde de en yüksek stres değerleri implant-abutment birleşim bölgesinde görülmekte, abutmentin insizal kısmından basamağına doğru azalarak devam etmekte ve en düşük değerler abutment basamağında görülmektedir.

Bunun yanında Tip 2 modelde en yüksek stres değeri implantın gövde kısmından çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe kısımlarında 486 MPa iken; Tip 3 modelde en abutmentin implant içerisine yerleşen sekizgen bağlantı biriminin, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği bölgede köşe yüzeylerde 364 MPa olarak görülmektedir.

3.2.6. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 2 ve Tip 4 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 2 modelde oluşan en yüksek stres değerinin, Tip 4 modelde görülen en yüksek stres değerinden 2 kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir. En yüksek stres değeri, Tip 2 modelde implantın gövde kısmından çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe kısımlarında 486 MPa iken; Tip 4 modelde abutmentin üçlü pozitif uzantıların köşe yüzeylerinde 215 MPa'dır.

Bu gruptaki modeller stres dağılımı yönünden de farklılık göstermektedir. Tip 2 modelde en yüksek stres birikimi implant-abutment birleşim bölgesinde tespit edilmiş olup abutmentin insizal bölgesi ve orta 3'lü bölgesinde de önemli ölçüde stres birikimi gözlenmektedir. Bunun yanında Tip 4 modelde stresin hemen hepsi implant-abutment birleşim bölgesinde görülmektedir. Abutment üzerinde çok düşük miktarlarda stres birikimi gözlemlenmiştir.

3.2.7. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Bu gruptaki Tip 2 ve Tip 5 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; stres dağılımının benzer olduğu tespit edilmiştir. Tip 2 modelde stres implant gövdesinden çıkan bağlantı biriminin abutment içerisine yerleştiği köşe noktalarında en yüksek değerdedir (486 MPa); Tip 5 modelde abutmentin implant içerisine yerleşen bağlantı kısmının abutment basamağıyla birleştiği yüzey bölgesinde en yüksek değerdedir (249 MPa). Her iki modelde de stres abutmentin insizal kısmından basamağına kadar homojen bir biçimde azalarak devam etmektedir.

3.2.8. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 3 ve Tip 4 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 3 model için en yüksek stres değeri abutmentin implant içerisine yerleşen sekizgen bağlantı biriminin, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği bölgede köşe yüzeylerde 364 MPa, Tip 4 model için en yüksek stres değeri ise abutmentin üçlü pozitif uzantıların köşe yüzeylerinde 1520 MPa'dır. Bunun yanında Tip 3 modelde stres, abutmentin insizal kısmından abutment basamağına kadar homojen ve dengeli bir biçimde azalmaktayken; Tip 4 modelde stres abutmentin insizal kısmı dışındaki bölümlerinde önemli miktarlarda stres birikimi gözlemlenmemiştir.

3.2.9. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 3 ve Tip 5 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; her iki model de stres lokalizasyonu, dağılımı ve değerleri bakımından benzerlik göstermektedir. Her iki model için de en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen bağlantı biriminin, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği bölgede köşe yüzeylerde Tip 3 model için 364 MPa, Tip 5 model için 249 MPa ve abutmentin bağlantı kısmının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede lokalize olarak Tip 3 model için 341 MPa Tip 5 model için 255 MPa'dır. Stres birikimi her iki modelde de

abutmentin insizal kısmında 200 MPa civarında seyretmekte ve abutment basamağına kadar homojen bir biçimde 30-50 MPa civarına kadar düşmektedir.

3.2.10. Dik Kuvvet Uygulanan Tip 4 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 4 ve Tip 5 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 4 modelde stres değerleri implant-abutment birleşim bölgesinde abutmentin üçlü pozitif uzantıların köşe yüzeylerinde en yüksek değerlere ulaşmış abutmentin insizal kısmında stres değerleri azalmış ve abutment orta 3'lüsü ve basamağında en düşük değerlerde seyretmiştir. Tip 5 modelde ise implant-abutment birleşim bölgesinde abutment basamağının apikal bölgesinde en yüksek stres değerleri saptanmış, ancak Tip 4 modelin aksine abutmentin insizal kısmından abutment basamağına kadar olan kısımda dengeli bir biçimde azalarak devam etmiş ve abutment basamağında en düşük değerlerde görülmüştür.

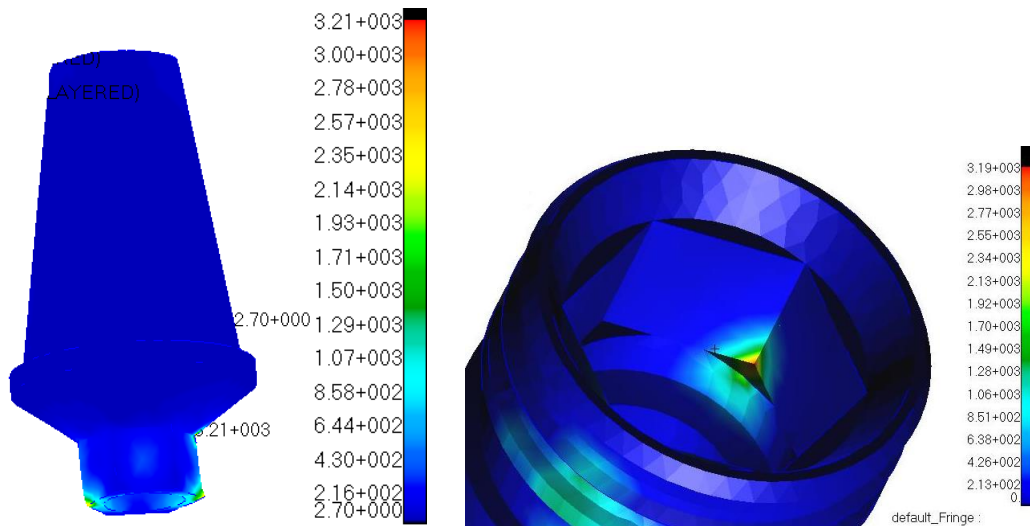
Tip 4 model için en yüksek stres değerleri abutmentin bağlantı biriminde bulunan 3'lü pozitif çıkıntıların yerleşebileceği negatif boşluğun yer aldığı implantın iç bölgesinde 222 MPa iken, Tip 5 model için abutmentin bağlantı kısmının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede lokalize olarak 255 MPa'dır. Çalışmamızdaki birbiri ile en yakın stres değerleri, dik yükler altında bu iki model arasında görülmüştür.

3.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde İmplant-Abutment Bağlantı Bölgesindeki Von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

3.3.1. Oblik kuvvet uygulanan Tip 1 Model (İnternal hegzagonal bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde abutmentin köşe yüzeyleri ve bu yüzeylerin implant içerisine yerleştiği bölgelerde en yüksek değerler saptanmıştır. Stres, bu bölgelerde lokalize olup abutmentin insizal bölgesine doğru çıkıldıkça homojen bir dağılım oluşturarak azalmaktadır. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen heks kısmının, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği köşe bölgesinde 3210 MPa ve yine abutmentin heks köşe kısımlarının implant gövdesi içerisine yerleştiği bölgede 2800 MPa olarak belirtilmiştir. Oblik yükler altında tip 1 modellerde aksiyel yüklerle oranla 5,6 katlık bir stres artışı görülmüştür. (Şekil 3.6.)

Bu grupta oluşan Von Mises gerilim değerleri titanyum implant materyalinin tolere edebileceği değerleri aşmaktadır.

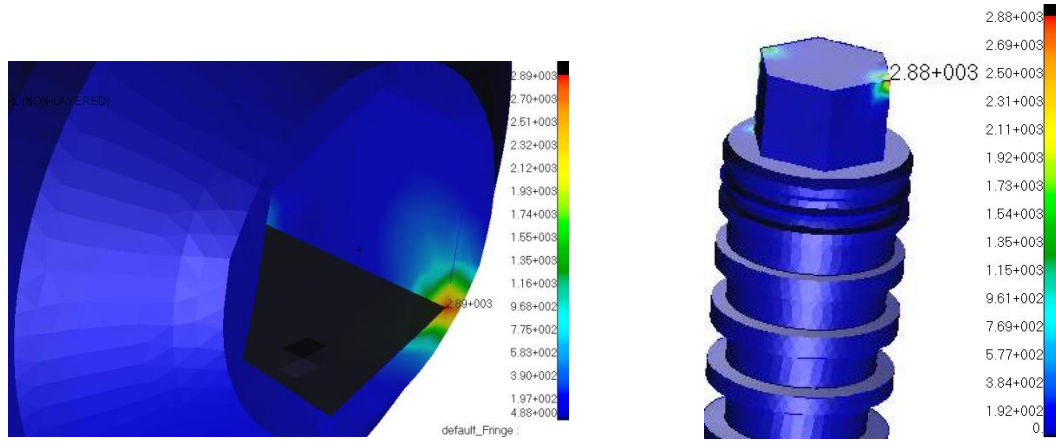


Şekil 3.6. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 Modelde (İnternal Hekzagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.3.2. Oblik kuvvet uygulanan Tip 2 Model (Eksternal hegzagonal bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde köşe yüzeylerde en yüksek değerler saptanmıştır. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri implantın gövde kısmından çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe kısımlarında 2880 MPa ve bu köşe kısımlarının abutmentin içerisine yerleştiği noktalarda 2890 MPa olarak gözlemlenmiştir.

Oblik yükler altında tip 2 modellerde aksiyel yüklere oranla 6 katlık bir stres artışı görülmüştür. Bu grupta oluşan Von Mises gerilim değerleri titanyum implant materyalinin tolere edebileceği değerleri aşmaktadır.

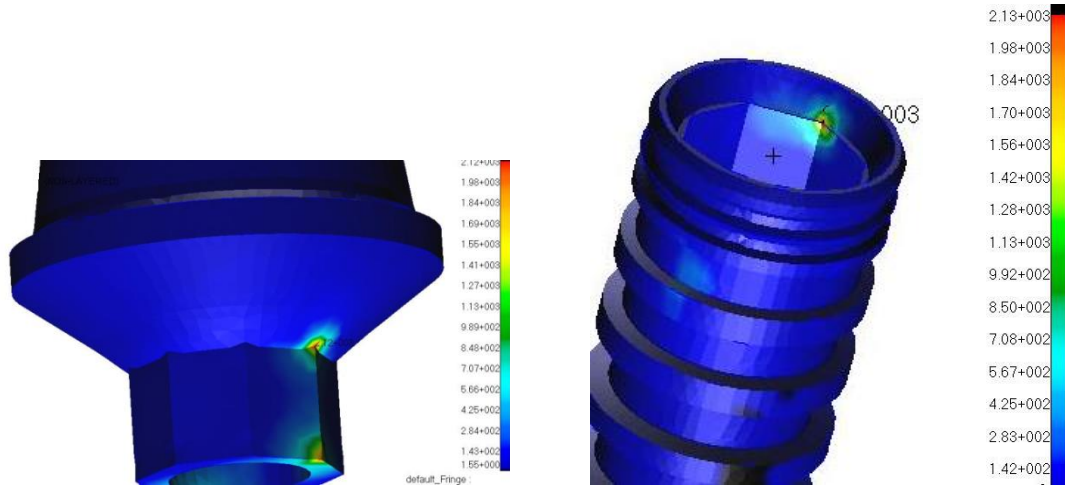


Şekil 3.7. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 Modelde (Eksternal Hekzagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.3.3. Oblik kuvvet uygulanan Tip 3 Model (Oktagonal bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde köşe yüzeylerde en yüksek değerler saptanmıştır. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 2120 MPa ile abutmentin sekizgen bağlantı kısmının, abutment boynuyla birleştiği köşe bölgesinde ve 2130 MPa ile abutmentin implant içerisine yerleştiği bölgede köşe kısımlarının oturduğu noktalarda tespit edilmiştir.

Oblik yükler altında tip 3 modellerde aksiyel yüklere oranla 6 katlık bir stres artışı görülmüştür. Bu grupta oluşan Von Mises gerilim değerleri titanyum implant materyalinin tolere edebileceği değerleri aşmaktadır.

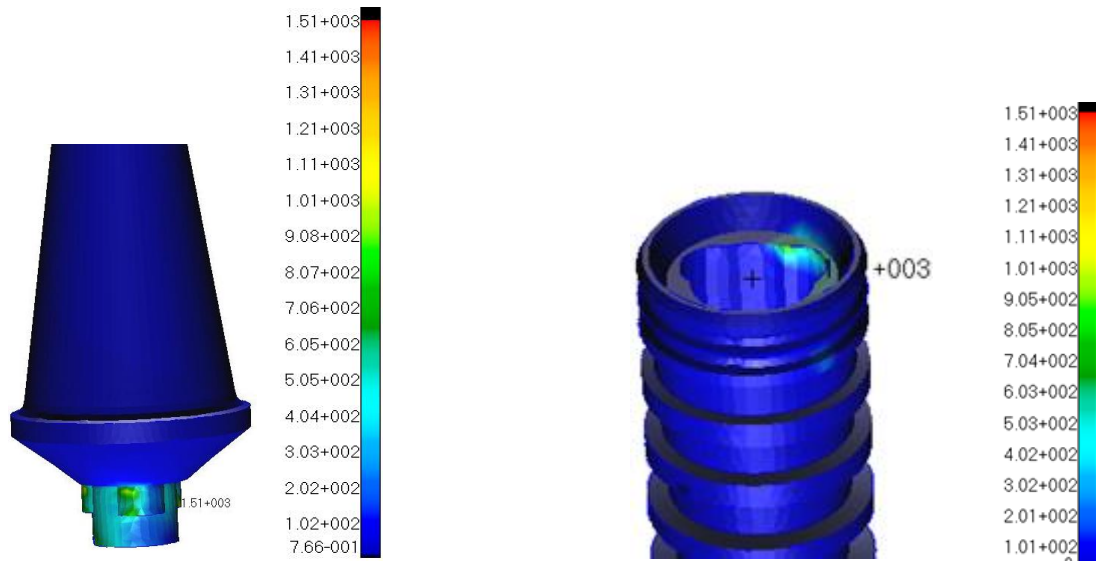


Şekil 3.8. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 3 Modelde (İnternal Oktagonal) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.3.4. Oblik kuvvet uygulanan Tip 4 Model (Trilop bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde abutmentin üçlü pozitif uzantıların köşe yüzeylerinde en yüksek değerler saptanmıştır. Stres abutmentin implant içerisine yerleşen kısmında yüksek değerlerde olup, abutment basamağından abutmentin insizal kısmına kadar homojen ve daha düşük değerlerde seyretmiştir. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 1520 MPa ile abutmentin üçlü pozitif çıkıntı yüzeyleri ile yine aynı değerde bu çıkıntıların implant içerisine yerleştiği bölgelerde tespit edilmiştir.

Oblik yükler altında tip 4 modellerde aksiyel yüklere oranla 6,7 katlık bir stres artışı görülmüştür. Bu grupta oluşan Von Mises gerilim değerleri titanyum implant materyalinin tolere edebileceği değerleri aşmaktadır.

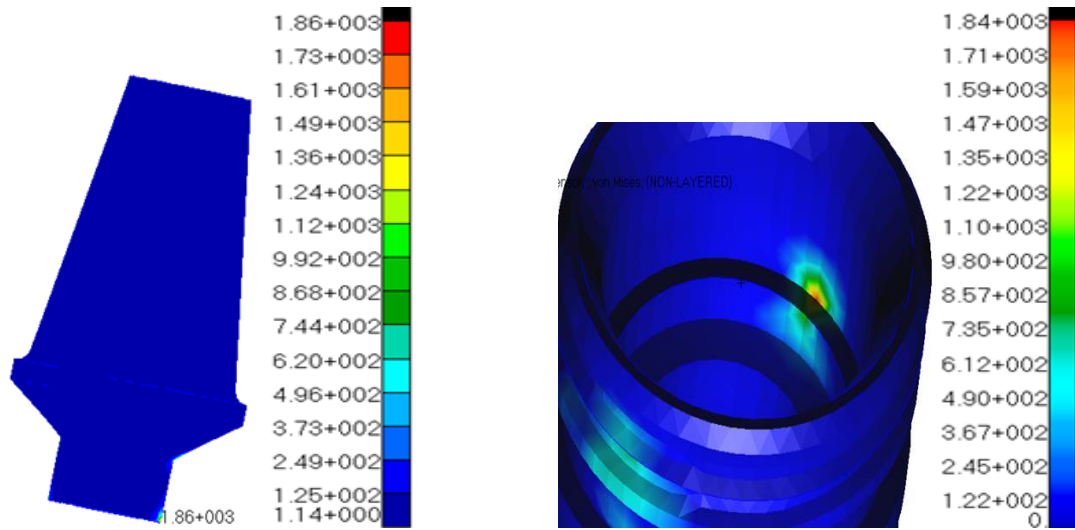


Şekil 3.9. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 4 Modelde (İnternal Trilop) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.3.5. Oblik kuvvet uygulanan Tip 5 Model (Konik bağlantı)

Bu gruptaki implant-abutment bağlantı sisteminden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; implant-abutment birleşim bölgesinde abutmentin en apikal köşe yüzeyinde en yüksek değerler saptanmıştır. Yüksek stres değeri bu bölgede lokalize olup, abutmentin insizal bölgesine doğru çıktıkça stres değerleri homojen bir görüntü oluşturmakta ve düşük değerlerde seyretmektedir. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 1860 MPa ile abutmentin konik bağlantı kısmının apikal bölgesindeki köşe yüzeyde ve 1940 MPa ile implant gövdesi içerisinde abutmentin implantla bağlantı yapan kısımlarının oturduğu noktalarda tespit edilmiştir.

Oblik yükler altında tip 5 modellerde aksiyel yüklere oranla 7,8 katlık bir stres artışı görülmüştür. Bu grupta oluşan Von Mises gerilim değerleri titanyum implant materyalinin tolere edebileceği değerleri aşmaktadır.



Şekil 3.10. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 5 Modelde (İnternal Konik) Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri

3.4. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerin Birbirleri ile Karşılaştırılması

3.4.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 2 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 2 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; stresin lokalizasyonu ve homojenitesi benzerlik göstermektedir. Her iki modelde de en yüksek stres değerleri, implant-abutment bağlantı biriminin köşe yüzeylerinde (Tip 1 modelde 3210 MPa, Tip 2 modelde 2880 MPa) ve bu yüzeylerin implant ve abutmentin birbiri içerisine yerleştiği yüzeylerde (Tip 1 modelde 2800 MPa, Tip 2 modelde 2890 MPa) görülmüştür. Yüksek stres değerleri sadece bu bölgelerde lokalize olup abutment apikal basamağından insizal kısmına kadar stres çok düşük değerlerde ve homojen olarak dağılmıştır.

3.4.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 3 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; en yüksek stres değeri her iki modelde de yaklaşık olarak 6 kat artış göstermiştir. Yukarıda bahsedildiği üzere Tip 1 ve tip 3 modeller bağlantı geometrisi yönünden benzerlik gösterdiğinden ötürü; oblik yüklemeler altında da stres dağılım ve homojeniteleri benzerdir. Tip 1 modelde en yüksek stres değeri abutmentin heks bağlantı biriminin abutment boynu ile birleştiği köşe yüzeyde 3210 MPa iken; Tip 3 modelde en yüksek stres değeri abutmentin oktagonel bağlantı biriminin köşe yüzeylerinin implant içerisine oturduğu bölgede 2130 MPa'dır.

3.4.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 4 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; dik kuvvet uygulanan modellere oranla Tip 1 modelde 5, 6 kat; Tip 4 modelde ise 6, 7 katlık bir stres artışı söz konusudur. Tip 1 modelde en yüksek stres değeri abutmentin heks bağlantı biriminin abutment boynu ile birleştiği köşe yüzeyde 3210 MPa iken;

Tip 4 modelde en yüksek stres değerleri 1520 MPa ile abutmentin üçlü pozitif çıkıntı yüzeyleri ile yine aynı değerde bu çıkıntıların implant içerisine yerleştiği bölgelerde görülmüştür.

Her iki modelde de stres, bağlantı birimlerinin köşe yüzeylerinden düz yüzeylerine geçiş yaptıkça ciddi oranlarda düşmekte ve abutmentin boyun kısmından insizal kısmına kadar homojen ve düşük değerlerde seyretmektedir (200-400MPa).

3.4.5. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 1 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 1 ve Tip 5 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 5 modelde oluşan stresin çok daha küçük bir alanda lokalize olduğu görülmektedir. Bunun nedeni bağlantı biriminin daha yuvarlak hatlara sahip olmasıdır. Bunun yanında stres, Tip 1 modelde implant-abutment bağlantı biriminin köşe yüzeyinde, Tip 5 modelde ise bağlantı biriminin kenar yüzeyinde maksimum seviyede görülürken; bu yüzeyin devamında azalarak abutment boynundan itibaren homojen bir biçimde abutmentin insizal kısmına çıkmaktadır. Modellerde oluşan en yüksek stres değerlerine bakacak olursak Tip 1 modelde 3210 MPa (abutmentin heks bağlantı biriminin abutment boynu ile birleştiği köşe yüzeyde), Tip 5 modelde ise 1940 MPa (abutmentin bağlantı biriminin implant gövdesi içerisine oturduğu köşe yüzey)' dir. Bu değerler dik kuvvet uygulamalarına göre Tip 1 model için 6, Tip 5 model için yaklaşık 8 katlık bir artış demektir.

3.4.6. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 3 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 2 ve Tip 3 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 2 ve Tip 3 modellerin her ikisinde de ortalama 6 katlık bir stres artışı görülmektedir. Her iki model de stres dağılımı yönünden yine benzerlik göstermektedir ancak oblik yükler altında görülen en yüksek stres değerleri, dik kuvvetler altında görülen stres değerlerinden farklı olarak, karşı komponentlerde gözlemlenmiştir. Bu da Tip 2

model için implant gövdesinden çıkan bağlantı biriminin abutment içerisine yerleştiği köşe noktaları (2890 MPa), Tip 3 model için de abutment bağlantı biriminin implant içerisine yerleştiği bölgedeki köşe kısımları (2130 MPa) temsil etmektedir.

3.4.7. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 2 ve Tip 4 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; modeller stres dağılımı ve lokalizasyonları olarak büyük benzerlik göstermektedir. Her iki modelde de stres bağlantı birimlerinin köşe yüzeyleri ve bu yüzeylerin çevresinde yoğunlaşmış ve abutment üzerinde homojen bir dağılım gerçekleşmiştir. Tip 2 model için oblik yükler altında en yüksek stres değeri, implant gövdesinden çıkan bağlantı biriminin abutment içerisine yerleştiği köşe noktalarında 2890 MPa, Tip 4 model için en yüksek stres değeri ise abutmentin üçlü pozitif uzantıların köşe yüzeylerinde 1520 MPa'dır.

3.4.8. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 2 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 2 ve Tip 5 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 2 modelde oblik yükler altında dik kuvvet uygulanan modele oranla 6 katlık, Tip 5 modelde ise dik kuvvet uygulanan modele oranla 8 katlık bir artış görülmüştür. Tip 2 modelde en yüksek stres değeri implant gövdesinden çıkan bağlantı biriminin abutment içerisine yerleştiği köşe noktalarında 2890 MPa iken; Tip 5 modelde abutmentin konik bağlantı biriminin en apikal noktasının implant içerisine yerleştiği noktada 1940 MPa'dır. Stres bu noktalar etrafında yüksek değerlerde olup abutment üzerinde homojen ve düşük değerlerde görülmektedir.

3.4.9. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 4 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 3 ve Tip 4 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; Tip 3 modelde en yüksek stres değerleri 2120 MPa ile abutmentin sekizgen bağlantı kısmının, abutment boynuyla birleştiği köşe bölgesinde ve 2130 MPa ile abutmentin implant içerisine yerleştiği bölgede köşe kısımlarının oturduğu noktalarda görülmüştür ve bu noktaların çevresi dışında stres değerleri eşit miktarda ve düşük değerlerde tespit edilmiştir. Tip 4 modelde ise en yüksek stres değerleri 1520 MPa ile abutmentin üçlü pozitif çıkıntı yüzeyleri ile yine aynı değerde bu çıkıntıların implant içerisine yerleştiği bölgelerde görülürken Tip 3 modelin aksine implant içerisine oturan tüm bağlantı yüzeyinde yüksek stres değerleri görülmüştür, abutment basamağından itibaren stres birikimi azalmış ve tüm abutment yüzeyinde düşük değerlerde tespit edilmiştir. Ayrıca her iki model için de dik kuvvet uygulamasına oranla stres miktarı ortalama 6 katlık bir artış göstermiştir.

3.4.10. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 3 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 3 ve Tip 5 modeller oblik kuvvetler altında incelendiğinde; stres değerlerinde dik kuvvet uygulanan modellere oranla Tip 3 model için ortalama 6, Tip 5 model için ise ortalama 8 katlık bir artış görülmüştür. Her iki modelde de en yüksek stres değerleri abutmentin implantla bağlantı yapan kısımlarının implant gövdesi içerisine oturduğu noktalarda tespit edilmiştir (Tip 3 model için 2130 MPa, Tip 5 model için 1940 MPa). Her iki model için de stres birikimi implant-abutment bağlantı bölgesinde lokalize olup abutment gövdesinde homojen ve düşük miktarlarda görülmüştür (300-450 MPa)

3.4.11. Oblik Kuvvet Uygulanan Tip 4 ve Tip 5 Modellerin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki Tip 4 ve Tip 5 modeller dik kuvvetler altında incelendiğinde; her iki model stres dağılımı ve lokalizasyonu bakımından benzerlik göstermektedir. Tip 4

model için en yüksek stres değerleri 1520 MPa ile abutmentin üçlü pozitif çıkıntı yüzeyleri ile yine aynı değerde bu çıkıntıların implant içerisine yerleştiği bölgelerde tespit edilmiştir ve stres bu bölgenin çevresinde abutment basamağına kadar olan kısımda yüksek seviyelerde seyretmiş abutment basamağından, abutment insizal kısmına kadar düşük değerlerde ve homojen bir görüntü çizmiştir. Tip 5 modelde ise en yüksek stres değerleri 1940 MPa ile implant gövdesi içerisinde abutmentin implantla bağlantı yapan kısımlarının oturduğu noktalarda tespit edilmiştir. Tip 4 modelin aksine stres çok küçük bir alanda lokalize olup bu noktalar dışında homojen ve düşük değerlerde seyretmiştir.

Tip 4 modelde dik kuvvet uygulanan modele oranla yaklaşık 6,7 katlık bir stres artışı söz konusu iken; Tip 5 modelde 7,8 katlık bir stres artışı görülmektedir.

3.5. 5 Farklı Modelin Hareket serbestliği Derecelerinin Hesaplanması

Hareket serbestliğini hesaplamak için iki farklı denklem kullanılmıştır. İnternal hegzagon, internal oktagon ve internal konik gibi eşkenar çokgen tasarımına sahip modellerde aşağıdaki formül kullanılarak hareket serbestliği hesaplanmıştır.

$$\alpha = \frac{360^\circ}{n} - 2 \cdot \cos^{-1} \left[\cos \left(\frac{180^\circ}{n} \right) + \frac{C}{R_1} \right]$$

' α ' hareket serbestliği derecesi iken; 'n' kenar sayısı, 'C' pozitif tolerans, 'R' ise iki köşe arasındaki uzaklığın yarıçapıdır.

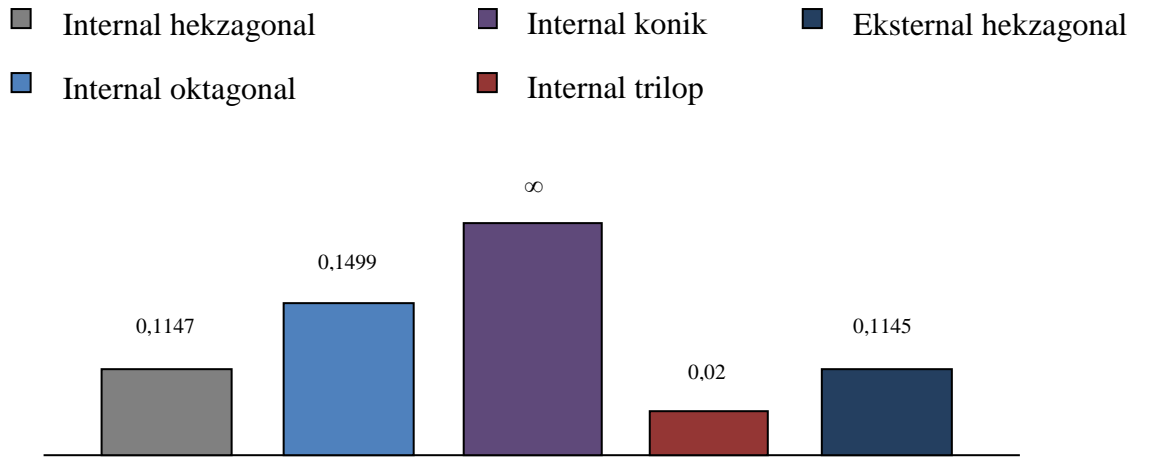
Eşkenar olmayan çokgenlerde, yani çalışmamızdaki trilop bağlantı tasarımında ise aşağıdaki formül kullanılarak hareket serbestliği hesaplanmıştır.

$$\alpha = 2 \cdot \left[\cos^{-1} \left(\frac{D^2 + d^2 - (K + R_2 + C)^2}{2dD} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{D^2 + d^2 - (K + R_2)^2}{2dD} \right) \right]$$

' α ' hareket serbestliği derecesi iken; 'D' implantın dış kavisinin merkezinden abutmentin dönme eksenine olan uzaklık, 'd' implantın i kavis merkezinden abutmentin dönme eksenine olan uzaklık, 'K' i kavisin yarıçapı, 'R₂' dış kavisin yarıçapı ve 'C' pozitif tolerans (clearance) değeridir.

Clearance, implant ve abutment gövdesi arasındaki gerçek boşluğun uzunluk değeridir. Çalışmamızda clearance değerini implant-abutment bağlantı yüzeyindeki kusursuz uyum koşullarını tasvir etmesi amacıyla her iki formül için de 0.01 μm olarak alınmıştır.

Hareket Serbestliği (Θ)



şekil 3. 11. 5 farklı tip implant-abutment bağlantı tasarımına ait hareket serbestlik dereceleri

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının amacı; eksternal ve internal (hegzagonal, oktagonal, konikal, trilop) implant-abutment bağlantı şekillerinde oluşan streslerin ve implant-abutment arasında görülen hareket serbestlik derecelerinin 3 Boyutlu Sonlu Stres Analiz Yöntemiyle değerlendirmektir.

Dental implantların; protetik diş hekimliğinin tüm yeniliklerinden daha çok etkilendiği görülmektedir (Mericske-Stern, 2008). Günümüzde başarı oranlarının da artması ile dental implantlar; diş eksikliklerinin tedavisinde çok geniş bir kullanım alanına sahiptir.

Dental implantların başarı ya da başarısızlığı; üzerlerine gelen çiğneme yükünün implanta nasıl transfer edildiğine ve çevresindeki kemik tarafından nasıl absorbe edildiğine dayanır. Başarılı bir dental implant uygulamasının kriterlerinden bir tanesi; radyografik olarak implant çevresindeki vertikal kemik kaybının 2'mm den az olmasıdır. İmplant çevresindeki kemiğin yıkımına etki eden faktörler; travmatik cerrahi uygulama, aşırı oklüzal yükler, implant ve abutment arasında oluşan mikroboşlukdan mikrobiyal kontaminasyon, implant-abutment arasındaki mikro hareketlilik ve tekrarlayan abutment vida gevşemeleri ve sıkıştırılmalarıdır (Yamanishi ve ark, 2012).

İmplant ve abutment arasında oluşan mikroboşluklar, mikrobiyal sızıntıya neden olabilmektedir. Mikroorganizmalar 10 µm'a kadar olan boşluklara penetre olabilmektedirler. Bu penetrasyonun sonucu implant-abutment kompleksinin arayüzeyinde plak oluşumu gözlenir ve bu da implant çevresi yumuşak ve kemik dokuda enflamasyona neden olmaktadır. Daha kötü bir senaryoda ise enflamasyon gingivitise, kemik kaybına ve implant başarısızlığına neden olabilir. Peri-implant tedavi protokolleri implant çevresi iltihaplanmaların tedavisinde kullanılsa da kemik kaybı geri dönüşümsüz bir olaydır ve implant başarısızlığı da bu tedavinin sonucunda görülen yaygın bir komplikasyondur (Saidin ve ark., 2012).

Bu bilgiler ışığında implant- abutment bağlantısının tasarımı ve restorasyon üzerine gelen yükler, restorasyonun geleceği açısından büyük önem taşımaktadır.

Bağlantının tipi, implant-abutment arayüzeyinde oluşan hareket serbestliği ve implant-abutment arayüzeyinde oluşan streslerin bilinmesi hem implant-abutment bağlantı tipinin seçiminde hem de oluşacak stresleri azaltmak için restorasyonlarda ne gibi düzenleme veya modifikasyonlar yapılması gerektiği konusunda yol gösterecektir.

İmplant-abutment bağlantı tasarımlarını ve oklüzal yüklemeler sonucu oluşan stresleri değerlendiren birçok çalışma mevcuttur (Michalakos ve ark., 2014; Raoofi ve ark., 2013). Ancak yapılan çalışmalar sonucunda hala çelişkili sonuçlar ortaya çıkmakta ve fikirbirliği oluşturulamamaktadır. Çoğu uluslararası alanda yapılan bu çalışmaların hem sayılarının azlığı hem de Türkçe literatürde geniş bir biçimde ele alınmadığı görülmüştür. Ayrıca literatürde farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarını inceleyen çalışmaların hiçbiri, bu konuyu çalışmamızdaki gibi 5 farklı bağlantı tasarımı ile kapsamlı bir biçimde ele almamaktadır. Yine literatürü incelediğimizde farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarının hareket serbestliğinin sadece bir makalede incelendiği görülmektedir (Saidin ve ark., 2012). Bu noktada çalışmamızın bu eksiklikleri kapatacağı düşünülmektedir.

Malzeme özellikleri bilinen herhangi bir yapıda yük, basınç veya ısı gibi dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler; kırılma vernik metodu, gerinim ölçme (strain gauge) metodu, fotoelastik gerilme analizi metodu lazer ışını ile analiz metodu (holografik interferometre), radyotelemetri ile analiz metodu ve sonlu eleman analizi metodudur.

İmplant destekli protezlerde en uygun biyomekanik koşulları sağlamak için, protezin başarısını etkileyen biyomekanik faktörleri en iyi şekilde organize etmek gerekmektedir. Diş hekimliğinde, kemik içi ve implantta oluşan stres ve gerinim seviyeleri invivo olarak ölçülemediği için, biyomekanik kuralların kullanıldığı birçok

invitro çalışma yapılmaktadır. Fotoelastik yöntemlerin stres değerlendirmesinde, nitel olarak yeterli olmasına karşın nicel olarak yetersiz olması ve modellerin yapıldığı materyalin gerçeğe uygun olmaması; gerinim ölçer (strain gauge) yönteminde ise; gerinim ölçerlerin boyutlarından ötürü küçük objelerle yapılabilen araştırmalarla sınırlı olması ve farklı güçlerin benzer tek yönlü gerinim sonuçlarına yol açabilmesi; kırılma vernik metodunda sayısal değerler elde edilememesi, lazer ışını ve radyotelemetri metodlarının uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunması, sonlu elemanlar analizi metodunu diğer metodlara kıyasla daha üstün hale getirmektedir. Çünkü bu yöntemde sonuçların hassasiyeti çok daha yüksektir ve gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir. Ayrıca detaylı modelleme ve ağ yapısı ile gerinim konsantrasyonu ve kontakt gerinimleri karşılaştırmaları çok daha hassas ve detaylı değerlendirilebilir (Geng ve ark., 2001; Karl ve ark., 2009).

Sonlu eleman analizi; mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılan teorik teknik üzerine kurulu bir metottur. Diş hekimliğinde implant ve kemik dokusuyla ilgili birçok araştırmada bu teknikten faydalanılmıştır. Bu çalışmalardaki temel amaç, risk faktörleri ile ilgili bulguların, klinik uygulamalar ile ampirik olarak incelenmesi yerine, biyomühendislik ilkeleri kullanılarak incelenmesidir (İplikçioğlu ve Akça, 2002).

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir biçimde incelenir ve yorumlanır. Bu analiz, üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülerek gerçekleştirilir.

Sonlu eleman analizlerinin; yüksek derecede doğruluk, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılardaki farklı stres durumlarını gösterebilmesi ve farklı mekanik parametrelere sahip objelerin incelenebilmesi gibi avantajları mevcuttur (Karl ve ark., 2009). İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yönteminde düzlemin dışındaki deformasyonlar, gerilim ve gerinimler önemsizdir. Bu durum maliyeti azaltır, ancak daha fazla hataya neden olmaktadır. Üç boyutlu sonlu eleman analizi, kemik

dokularındaki stresleri daha gerçekçi ve detaylı olarak gösterdiği için 2 boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi yerine tercih edilmektedir (Darbar ve ark., 1994). Bu avantajlar dikkate alınarak, çalışmamızda MSC.PATRAN/NASTRAN 3 boyutlu sonlu eleman analiz programı kullanılmıştır.

3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi 20 yılı aşkın bir süredir; implantın, implant çevresindeki kemiğin, protetik komponentlerin ve protezlerin biyomekanik özellikleri hakkında bize bilgi sağlamaktadır. Ancak matematiksel modellerin ve bilgisayar simülasyonlarının kullanılması; materyal özellikleri, geometrileri ve yükleme koşullarını basite indirgemeyi de kapsamaktadır ve bu da sonuçların klinik deneyimlerle birebir örtüşmemesine neden olabilmektedir. Dolayısıyla sonlu eleman analizi uygulanırken modeller arasında nicelikten ziyade niteliğin ön plana çıkarıldığı karşılaştırmalar uygulanmalıdır. Bundan dolayı çalışmamızdaki modeller, klinik koşullarında implantta ve abutmentta oluşan strese kıyasla reel ve kesin bilgi vermeyebilir. Ancak karşılaştırmalı bir çalışma için; bazı basite indirgemeler, klinik koşulları yansıtması amacıyla mantıklı karşılanabilir. Materyal özellikleri stres dağılımını ve yapılarada meydana gelen deformasyonu direkt olarak etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, ortotropik ve anizotropik şekilde modellenebilmesine rağmen birçok çalışmada ve bizim çalışmamızda homojen ve lineer izotropik olarak modellenmiştir (Alvarez-Arenal ve ark., 2013).

Dental implantoloji alanında yapılan çoğu sonlu eleman analizinde kullanılan modellerde; kortikal kemik ile spongios kemik, implant ile çene kemiği ve implant ile abutment kesintisiz olarak temastadır (Himmlova ve ark., 2004; Petrie ve Williams, 2005). Bizim çalışmamızda implant abutment bağlantı bölgesindeki oluşan stresler incelendiğinden implantın çapı, boyu, tasarımı ve implantı çevreleyen kortikal ve spongios kemik tüm modellerde aynı kabul edilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi modelleri çoğunlukla peri-implant dokuyu doğru bir şekilde yansıtmaazlar. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analiz yönteminin bir takım eksikliklerinin de olduğunun göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

Diş hekimliğinde implant destekli sabit protez üst yapısı olarak metal destekli porselenler oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Literatürde, sonlu elemanlar ve fotoelastik stress analiz çalışmalarındaki örnekler incelendiğinde, üst yapı olarak; Au-Pd alaşımı, Ag-Pd alaşımı ve baz metal alaşım destekli porselen kullanıldığı görülmektedir (Al Jabbari, 2014). Bizim çalışmamızda ise protetik kron kullanılmamıştır. Bu çalışmanın ilgilendiği alan bu komponentin gözden çıkarılmasına izin vermektedir çünkü esas amacımız; proksimal kontakt noktaları yoluyla komşu elemanlardan gelen stres dağılımını dışarıda tutarak, uygulanan kuvvetle komponent arasında doğrudan bir yükleme canlandırmaktır (Hanaoka ve ark., 2013). Böylece çalışma tamamen implant-abutment bağlantı bölgesine odaklanmıştır. Protetik kron kullanılmaması implant-abutment bağlantı bölgesinde oluşan stres dağılımını etkilemeyecektir çünkü bu değişken tüm modeller için ve tüm yükleme koşullarında sabittir (Alvarez-Arenal ve ark., 2013). Ancak yüklemenin yapılacağı mesafe $M=Fx d$ (M: Moment, F: Kuvvet d: mesafe) kuralından dolayı oluşacak momentin büyüklüğünü etkilemektedir bu da incelediğimiz bölgede oluşacak stres değerlerini etkileyeceğinden ötürü kuvvetin uygulandığı yer ile abutment-implant bağlantısı arası olan kron mesafesi hesaba katılmıştır.

Ek olarak herhangi bir vakada herhangi bir noktaya ya da yüzeye uygulanan oklüzal kuvvetler, temel statik ilkelerine göre yapı kesitinin üzerinde istenilen bölgeye kuvvet/moment dengesinde taşınabilir bu sebeple yük taşınmasında aracı olan yapılar statik hesaplarda göz ardı edilebilir. Ayrıca kabullerimize göre çiğneme kaslarının hareketini ve temporomandibular eklemi simule eden kuvvet faktörleri hesaplarımızda krona uygulanan vektörel kuvvetler olarak tanımlanmıştır.

Maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve arka farklı bölgelerinde değişiklik göstermektedir. Doğal diş ve implant üstü protezlere gelen kuvvetlerin karşılaştırıldığı birçok çalışmada farklı değerler elde edilmiştir (Bakke ve ark., 1989; Eijden, 1991; Mericke-Stern ve Zarb, 1996; Morneburg ve Pröschel, 2002; Ikebe ve ark., 2005; Choi ve ark., 2005). Dental implantlar ile yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında sadece aksiyel ve horizontal yükleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Kombine yükler (vertikal, oblik) de büyük önem taşımakta ve oklüzal

yükleri daha gerçekçi temsil etmektedir (Geng ve ark., 2001). Bu çalışmada 300 N' luk kuvvet vertikal olarak ve oklüzal yüzeye 45 derecelik açı ile uygulanmıştır. Günümüzde, yetişkin bir erkeğin ortalama statik çiğneme kuvveti 100-150 N olarak kabul edilir. Meriske-Stern, ITI implant destekli sabit parsiyel protezler ile restore edilen parsiyel dişsiz hastalar ile yaptıkları in-vivo çalışmada, maksimum ısırma kuvvetlerinin, premolar ve 1. Molar bölgesinde 200 N' un altında, 2.molar bölgesinde ise 300 N'un altında olduğunu tespit etmiştir. Çalışmamızda 300 N' luk kuvvetle yükleme yapılmasının nedeni normal oklüzal kuvvetlerin biraz üstüne çıkarak implant ve kemik için gerçekten yıkıcı bir yük geldiğinde bağlantı sistemlerinin vereceği cevabı ölçmektir. Saidin ve arkadaşları (2012), farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarında oluşan stresleri inceledikleri bir çalışmada 1. molar dişe aksiyel olarak 300 N ve oblik olarak 30 derece açı ile 100 N uygulamışlar ve trilop bağlantı sisteminin implant-abutment arayüzeyinde en az stres birikimine sebep olan bağlantı tasarımı olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Raoofi ve arkadaşları 2012 yılında yaptıkları çalışmada 3 farklı implant-abutment bağlantı tasarımını, 100 N ve 300 N aksiyel ve oblik yüklemeler altında 2 aşamada incelemişler ve trilop bağlantı tasarımını en başarılı bağlantı sistemi olarak belirtmişlerdir. Çalışmamızda da aksiyel ve oblik 300 N' luk yükleme kuvveti altında en başarılı implant-abutment bağlantı tasarımı, trilop bağlantı sistemi olarak belirtilmiştir.

İmplant-abutment bağlantı sistemlerinin doğruluğu ancak yükleme siklusunun ıslak bir ortamda yapılmasıyla gerçekçi olabilir (Michalakis ve ark., 2014). Buna rağmen çiğneme sistemi, taklit edilmesi imkansız olan kuvvet şekilleri üretebilmektedir; bu nedenle sonlu eleman analizlerinin gerçeğe yakın sonuçlarına rağmen; klinisyenler sonlu eleman analiz sonuçlarını değerlendirirken bu kısıtlamaları göz önünde bulundurmalıdırlar (Alvarez-Aneral ve ark., 2013). Bunun yanında bazı çalışmalar aksiyel yükleme ile birlikte 10 N'dan 40 N'a (Maeda, Y., 2007; Chang, CL., 2010) kadar horizontal yükleme uygularken kimileri 100 N'dan 250 N'a kadar çıkmaktadır (Baggi, L., 2008; Sahin, S., 2002; Chun, HJ., 2006). Yine 0, 15, 30, 45 olmak üzere farklı açılanmalarla yükleme yapan çalışmalar mevcuttur. Bazı çalışmalarda da 0 ve 90 derece (Baggi, L., 2008; Chang, CL., 2010) olmak üzere çok da gerçekçi olmayan

yüklemeler mevcuttur. Bunun sebebi normal çiğneme ve parafonksiyonel hareketler sırasında horizontal kuvvetlerin nadir olarak oluşmasıdır.

Çalışmamızda, dik ve oblik kuvvetlerin uygulandığı noktalar Okesson' un belirttiği oklüzyon temas noktalarıdır (Okeson, 2008). Bu yükleme şeklinin klinik durumu en doğru şekilde yansıttığı düşünülmektedir. Çalışmamızda protetik kron kullanılmadığından, yükleme yapılacak olan bölgenin implant-abutment bağlantı bölgesine olan mesafesi Wheeler Diş Anatomisi Atlası' na göre belirlenmiştir (Ashley ve Stanley, 2003).

Dental implant sistemlerinin en büyük önceliği; başarılı bir cerrahi ile kemik içerisine yerleştirilmiş bir endosseal implant ve ardından tek diş veya çok sayıda diş yerleşimine izin verecek transmukozal parçaların uygun bir biçimde konumlandırılmasıdır. Transmukozal komponentler tipik olarak implant gövdesine internal ya da eksternal geometri aracılığıyla bir vida yardımıyla bağlanırlar. Abutmentin implant gövdesine oturma ve adaptasyon işlemi tamamlandıktan sonra, implant üreticisinin önceden belirlediği değerler doğrultusunda komponentler arasında kenetleme işlemi diğer adıyla vida torklaması gerçekleştirilir (Coelho ve ark., 2008)

Laboratuvar çalışmalarında görülmüştür ki; vida ilişkili başarısızlıklar, (vida retansiyon kaybı, vida kırıkları) implant-abutment bağlantı uyumsuzluğundan kaynaklanmaktadır. Bu uyumsuzluk sonucu görülen mikboşluklar, çevre kemikte, implant yüzeyinde ve bağlantı komponentlerinde stresin artmasına neden olmaktadır (Coelho ve ark., 2008).

Geçmişte; vida gevşemeleri ve kayıpları implant sistemiyle yalnızca 0.8 mm bağlantısı olan kısa lateral duvarlara sahip eksternal bağlantı ile ilişkilendirilmekteydi. Ancak günümüzde yaygın olarak kullanılan 2.4 mm lateral duvarlara sahip internal bağlantı sistemi ile biyomekanik avantaj sağlanmaktadır (Karunagaran ve ark., 2013)

Jemt ve arkadaşları (2008) yaptıkları çalışmada 2 mm' den daha az bağlantı yüksekliğine sahip eksternal bağlantılarda %40 lara ulaşan bir vida gevşemesi problemi görüldüğünü belirtmiştir. Bunun aksine Levine ve arkadaşları tek diş üzeri kronlarda yaptıkları araştırmada internal konik bağlantı kullanmışlar ve vida retansiyonuna bağlı komplikasyonların %3.6 ile %5.3 oranları arasında görüldüğünü rapor etmişlerdir.

Vida, implant destekli bir protezin en önemli komponentlerinden biridir. Vida gevşemeleri daha çok tek kron içeren implant üstü protezlerde görülse de çoklu restorasyonlarda da sık sık meydana gelmektedir. Yapılan klinik çalışmalarda ilk kontrol muayenesinde %6 ile %31 arasında değişen oranlarda vida kayıpları gözlenmiştir ve bu kayıplar premolar bölgede kesici bölgeye oranla daha fazladır.

Vida ile vidanın sıkışırken temas ettiği implant-abutment arayüzeyleri vida eklemeni oluştururlar. Ve vida eklemeni ayırmaya çalışan kuvvetler implant ve abutmenti birarada tutan kuvvetlerden büyük olduğunda vida kaybı gözlenir.

Sahin ve arkadaşları (2002) yaptıkları çalışmada mikrobiyal kontaminasyonun vida gevşemesine neden olduğunu belirtmişler ve morse taper geometrisinin bu konuda en avantajlı bağlantı sistemi olduğunu vurgulamışlardır.

Bu çalışmada farklı implant abutment bağlantı tasarımlarındaki geometrik alternatiflerinin oluşturduğu stres farklarına odaklanıldığı için; tüm modellerde ve koşullarda sabit olan vida ve ön sıkışma etkisi her alternatifte aynı stres farkını oluşturacağı için ve çalışmamızda dikkate alınmamıştır.

Çalışmamızda modellenen farklı tipte implant-abutment bağlantı sistemlerinde en yüksek stres değerleri, uygulanan oblik kuvvetler sonucu tüm modellerde, abutmentin implant içerisinde oturduğu en apikal bölgede ve abutmentin implantla birleşen köşe yüzeylerinde gözlenmiştir. Yüklemeler özellikle köşe arayüz kontağı ile iletilecek şekilde oryante edilmiş ve bu şekilde en kötü durum simule edilmiştir.

Elde ettiğimiz bulgular daha önceki çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda internal hegzagonal bağlantı sisteminden sonra en yüksek stres değerleri eksternal bağlantıda görülmüştür. Eksternal hegzagon bağlantı sisteminde, implant abutment bağlantı bölgesinin internal hegzagon bağlantı sistemine göre daha insizalde yer alması, kuvvet uygulanan bölgeye olan mesafesini azaltmakta; böylece iki bağlantı sistemi de hegzagon olmasına rağmen internal hegzagon tasarımında daha yüksek stres değerleri gözlemlenmesine neden olmaktadır. Eksternal hegzagon bağlantı sisteminin bu özelliği stres miktarını azaltsa da eksternal bağlantılar; heks yapısının boyutlarına bağlı olarak mikrohareket, rotasyon merkezinin yukarıda olması nedeniyle döndürücü ve lateral hareketlere daha az direnç göstermesi, bunun sonucunda mikrosızıntı ve bağlantı sistemindeki tek rezistans yapı olan vidaya aşırı gerilme gelmesi sonucu retansiyon kaybı ya da vida fraktürü gibi dezavantajlara sahiptir (Verdugo ve ark., 2013). Eksternal hegzagonal bağlantı tasarımında en yüksek stres değerleri implant gövdesinden çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe bölgelerinde ve bu köşe noktaların abutment içerisine yerleştiği bölgede tespit edilmiştir.

Saidin ve arkadaşları (2012) dört farklı internal bağlantı türünü (hegzagonal, oktagon, konik, trilop) inceledikleri bir araştırmada trilop bağlantı sistemini hem stres dağılımı bakımından hem de mikrohareketlilik bakımından en iyi grup olarak belirtmişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızdaki sonuçlar ile de benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda trilop bağlantı sistemi hem hareket serbestliği hem de oluşan Von Mises stres değerleri bakımından en başarılı grup olarak belirtilmiştir.

Yapılan araştırmalarda internal bağlantıların daha uygun bir kuvvet dağılımı oluşturarak abutment vida gevşemesine engel olduğu belirtilmiştir (Coppede ve ark, 2009). Bizim çalışmamızda da en uygun stress dağılımı internal trilop ve konik bağlantı sisteminde görülmüştür. Ancak internal hegzagon bağlantıda görülen stresler abutmentin implant içerisinde kalan bağlantı biriminin köşe yüzeylerinde yoğunlaşmış bu da daha yüksek bir stres miktarı yaratmıştır.

Bunlara ek olarak farklı vida türlerini ve internal/eksternal bağlantıları kıyaslayan ve benzer sonuçların bulunduğu bir araştırmada; internal konik bağlantının tekrarlayan yükleme protokolü karşısında vida gevşemesine karşı eksternal bağlantılara göre daha başarılı olduğu görülmüştür (Park ve ark., 2010). Bu sonuç çalışmamızla paralel bir sonuçtur. Diğer yandan esas önemli noktanın abutment vidasının materyali ya da yüzeyi gibi karakteristik özelliklerinin olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (Piermatti ve ark., 2006; Tsuge & Hagiwara 2009).

İnternal bağlantılar birçok avantaja sahip olsa da birbirini tutmayan çalışma sonuçları halen mevcuttur. Astrand ve arkadaşları (2008) internal ve eksternal bağlantılar arasında benzer stres dağılımları gözlemlerken; Maeda ve arkadaşları (2006) oblik kuvvetler altında iki sistem arasında farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir. Nishioka ve arkadaşları 2011 yılında yaptıkları çalışmada internal hegzagon bağlantıların sanılan aksine diğer sistemlerden daha düşük stres birikimine neden olmadıklarını belirtmişlerdir. Yine bizim çalışmamızda da internal hegzagon bağlantı vertikal yüklemde 568 MPa, oblik yüklemde 3210 MPa değerleriyle diğer sistemlerden daha fazla stres birikimine neden olmuştur.

EQV (Equivalent Von Mises Stress) analizi farklı implant-abutment bağlantıları için farklı stres dağılım örnekleri sunmuştur. En fazla stres konsantrasyonu internal hegzagonal bağlantıda daha sonra eksternal hegzagon, internal oktagon, internal konik ve internal trilop bağlantı gibi geometrik devamsızlıkların görüldüğü abutment formlarının bağlantı birimlerinin köşe yüzeylerinde görülmüştür. Bu bölgelerdeki yüksek stres çatlamalara, mikrofraktürlere ve dolayısıyla mikroboşluklara yatkınlık oluşturmaktadır. Hekzagon, oktagon gibi poligonal (çok köşeli) bağlantılarda abutmentin oklüzal yüzeye yakın kısmında oluşan stresler sonucu meydana gelebilecek mikrofraktürler bakteriyel penetrasyon için bir pencere yaratabilirler. Stresin abutmentin insizal bölgesinde konsantre olmadığı trilop bağlantı sistemlerinde ise bakteri penetrasyonu engellenmiş olsa bile bu stres vida kaybına neden olabilmektedir.

Titanyum dental implantların (Ti-6Al-4V), maksimum gerilme direnci (tensile yield strength) 880 MPa, maksimum sıkışma direnci (compressive yield strength) 970 MPa, maksimum makaslama direnci (shear strength) 550 MPa ve yorulma direnci ise; 240-510 MPa aralığındadır (Asm, 1990; Colings, 1994). Bu değerler göz önüne alındığında çalışmamızda; dik kuvvet uygulanan modeller arasında sadece Tip 1 internal hegzagon bağlantı modelinde, titanyumun maksimum makaslama ve yorulma sınır değerleri aşılmıştır (Tip 1 model için en yüksek stres değeri 568 MPa). Çalışmamızdaki diğer modellerde dik kuvvetler altında implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin hepsi titanyumun yorulma direncinin altındadır. Bunun yanında çalışmamızda oblik yükler koşulunda tüm modellerde ortaya çıkan en yüksek stres değerleri titanyumun materyal sınır değerlerinin çok üzerindedir. Ancak bu sonuç yanıltıcı olabilir çünkü; sınır değerlerinin üzerinde görülen bu çok yüksek stres değerleri (1520-3210 MPa) sadece implant-abutment bağlantı biriminde çok küçük köşe noktalarda görülmektedir. Bu noktaların yakın çevresinde stres miktarı hemen hemen yarı yarıya düşmekte ve küçük bir alan dışında titanyumun sınır değerlerini aşmamaktadır. Tabi ki köşe noktalarda meydana gelen bu yüksek stres birikimleri bu köşe noktalarda mikrofraktürlere, çatlamalara ve mikroboşluk oluşumuna neden olabilmektedir. Uzun dönemde keskin yüzeylerde deformasyon ve implant materyalinde daha kısa sürede yorulma görülmesi riski artmaktadır.

Çalışmamızda tip 1 modeller incelendiğinde (internal hegzagon bağlantı) aksiyel yükler altında stresin daha çok implant ile abutmentin birleştiği bölgede görüldüğü tespit edilmiştir. Bu bölgeden sonra stres abutmentin insizal kısmında ciddi bir biçimde azalmış (130-204 MPa) ve abutmentin orta 3'lüsünde en düşük seviyelere inmiştir. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen heks kısmının, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği bölgede 568 MPa ve yine abutmentin heks köşe kısımlarının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede 541 MPa olarak belirtilmiştir. 45 derecelik oblik yükler altında stres yine implant-abutment birleşim bölgesinde en yüksek seviyededir ve genel olarak stres değerlerinde 5,6 kat artış gözlemlenmektedir. Stresin hemen hepsi bu bölgede lokalize olup abutmentin insizal kısmına çıkıldıkça stres değerleri düşmektedir. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 3210 MPa ile abutmentin hegzagon

kısımının, abutment boynuyla birleştiği köşe bölgesinde ve 2800 MPa ile implant gövdesi içerisinde abutmentin implantla bağlantı yapan köşe kısımlarının oturduğu noktalarda tespit edilmiştir.

Aksiyel yüklemelerde stres seviyeleri kuvvetin alana oranı prensibinden dolayı düşük gözlenirken; oblik yükler altında yapının destek aldığı temas alanları noktasal olduğu için kuvvetin alana oranı çok yüksek olmaktadır ve dolayısıyla oluşan stres de yükselmektedir (coupling etkisi).

Çalışmamızda tip 2 modeller (eksternal bağlantı) incelendiğinde aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri implant-abutment birleşim bölgesinde ve abutmentin insizal kısmında izlenmiştir. Abutmentin orta 3'lüsünde stres değerleri önemli ölçüde azalmış ve abutmentin basamak kısmında en düşük seviyelere ulaşmıştır. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değeri implantın gövde kısmından çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe kısımlarında 486 MPa olarak ve bu altıgen bağlantı biriminin köşe noktalarının abutment içerisinde temas ettiği yüzeylerde 475 MPa olarak belirtilmiştir. 45 derece oblik yükler altında ise stres yine implant-abutment birleşim bölgesinde en yüksek seviyededir ve ortalama 6 katlık bir artış söz konusudur. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri implantın gövde kısmından çıkan altıgen bağlantı biriminin köşe kısımlarında 2880 MPa ve bu köşe kısımlarının abutment içerisine yerleştiği noktalarda 2890 MPa olarak gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda tip 3 modeller (oktagon bağlantı) incelendiğinde en yüksek stres değerleri implant-abutment birleşim bölgesinde izlenmiştir. Bu bölgenin dışında stres değerleri, abutmentin insizal kısmından basamağına kadar giderek azalmıştır. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen sekizgen kısmının, abutmentin boyun kısmıyla birleştiği bölgede 364 MPa ve yine abutmentin sekizgen köşe noktalarının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede 341 MPa olarak belirtilmiştir. 45 derece oblik yükler altında ise stres yine implant-abutment birleşim bölgesinde en yüksek seviyededir ve ortalama 6 katlık bir artış söz konusudur. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 2120 MPa ile abutmentin sekizgen bağlantı kısmının, abutment boynuyla birleştiği köşe bölgesinde

ve 2130 MPa ile abutmentin sekizgen bağlantı biriminin köşe noktalarının implant içerisine yerleştiği noktalarda tespit edilmiştir.

Çalışmamızda tip 4 modeller incelendiğinde (trilop bağlantı) aksiyel yükler altında stresin daha çok implant ile abutmentin birleştiği bölgede görüldüğü tespit edilmiştir. Bu bölgeden sonra stres abutmentin insizal kısmında ciddi bir biçimde azalmış ve abutmentin orta 3'lüsünde en düşük seviyelere inmiştir. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen üçlü pozitif uzantıların apikal kısmında 215 MPa ve bu pozitif çıkıntıların yerleşebileceği negatif boşluğun yer aldığı implantın iç bölgesinde 222 MPa olarak belirtilmiştir. 45 derecelik oblik yükler altında stres yine implant-abutment birleşim bölgesinde en yüksek seviyededir ve genel olarak stres değerlerinde 6,7 kat artış gözlemlenmektedir. Stresin hemen hepsi bu bölgede lokalize olup insizal bölgeye çıkıldıkça stres değerleri düşmektedir. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 1520 MPa ile abutmentin 3'lü pozitif çıkıntı yüzeyleri ile yine aynı değerde bu çıkıntıların implant içerisine yerleştiği bölgelerde tespit edilmiştir.

Çalışmamızda tip 5 modeller incelendiğinde (konik bağlantı) aksiyel yükler altında stresin daha çok implant ile abutmentin birleştiği bölgede görüldüğü tespit edilmiştir. Bu bölgeden sonra stres abutmentin insizal kısmında da yüksek değerlerde seyretmiş ve abutmentin orta 3'lü bölgesinden itibaren abutment basamağına doğru azalarak devam etmiştir. Aksiyel yükler altında en yüksek stres değerleri abutmentin implant içerisine yerleşen konik bağlantı biriminin abutment basamağı ile birleşme noktasında 249 MPa ve yine abutmentin konik kısmının implant gövdesi içerisinde yerleştiği bölgede 255 MPa olarak belirtilmiştir. 45 derecelik oblik yükler altında stres yine implant-abutment birleşim bölgesinde en yüksek seviyededir ve genel olarak stres değerlerinde 7,8 kat artış gözlemlenmektedir. Stresin hemen hepsi bu bölgede olup koronal bölgeye çıkıldıkça stres değerleri düşmektedir. Oblik yükler altında en yüksek stres değerleri 1860 MPa ile abutmentin konik kısmının apikal bölgesi ve 1940 MPa ile implant gövdesi içerisinde abutmentin implantla bağlantı yapan kısımlarının oturduğu noktalarda tespit edilmiştir.

Çalışmamızda; en yüksek stres değerleri aksiyel ve non-aksiyel yükler altında internal hegzagonal bağlantıda görülmüştür ki stresin hemen hepsi abutmentin dış yüzeyi ile implantın iç yüzeyi arasındaki sınırlandırılmış bir bölgede yoğunlaşmıştır. Bu bakımdan ortaya çıkan değerler stresin küçük bir alanda konsantre olması ile açıklanabilir. Stres değerlerinin, yükleme aksiyel eksenden non-aksiyel eksene geçtiğinde 6-7 kat arttığı gözlemlenmiştir. Bu da diğer çalışmalarla paralel olarak yüklemenin gücünden ziyade açısının önemli olduğunu gözler önüne sermektedir (Raooft ve ark., 2012; Saidin ve ark., 2012).

Çalışmamızda poligonal bağlantı tasarımlarında aksiyel yüklere kıyasla oblik kuvvetler uygulandığında; ortalama 5 katlık bir artış görülürken, trilop ve konik gibi poligonal olmayan bağlantı tasarımlarında ortalama 7 katlık bir artış görülmüştür. Bunun yanında aksiyel ve non-aksiyel yükler altında trilop bağlantı en düşük stres değerlerini göstererek en güvenilir bağlantı sistemi olarak öne çıkmıştır. Bu sonuç diğer araştırma sonuçları ile benzerlik göstermektedir (Raooft ve ark., 2012).

İmplant çevresinde oluşan stresin büyüklüğü ve dağılımı birçok yazara göre implantın ebatlarından ve geometrisinden etkilenmektedir. Yıkıcı mekanik başarısızlıklar; implant yorgunluğu, implant kırıkları, üst yapı kırıkları veya retansiyon problemlerinden kaynaklanabilir. Bundan dolayı hem mühendislik hem de klinik bakış açısından, implant tasarımında en önemli kriterlerden biri de aşırı yüklerden kaynaklanan biyomekanik başarısızlıkları minimize edebilecek bir geometrik tasarımdır (Raooft ve ark, 2013).

Çalışmamızda oktagonal bağlantı sisteminin köşe sayısı hegzagonal bağlantı sistemine göre daha fazla olması nedeniyle daha fazla stres oluşması beklenirken daha düşük stres değerleri tespit edilmiştir. Biyomekanik olarak incelendiğinde hem köşe açılarının altıgönde daha dik olması hem de yüzey alanının daha az olması nedeni ile stresler Tip 1 modelde (hegzagonal bağlantı sistemi) daha fazla görülmüştür.

Literatürü incelediğimizde eksternal bağlantı sisteminin internal bağlantı sistemlerine göre biyomekanik açıdan daha başarısız olduğunu belirten birçok araştırma mevcuttur (Mo Shin ve ark., 2014; Covani ve ark., 2013; Freitas-Junior ve ark., 2012). Çalışmamız sonucunda eksternal bağlantı yüzeyinde biriken stres miktarına bakıldığında internal hegzagonal bağlantıdan sonra en yüksek 2. grup olarak öne çıkmaktadır. Eksternal bağlantı sisteminde implant-abutment birleşimi internal hegzagon bağlantı sistemine göre materyalin daha insizal kısma yakın bir yerde olduğundan; uygulanan kuvvete yakınlık artmış böylece internal hegzagon bağlantı sistemine göre daha düşük stres değerleri gözlemlenmiştir. Bunun yanında eksternal bağlantı sisteminin rotasyon merkezinin insizale yakın konumlanması nedeniyle döndürücü ve lateral hareketlere daha az direnç göstermesi, buna bağlı olarak mikrosızıntı ihtimali bu sistemin tercih edilmemesindeki en önemli nedenlerdendir (Acar A., İnan, Ö., 2001).

Çalışmamız sonuçlarına bakıldığında aksiyel ve non-aksiyel yükler altında trilop bağlantı en düşük stres değerlerini göstererek en güvenilir bağlantı sistemi olarak öne çıkmıştır. Bu sonuç diğer araştırma sonuçları ile benzerlik göstermektedir (Raofi ve ark., 2012; Saidin ve ark., 2012). Trilop bağlantı sisteminden sonra ise en düşük stres değerleri internal konik bağlantıda tespit edilmiştir. Konik bağlantı sisteminin eşkenar bağlantı sistemlerine göre daha düşük stres değerlerine sahip olduğu halde daha az kullanılmasının nedeni olarak ise ortaya koyduğu mikrohareketlilik gösterilebilir. Konik bağlantılarda seçilen nokta açısız eksende ilerleyeceği ve radial bir uzama yaşamayacağı için hiçbir şekilde toleransdan oluşan açığı kapatamayacaktır ve paralel olarak ilerlediği için sonsuzda birleşeceği kabul edilir bu sebeple rotasyonel DOF (degree of freedom) değeri sonsuz olarak gösterilmiştir.

Abutment, diş, implant çevresindeki stres dağılımları; protetik yapılar ve implant başarısızlıklarını minimuma indirmek için hesaplanmaktadır. Daha önceki 3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemlerinin birçoğunda modeller gerçek implantlardan elde edilmemektedir. Çalışmamızdaki modeller mümkün olduğunca gerçek modellere benzetilmiştir. Böylelikle bu çalışmanın sonuçları uygun internal bağlantı seçiminde daha mantıklı seçimler yapmamıza olanak sağlamaktadır.

İlaveten; sonuçlarımız biyomekanik riskleri indirgenmiş yeni implant sistemlerinin tasarımında yararlı olabilir (Raooft ve ark., 2013).

Mikrohareketlilik; prostodontik implantolojide çok önemli bir parametre olmasına rağmen, bu konuya gösterilen ilgi düşüktür. Bu parametre; implantların kemikle olan primer stabilitesini ve komponentleriyle olan sekonder stabilitesini açıklayabildiğinden, implantların uzun dönem başarısı için mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır. Mikrohareketlilik, dental implantların birbirleri ile temas eden yüzeyleri arasında oluşan mikroboşlukların oluşmasını sağlayan parametrelerden biridir. Çiğneme, sıkma ve salınma hareketleri sırasında oluşan oklüzal kuvvetler, implantlara transfer edilerek implant ve abutment arasında harekete neden olmaktadır (Saidin ve ark., 2012).

Çalışmamızda; kontakta olan komponentler (implant-abutment) arasındaki mikrohareketlilik 3 boyutlu model yardımıyla oklüzal yükler altında çalışılmıştır. Genellikle implant-abutment bağlantılarındaki farklı şekiller mikrohareketlilik bakımından farklı sonuçlar ortaya koymaktadır. İnternal hegzagonal ve oktagonal bağlantılar birbirleri ile benzer mikrohareketlilik ortaya koymaktadır. Eşkenar çokgen tasarımlarda kenar kısımlar anti-rotasyonel özellik göstererek mikrohareketliliği azaltmaktadır. Kenar kısımlar arasında oluşan açı küçüldükçe hareket serbestliği artmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda internal hegzagonal bağlantı sistemi 0.1147 derecelik bir hareket serbestliği gösterirken oktagonal bağlantı sistemi 0.1499 derece hareket serbestliği göstermektedir. Trilop bağlantı sisteminde ise mikrohareketlilik bağlantının geometrik özelliklerinden dolayı farklılık göstermektedir. Bu bağlantılar; koronalde poligonal, apikalde silindirik bir yapıya sahiptir. Trilop bağlantılar koronalde çok düşük mikrohareketlilik gösterse de, poligonal kısmı hala yüksek oranda mikrohareketlilik gösterebilmektedir ve bu da implant-abutment arayüzeyinden bakteriyel penetrasyona neden olabilmektedir. İmplant-abutment bağlantılarıyla ilgili ilave invitro çalışmalar sonuçlarımızı doğrulamak adına yürütülmelidir (Saidin ve ark., 2012).

Birbiri ile temas eden yüzeyler arasındaki pozisyonel stabilizasyon, rotasyonel hareketlilik ile ters orantılı bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına göre; kenar sayısı arttıkça rotasyonel hareketliliğin derecesi artmaktadır. Bu bakımdan; internal hekzagonal bağlantı en yüksek stabiliteyi gösterirken, oktagon ve konik bağlantı onu takip etmişlerdir. Trilop bağlantı reguler poligonal form ile kategorize edilemez; bu bağlantının hareket serbestliği farklı bir formüle ihtiyaç duymaktadır.

Verdugo ve arkadaşları (2013); eksternal ve internal konik bağlantı sistemlerindeki mikrobiyal kontaminasyonu inceledikleri araştırmada; konik bağlantıların 3 farklı tork değerinde de eksternal bağlantılardan daha az mikrobiyal kontaminasyon oluşturduklarını belirtmiştir. Aynı çalışmada; vidanın sıkışma torkunun artmasıyla bakteriyel kontaminasyonun azaldığı görülmüştür.

Tsuge ve arkadaşları (2008); 5 farklı implant sistemini SEM (Scanning Electron Microscope) ile kesitsel olarak incelediği bir çalışmada trilop bağlantıyı diğer sistemler içerisinde en yüksek mikroboşluk ihtiva eden bağlantı olarak, eksternal bağlantıyı ise en az mikroboşluk ihtiva eden bağlantı sistemi olarak belirtmişlerdir.

Harder ve arkadaşları (2010) iki internal konik (Astra Tech-Ankylos) bağlantıyı incelediği çalışmada;

Astra Tech grubunun endotoksin penetrasyonunu Ankylos grubundan daha iyi önlediğini bulmuşlardır. Ve sonuçlarını üretim hata payının bir sonucu olarak implant-abutment arayüzeyinin tam ve kesin olarak oturup oturmamasına bağlamışlardır.

Tesmer ve arkadaşlarının (2009) yürüttüğü deneysel çalışmada; internal konik bağlantı etrafında trilop bağlantıya göre daha az bakteriyel koloniye rastlanmıştır. Ancak yukarıdaki bu üç çalışmada da çiğneme sırasında oluşan mikroboşlukların simulasyonunda çok önemli etkiye sahip yükleme koşullarından bahsedilmemektedir.

Zipprich ve arkadaşları (2007) 200 N statik yükleme altında belirli bir pozitif tolerans uyumu ile 10 farklı implant sistemindeki mikrohareketliliği kaydetmiştir. Bunun yanında Astra Tech ve Ankylos sistemlerinin incelendiği bir çalışmada aynı yükleme koşulu tam olarak oturmuş konikal bağlantılarda bir mikrohareket meydana getirmemiştir. Mikroboşluk oluşumunu analiz eden başka bir çalışmada Straumann AG sistemi çeşitli statik yükler altında incelenmiş ve yükleme arttıkça mikroboşluk oluşumunun arttığı gözlemlenmiştir.

Steinebrunner ve arkadaşları (2005), dinamik yüklemeyi tercih ettikleri çalışmalarında; bakteriyel penetrasyonun, uygulanan kuvvet, mikrohareketlilik ve implant-abutment arayüzündeki hassasiyet ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Yükleme kuvvetinin dışında, abutment ve vida materyali ile implant gövdesi de mikroboşluk oluşumunu etkilemektedir. Örneğin; titanyum implant ve titanyum abutment ile kıyaslandığında titanyum implant ve zirkonyum abutment kombinasyonunda daha geniş mikroboşlukların oluştuğu gözlemlenmiştir. Bunun yanında titanyum vidaların altın alaşımlı vidalara oranla vida kaybını azalttığı da raporlar arasındadır.

Birçok çalışma rotasyonel hareketlilik ile vida gevşemesi arasında direkt bir bağlantı olduğu sonucunu göstermektedir. 2 dereceden daha küçük bir rotasyonel hareketliliğin en stabil vida birleşmesini sağladığı belirtilmiştir (Alikhasi ve ark., 2013).

Çalışmamızda 4mm çapında implantlar için pozitif tolerans 0.001 mm olarak kabul edilmiştir (Bu değer biyomekanik ve mühendislik hesaplamalarında alınabilecek alt limit olarak kabul edilir). Genellikle 0.01-0.03 mm arasındadır (Semper-Hogg ve ark., 2013). Rotasyonel hareketlilik dereceleri trilop bağlantı için 0.02 derece, hegzagonal bağlantı için 0.1147 derece, oktagonal bağlantı için 0.1499 derece, eksternal bağlantı için 0.1145 ve son olarak konik bağlantı için sonsuz olarak belirtilmiştir. Buradan hareketle sabit bir clearance değeri için (0.001) konik bağlantı dışındaki tüm bağlantılar kabul edilebilir bir rotasyonel hareketlilik derecesi göstermektedir. Ancak yukarıda bahsedildiği gibi mikrohareketlilik ve bakteriyel

infiltrasyonun; rotasyonel hareketlilik dışında birçok faktörden etkilendiği göz önünde bulundurulmalıdır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Tüm modellerde her yükleme koşulunda, en yüksek stres değerleri implant-abutment bağlantı bölgesinde tespit edilmiştir.
2. Oblik yükleme yapılan modellerde, dik yükleme yapılan modellere oranla implant ve abutmentlerin stres seviyesinde belirgin bir artış olmuştur.
3. Tüm modellerde her yükleme koşulunda implant ya da abutment üzerinde bulunan köşe ve keskin yüzeyler stres seviyesinde artışa neden olmaktadır.
4. 5 farklı bağlantı tasarımında oluşan stres seviyelerinin dik ve oblik yüklemeler altında incelendiği çalışmamızda her iki yüklemeye de en yüksek stres seviyeleri internal hegzagonal bağlantı tasarımında gözlenmiştir.
5. 5 farklı bağlantı tasarımında oluşan stres seviyelerinin dik ve oblik yüklemeler altında incelendiği çalışmamızda her iki yüklemeye de en düşük stres seviyeleri trilop bağlantı tasarımında gözlenmiştir.
6. 5 farklı implant-abutment bağlantı tasarımında oluşan hareket serbestliğinin incelendiği çalışmamızda en az hareket serbestliğine sahip bağlantı türü trilop bağlantı olarak tespit edilmiştir.
7. 5 farklı implant-abutment bağlantı tasarımında oluşan hareket serbestliğinin incelendiği çalışmamızda en fazla hareket serbestliğine sahip bağlantı türü konik bağlantı olarak tespit edilmiştir.
8. İmplant-abutment bağlantı geometrisine ait kenar kısımlar arasındaki açı küçüldükçe stres miktarı azalmaktadır.
9. Eşkenar çokgen tasarımlarda kenar kısımlar anti-rotasyonel özellik göstererek mikrohareketliliği azaltmaktadır.
10. Çalışmamızdaki implant-abutment bağlantı tasarımları biyomekanik açıdan

incelendiğinde bağlantı yüzeyi arttıkça ve kenar kısımlar arasındaki açı küçüldükçe implant-abutment bağlantı bölgesinde oluşan stres miktarı azalmaktadır. Ancak bu durum beraberinde hareket serbestliğinin artışı da getirmektedir. Bu yüzden hem stresi azaltacak şekilde yuvarlatılmış bağlantı uzantılarına sahip hem de rotasyonu engelleyerek hareket serbestliğini minimuma indiren kilit mekanizmasına sahip olan trilop bağlantı türü çalışmamızda en güvenilir bağlantı türü olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarını değerlendirdiğimizde; elde ettiğimiz stres farklılıkları, implant-abutment bağlantı geometrisinin; implant üstü protezlerde göz ardı edilmemesinin gerektiğini göstermektedir. Üretici firmaların rutin olarak tercih ettiği internal hegzagonal bağlantı tasarımı çalışmamızda en yüksek stres değerlerine sahip bağlantı tasarımı olarak tespit edilmiştir. Ancak bağlantının sahip olduğu köşe yüzeylerin kilit mekanizması özelliği göstererek anti-rotasyonel bir görev üstlenmesi tasarımın hareket serbestliğini kısıtlamakta bu da internal hegzagonal bağlantının bu denli yaygın kullanılmasını açıklamaktadır. Bununla birlikte internal hegzagonal bağlantı tasarımından çok daha az stres birikimi gösteren internal konik bağlantı tam çember özelliği nedeni ile sonsuz hareket serbestliğine sahip olduğundan; bu bağlantı tasarımı insizale doğru açlandırılarak (Morse taper) ya da ekstra kilit mekanizmaları ile modifiye edilerek piyasaya sürülmektedir. Yaptığımız çalışmada tüm bağlantı tasarımları arasında trilop bağlantı tasarımı hem stres birikimi hem de hareket serbestliği yönünden en güvenilir bağlantı türü olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çalışmamızın sonuçları göz önüne alındığında en iyi bağlantı tipi olan trilop bağlantının veya diğer tip bağlantı tiplerinin pozitif ve negatif özellikleri göz önüne alınarak ikili veya modifiye bağlantı sistemleri geliştirilerek; hem implant-abutment bağlantısı arasında oluşabilecek streslerin düşük olduğu hem hareket serbestliği minimum olan hem de bakteri invazyonuna sebep vermeyecek tasarımlar geliştirilebilir.

Her ne kadar yüksek stres seviyeleri yorulma ve kırılma gibi mekanik cevapları doğursa da bu konu kapsamlı bir şekilde bilinmemektedir. İmplant biyomekaniği ile

ilgili yapılan sonlu eleman analizlerinin hiçbirini, incelediğimiz tüm parametrelerde meydana gelen stres karakterlerinin değerlendirilmesinde tam olarak yol gösterici olamamıştır. Bu nedenle, sonlu eleman analizi ile elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

ÖZET

Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analiz Yöntemi İle İncelenmesi
Branemark'ın osseointegrasyon kavramını ortaya attığı 1969 yılından günümüze kadar geçen sürede, implantların oral ve maksillofasiyal rehabilitasyonda klinik olarak kullanımı oldukça yaygın hale gelmiştir. İmplant tedavilerinin başarısında biyomekanik faktörler çok önemli rol oynamaktadır. Protetik yüklemenin tipi, implant-abutment bağlantı şekli, kemik-implant arayüzeyi, implant yüzey özellikleri, protezin kalitesi ve kemiğin yapısı; kemiğe iletilen yük miktarını etkileyen faktörlerin başında gelir. İmplant destekli protezlerde en uygun biyomekanik koşulları sağlamak için, protezin başarısını etkileyen biyomekanik faktörleri en iyi şekilde organize etmek, temel zorunluluktur. Diş hekimliğinde, kemik içi stres ve gerinim—seviyeleri invivo olarak ölçülemediği için, biyomekanik kuralların kullanıldığı birçok invitro çalışma yapılmaktadır.

Çalışmamızda; aynı çap ve boya sahip (4.2mm-10mm) 5 adet implant seçilmiştir. İmplantlara bir adet eksternal ve dört adet internal (hegzagonal, oktagon, trilop, konik) implant-abutment bağlantı sistemine sahip abutmentler sanal ortamda yerleştirilmiş ve abutmentlerin belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 5 adet çalışma grubu elde edilmiştir. Çalışmamızda protetik kron kullanılmamıştır. Uygulanan kuvvetler sonucunda implantta ve implant-abutment arayüzeyinde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri ve implant-abutment arasındaki hareket serbestliğine; implant- abutment bağlantı biçimlerinin etkisi 3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında; her iki yükleme altında da en yüksek stres değerleri internal hegzagonal bağlantı tasarımında görülmüştür. Bunu sırası ile eksternal hegzagonal, internal oktagon, internal konik ve internal trilop bağlantı tasarımları takip etmiştir. Tasarım farklılıklarına bakıldığında; eşkenar çokgen geometrisine sahip bağlantı tasarımları (internal hegzagonal, internal oktagon, eksternal hegzagonal) yuvarlak hatlı bağlantı tasarımlarına (internal konik, internal trilop) göre daha yüksek stres birikimi göstermektedir. Kenar kısımlar arasındaki açı küçüldükçe stres seviyeleri azalmaktadır. En yüksek hareket serbestlik derecesi internal konik bağlantıda görülmüştür. Bunu sırası ile internal oktagon, internal hegzagonal, eksternal hegzagonal ve internal trilop bağlantı tasarımları takip etmektedir. Eşkenar çokgen tasarımlarda kenar kısımlar anti-rotasyonel özellik göstererek mikrohareketliliği azaltmaktadır. Kenar kısımlar arasında oluşan açı küçüldükçe hareket serbestliği artmaktadır. Oblik kuvvetler, vertikal kuvvetlerden daha fazla stres yaratmaktadır. Sonuç olarak bu çalışmanın sınırları çerçevesinde hem stres birikimi hem de hareket serbestliği bakımından en başarılı sonuçlar trilop bağlantı sisteminde görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi, dental implant, implant-abutment bağlantı tasarımı, stres dağılımı

SUMMARY

Investigation of Effects of Different Implant-Abutment Connections on Stress Distribution and Rotational Freedom by 3 Three Dimensional Finite Element Analysis Method

Since Branemark introduced the concept of osseointegration in 1969, the clinical use of implants for oral and maxillofacial rehabilitation has rapidly increased. Biomechanical factors play a substantial role in implant success or failure. Several factors such as type of loading, implant–abutment connection, bone–implant interface, implant’s surface treatment, quality of prosthesis and bone property might affect the loading transmission to the bone. In order to achieve optimized biomechanical conditions for implant-supported prostheses, conscientious consideration of the biomechanical factors that influence prosthesis success is essential. Since, bone internal stress and strain can not be measured in vivo, various invitro studies are conducted by using biomechanic principles.

In our study total of 5 implants were chosen with the same diameters (4.2 mm) and length (10 mm). Abutments which have one external and four internal (hexagonal, octagonal, trilobe, conical) implant-abutment connections, were modelled per each implant and loaded under vertical and oblique forces which were applied separately to the previously determined points of abutments. Thus, study was conducted with a total 5 different models. No prosthetic crowns were used. After the analysis under defined loading conditions, the effects of implant-abutment connections on Von Mises stresses and Rotational freedom, were evaluated by 3 dimensional finite element analysis method.

Considering the results of our study; internal hexagonal abutment produced highest stress on both loading conditions. This was followed by sequence are external hexagonal, internal octagonal, internal conical and internal trilobe. Judging the design differences; regular polygonal designs (internal hexagonal, external hexagonal, internal octagonal) showed higher stress distribution than the rounded designs (internal conical, internal trilobe). The smaller the angle between the edge portions, the lower the stress is created. The internal conical connection had the highest degree of rotational freedom compared with the other connections. This was followed by sequence are internal octagonal, internal hexagonal, external hexagonal and internal trilobe. For regular polygonal designs; edge portions have reduced the micromotion showing anti-rotational feature. The smaller the angle between the edge portions, rotational freedom is increased. Oblique forces created more stress values than vertical forces. As a result; within the limits of this study the trilobe connection is the most successful connection design in terms of both stress accumulation and rotational freedom.

Key Words: 3 dimensional finite element analysis, dental implant, implant-abutment connection, stress distribution

KAYNAKLAR

- ACAR, A., İNAN, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.*, **4**: 52-56.
- ADELL, R., LECHOLM, U., ROCKLER, B., BRANEMARK, P.I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, **10**: 387-416.
- ADIGÜZEL, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.*, **11**: 18-23.
- AGUIRREBEITIA, J., ABASOLO, M., VALLEJO, J., ANSOLA, R. (2013). Dental implants with conical implant-abutment interface: Influence of the conical angle difference on the mechanical behaviour of the implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **28**: e72- e82.
- Al JABBARI, S., Y. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J. Adv. Prosthodont.*, **6**: 138-45.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., ERIKSSIN, A.R. (1986). The long term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **1**: 11-25.
- ALIKHASI, M., MONZAVI, A., BASSIR, S.H., NAINI, R.B., KHOSRONEDJAD, N., KESHAVARZ, S. (2013). A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **28**: 996-1002.
- ALVAREZ-ARENAL, A., SEGURA-MORI, L., GONZALEZ-GONZALEZ, I., GAGO, A. (2013). Stress distribution in the abutment and retention

- screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **28**: e112-e121.
- ASSIF, D., MARSHAK, B., HOROWITZ, A. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, **75**: 285-291.
- ASTRAND P, AHLQVIST J, GUNNE J, NILSON H. (2008). Implant treatment of patients with edentulous jaws: A 20-year follow up. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **10**: 207-217.
- 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.
- BEER, F.P., JOHNSTON, E.R. (1992). *Mechanics of Materials*. 2nd ed. London: McGraw-Hill Book Co., Chapter 2.
- BIDEZ, W.M., MISCH, C.E. (1992a). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.*, **1**: 289-294.
- BOSCHIAN-PEST, L., GUIDOTTI, S., PIETRABISSA, R., GAGLIANI, M. (2006). Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J. Oral Rehabil.*, **23**: 690-697.
- BURGUETE, R. L., JOHNS, R. B., KING, T., PATTERSON, E. A. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J. Prosthet. Dent.*, **71(6)**: 592-9.
- CHANG, CL., CHEN, CS., HSU, ML. (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **25**: 295-304.

- CHUN, HJ., SHIN, HS., HAN, CH., LEE, SH. (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **24**: 877-866.
- COELHO, P. G., SUDACK, P., SUZUKI, M., KURTZ, K. S., ROMANOS, G. E. (2008). In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J. Oral Rehabil.*, **35**: 917-924.
- COPPEDE, A. P., MATTOS, M. G. C., RODRIGUES, R. C. S., RIBERIO, R. F. (2009). Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an *in vitro* study. *Clin. Oral Imp. Res.*, **20(6)**: 624-632
- COVANI, U., RICCI, M., TONELLI, P., BARONE, A. (2013). An evaluation of new designs in implant-abutment connections: A finite element method assessment. *Implant Dent.*, **22**: 263-267.
- CRAIG, R.G., O'BRIEN, W.J., POWERS, J.M. (1996). *Dental Materials*. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby, p.: 10-26.
- DAVARPANA, M., MARTINEZ, H., KEBIR, M., TECUCIANU, J.F. (2003). *Clinical Manual of Implant Dentistry*. 1th ed. London: *Quintessence Publishing*, p.: 37-56.
- DEMIRDJAN, E. (1998). The complete maxillary subperiosteal implant: An overview of its evaluation. *J. Oral Implantol.*, **24**: 196-197.
- DETOLLA, D.H., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R., COMELLA, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, **26**: 77-81.
- DIAGO, M. A. P., FERNANDEZ, A. J. F., GONZALEZ, R. A., OLTRA, D. P., MARTINEZ, J. B., DIAGO, M. P. (2012). Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin. Oral Imp. Res.*, **00**: 19.

- DITTMER, S., DITTMER, M.P., KOHORST, P., JENDRAS, M., BORCHERS, L., STIESCH, M. (2011). Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J. Prosthodont.*, **20**: 510-516.
- ERKEN, O., KURTOGLU, C. (2009). Dayanak implant birleşme tipinin implant destekli sabit restorasyonların klinik başarısına etkisi konusunda bir derleme. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, **19(2)**: 131-137.
- FINGER, I. M., CASTELLON, P., BLACK, M., ELIAN, N. (2003). The evaluation of external and internal implant/abutment connections. *Pract. Proced Aesthet. Dent.*, **15(8)**: 625-632.
- FREITAS-JUNIOR, A.C., ROCHA, E.P., BONFANTE, E.A., ALMEIDA, E.O., ANCHIETA, R.B., MARTINI, A.P., ASSUNCAO, W.G., SILVA, N.R.F.A., COELHO, P.G. (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-e228.
- GALLOZA, A., TORRES, J.J., VARGAS, V.M., VEGA, O.M. (2004). Biomechanics of implants and dental materials. *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, **5**: 1-17.
- GLANTZ, P.O., RANGERT, B., SVENSSON, A., STAFFORD, G.D., AMVIDARSON, B., RANDOW, K., LINDEN, U., HULTEN, J. (1993). On clinical loading osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin. Oral Implants Res.*, **4**: 99-105.
- GRACIS, S., MICHALAKIS, K., VIGOLO, P., VON STEYERN, P. V., ZWAHLEN, M. SAILER, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.*, **23(6)**: 202-216.

- HANAOKA, M., GEHRKE, S.A., MARDEGAN, F., GENNARI, C.R., TASCHIERI, S., DEL FABBRO, M., CORBELLA, S. (2014). Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: A finite element analysis. *J. Prosthodont.*, **00**: 1-7.
- HARDER, S., DIMACZEK, B., ACIL, Y., TERHEYDEN, H., FREITAG, W., S., KERN, M. (2010). Molecular leakage at implant-abutment connection- in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin. Oral Investig.*, **14**: 427-32.
- HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. (1991). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation, Chapter 1. "3rd Ed.", Tokyo: Quintessence Publishing, Co. Inc.
- JEMT, T. (2008) Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int. J. Prosthodont.* **21**: 400–408.
- İNAN, M., SÖNMEZ, F. (1998). Cisimlerin Mukavemeti. 6. Baskı İstanbul Üniversitesi İTÜ vakfı, İstanbul. sayfa: 2-25.
- KARL, M., DICKINSON, A., HOLST, S., HOLST, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **17**: 50-57.
- KARUNAGARA, S., PAPROCKI, G. J., WICKS, R., MARKOSE, S. (2013). A review of implant abutments – abutment classification to aid prosthetic selection. *J. Tenn. Dent. Assoc.*, **93-2**.

- KARUNAGARAN, S., MARKOSE, S., PAPROCKI, G., WICKS, R. (2014). A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J. Prosthodont.*, **23(8)**: 639-48.
- KE, K.Y. (2006). Principles of occlusion in implant dentistry. Interview. *Dent. Implantol. Update.*, **17**: 33-38.
- KHRAISAT, A., ABU-HAMMAD, O., AL-KAYED, A. M., DAR-ODEH, N. (2004). Stability of the implant-abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **6**: 222-229.
- KUCUK, B. E., KUNT, G. E. (2012). Lityum Disilikat Seramikler. *J. Dent. Fac. Atatürk Uni.*, **5**:123-131
- LEE, J. H., KIM, D. G., PARK, C. J., CHO, L. R. (2012). Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clin. Oral Implants Res.*, **00**: 1-7.
- MAEDA, Y., MIURA, J., TAKI, I., SOGO, M. (2007). Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin. Oral Implants Res.*, **18**: 581-584.
- MAEDA, Y., SATOH, T., SOGO, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J. Oral Rehabil.*, **33**: 75-78.
- MAURER, P., HOLWEG, S., KNOLL, W.D., SCHUBERT, J. (2002). Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **40**: 76-83.
- MERZ, B. R., HUNENBART, S., BELSER, U. C. (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.

- MERICSKÉ-STERN, R. (2008). Prosthetic consideration. *Aust. Dent. J.*, **53**: S49-S59.
- MICHALAKIS, K. X., CALVANI, P. L., MUFTU, S., PISSIOTIS, A., HIRAYAMA, H. (2014). The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J. Oral Implantol.*, 40(2): 146-52.
- MINICHETTI, J.C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J. Oral Implantol.*, **29**: 111-116.
- MISCH, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, Chapter 1.
- MODI, R., MITTAL, R., KOHLI, S., SINGH, A., SEFA, I. (2014). Screw versus Cement Retained Prosthesis: A Review. *Int. J. Adv. Health Sci.*, 2014; **1(6)**: 26-32.
- MOLLERSTEN, L., LOCKOWANDT, P., LINDEN, L. A. (1997). Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J. Prosthet. Dent.*, 78: 582-591.
- MORNEBURG, T.R., PROSCHEL, P.A. (2008). Success rates microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **23**: 270-276.
- NAFEMS, B. (1992). A Finite Element Primer. "3rd ed.", Great Britain: Bell and Bain Ltd., Chapter 1.
- NANDA, R.S., TOSUN, Y. (2010). Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice. "1st ed.", Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- NORTON, M. R. (1997). An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin. Oral Implants Res.*, **8**: 290-298.

- PALACCI, P. (2000). Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management. 1th ed. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 5-7.
- PHILLIPS, R.W. (1991). Science of Dental Materials. 9th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co., Chapter 5.
- PIERMATTI, J., YOUSEF, H., LUKE, A., MAHEVICH, R., WEINER, S. (2006). An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent.*, **15**: 427-435.
- RAOOFI, S., KHADEMI, M., KADKHODAZADEH, M., MOVAHHEDI, M.R. (2013). Comparison of the effect of three abutment-implant connections on stress distribution at the internal surface of dental implants: A finite element analysis. *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospect.*, **7(3)**: 132-139.
- ROBERTS, R.A. (1996). Types, uses and evaluation of the plate-form implant. *J. Oral Implantol.*, **22**: 111-118.
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics. "4th ed.". St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Publishing, Co. Inc.
- SAHIN, C., AYYILDIZ, S. (2014). Correlation between microleakage and screw loosening at implant abutment connection. (2014). *J. Adv. Prosthodont.*, **6**: 35-8.
- SAHIN, S., SEHRELI, MC., YALCIN, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-A review. *J. Dent.* **30**: 171-282.
- SAIDIN, S., ABDUL KADIR, M.R., SULAIMAN, E., ABU KASIM, N.H. (2012). Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *J. Dent.* , **40**: 467-474.

- SCHOU, S., PALLESEN, L., HJORTING-HANSEN, E., PEDERSEN, C.S., FIBAEK, B.(2000). A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clin. Oral Implant Res.*, **11**: 171-178.
- SCHROEDER, A., SUTTER, F., KREKELER, G. (1991). Oral Implantology, Basics, ITI Hollow Cylinder System. "2nd ed.". New York: Thime Medical Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- SEMPER-HOGG, W., KRAFT, S., STILLER, S., MEHRHOF, J., NELSON, K. (2013) Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant–abutment connection. *Clin. Oral Invest.* **17**: 1017-1023.
- SHIGLEY, J.E., MISCHKE, C.R. (1989). Mechanical Engineering Design. "5th Ed.", Singapore: McGraw-Hill Book Co. Inc.
- SHIIN, H. M., HUH, J. B., YUN, M. J., JEON, Y. C., CHANG, B. M., JEONG, C. M. (2014). Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J. Adv. Prosthodont.*, **6**: 126-132.
- STEINEBRUNNER, L., WOLFART, S., BOSSMANN, K., KERN, M. (2005). In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **20**:(6) 875-71.
- STELLINGSMA, C., VISSINK, A., MEIJER, H.J.A., KUIPER, C., RAGHOEBAR, G.M. (2004). Implantology and severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, **15**: 240-248.
- TANG, C. B., LIU, S. Y., ZHOU, G.X., YU, J. H., ZHANG, G. D., BAO, Y. D., WANG, Q. J. (2012). Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. *Int. J. Oral Sci.*, **4**: 101-108.
- TESMER, M., WALLET, S., KOUTOUZIS, T., LUNDGREN, T. (2009). Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J. Periodontol.*, **80**: 1991-7.

- TSUGE, T., HAGIWARA, Y., MATSUMURA, H. (2008). Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent. Mater. J.*, **27(1)**: 29-34.
- UGUREL, C. S., STEINER, M., OZKOL, G. I., KUTAY, O., KERN, M. (2013). Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin. Oral Implants Res.*, **26(2)**: 137-42
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003) *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Bölüm 24. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- UYSAL, T. (2005). İmplantlar ve ortodonti. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.*, **8**: 146-155.
- VERDUGO, C.L., NUNEZ, G.J., AVILA, A.A., SAN MARTIN, C.L. (2013). Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study. *Clin. Oral Implants Res.*, **25(9)**: 1078-83.
- YAO, K. T., KAO, H.C., CHENG, C. K., FANG, H.W., HUANG, C.H., HSU, M.L. (2014). The potential risk of conical implant-abutment connections: The antirotational ability of cowell implant system. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, DOI: 10.1111/CID.12219.
- WAKABAYASHI, N., ONA, M., SUZUKI, T., IGARASHI, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J. Dent.*, **36**: 463-471.
- WU, A. Y. J., HUANG, H. L., HSU, J. T., CHEE, W. (2013). Biomechanical effects of the implant material and implant-abutment interface in immediately loaded small-diameter implants. *Clin. Oral Investig.*, **18(4)**: 1335-41.
- ZAİMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, sayfa: 25-40.

- ZANDMAN, F. (1959). Photoelastic coating test. McMaster R, ed. Nondestructive Testing handbook. NewYork, p.: 1-59.
- ZARB, G.A., ZARB, F.L., SCHMITT, A. (1987). Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent. Clin. Nirth Am.*, **31**: 457-472.
- ZIPPRICH, H., WEIGL, P., LANGE, B., LAUER, HC. (2007). Micromovements at the implant-abutment interface: measurement, causes and consequences. *Implantologie*, **15**: 31-46.
- ZITZMANN, U. N., KRASSTL, G., HECKER, H., WALTER, C., WALTIMO, T., WEIGER, R. (2009). Strategic considerations in treatment planning: Deciding when to treat, exract, or place a questionable tooth. *J. Prosthet. Dent.*, **104**: 80-91.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Berkin

Soyadı: Öztürk

Doğum yeri ve tarihi: Samsun, 19.05.1986

Uyruğu: T.C.

Medeni durumu: Bekar

İletişim adresi: 2.cad. 7/1 Bahçelievler-Ankara

Tel: 0 537 408 6543

II. Eğitimi

2009- Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Anabilim
Dalı Doktora Programı

2004-2009 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1997-2004 Bafra Anadolu Lisesi

1992-1997 Bafra Merkez İlkokulu

Yabancı dili: İngilizce

III. Ünvanları

2009 Diş Hekimi

IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

V. Bilimsel İlgi Alanları

Yayın: “Prosthetic Rehabilitation of Amelogenesis Imperfecta-Restoring Function
and Esthetics-A Case Report” Clinical Dentistry and Research

Kabul Tarihi: 02.03.2015

Poster: “Prosthetic Rehabilitation of Amelogenesis Imperfecta-Restorin Function and Esthetics-Acase Report” 36th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, 6-8 Eylül 2012, Rotterdam, Hollanda.

Poster: “A Multidisciplinary Approach for treatment of congenital tooth missing” 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology 20-23 Nisan 2012, Belek.

V. Bilimsel Etkinlikleri

Verdiği seminerler:

1. ‘Oral İmplantolojide 3 Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri ile Preprotetik Planlama’ Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2011.
2. ‘İmplant Üstü Restorasyonlarda Protetik Planlama Kriterleri’ Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2012.

VI. Diğer Bilgiler

Eğitim programı haricinde katıldığı eğitim seminerleri:

1. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology 20-23 Nisan 2012, Belek
2. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology 20-23 Nisan 2013, Belek
3. Alpha-Bio Tec International Congress for Russia, the CIS, Baltic Countries and Turkey 5-6 Nisan 2014, Antalya