



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**ÜST ÇENE TAM DİŞSİZLİK OLGULARINDA KULLANILAN
FARKLI TUTUCU VE KAİDE TASARIMINA SAHİP İMPLANT
ÜSTÜ OVERDENTURE'LARIN ÇEVRE DOKULARDA
OLUŞTURDUKLARI YÜK DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

Abulfaz İSAYEV

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY

2011-ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÜST ÇENE TAM DİŞSİZLİK OLGULARINDA KULLANILAN
FARKLI TUTUCU VE KAİDE TASARIMINA SAHİP İMPLANT
ÜSTÜ OVERDENTURE'LARIN ÇEVRE DOKULARDA
OLUŞTURDUKLARI YÜK DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

Abulfaz İSAYEV

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY

**Bu tez, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Müdürlüğü tarafından 2009 Haziran 5 no'lu proje ile desteklenmiştir**

2011- ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora **Programı**

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

Doktora **Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez savunma tarihi: 21 / 06 / 2011



Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı

Jüri

Prof. Dr. Dilek NALBANT
Gazi Üniversitesi



Jüri

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi



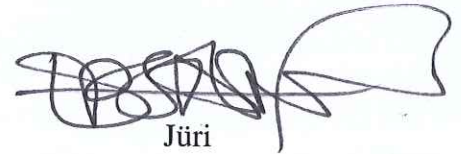
Jüri

Prof. Dr. Hüsnü YAVUZYILMAZ
Gazi Üniversitesi



Jüri

Prof. Dr. A.Ersan ERSOY
Ankara Üniversitesi



İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	vii
Çizelgeler	viii
1.GİRİŞ	1
1.1.Oral İmplantolojinin Tarihçesi	2
1.2.Dental İmplant Materyalleri	5
1.2.1.Titanyum	7
1.2.2.Diğer İmplant Materyalleri	7
1.3.Dental İmplantların Tipleri	8
1.3.1.Subperiostal İmplantlar	8
1.3.2.Transosteal İmplantlar	9
1.3.3.Endosteal İmplantlar	10
1.4. Osseointegrasyon	11
1.5.Üst Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler	13
1.5.1. İmplant Destekli Tam Protezlerin Avantajları	14
1.5.2. İmplant Destekli Tam Protezlerin Dezavantajları	15
1.5.3. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Şekilleri	20
1.5.3.1.Esnekliklerine Göre Tutucu Tipleri	20
1.5.3.2. O–Ring veya Top Başlı Tutucular	21
1.5.3.3.Bar Tutucular	22
1.5.3.4.Teleskopik Sistemler	23
1.5.3.5 Mıknatıs Tutucular	24
1.5.3.6. Locator Tutucular	24
1.6. Gerilme Analizleri	25
1.6.1. Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler	25
1.6.1.1. Stres	25
1.6.1.2. Strain	28
1.6.1.3. Elastisite	29
1.6.1.4. Hooke Kanunu	29
1.6.1.5. Poisson Oranı	29
1.6.1.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü)	29
1.6.1.7. Linear Elastik Cisim	30
1.6.1.8. Elastik Şekil Değişirme	30
1.6.1.9. İzotrop Cisim	30
1.6.1.10. Homojen Cisim	31
1.6.1.11. Esneyebilirlik	31
1.6.2. Gerilme Analiz Yöntemleri	31
1.6.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	32
1.6.2.2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	32
1.6.2.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	33
1.6.2. 4. Sonlu Elaman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi	33
1.6.2.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	34

1.6.2.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	35
1.6.2.7. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	35
1.6.3. Sonlu Elemanlar Analizinin İmplantolojide Kullanımı	36
1.7. Amaç	38
2. GEREÇ VE YÖNTEM	39
2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması	39
2.2. Yükleme	49
2.2. Sonuçların Yorumlanması	49
3. BULGULAR	52
3.1. Kortikal Kemik Bulguları	52
3.1.1. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Maksimum Principle Stres)	52
3.1.2. Sıkışma Tipi Stress Bulguları	56
3.2. Spongioz Kemik Bulguları	60
3.2.1. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Maksimum Principle Stress)	60
3.2.2. Sıkışma Tipi Stres Bulguları (Principle Minimum)	64
3.3. İmplant Bulguları	68
3.3.1. Von Mises Bulguları	68
4. TARTIŞMA	72
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	83
ÖZET	84
SUMMARY	85
KAYNAKLAR	86
ÖZGEÇMİŞ	99

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim ve tez çalışmam sırasındaki katkı ve yardımlarından dolayı başta emeğini, tecrübe ve desteğini hiç esirgemeyen doktora danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy ve Prof. Dr. Ersan Ersoy olmak üzere, A.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, asistanlarına ve personeline teşekkürü bir borç bilirim.

Tezimin planlanması ve hazırlanması sırasındaki yardımlarından ve dikkatinden dolayı, değerli hocam Prof. Dr. Hakan Terzioğlu'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eğitimim süresince her zaman beni destekleyen değerli hocalarım Prof. Dr. Nejat Bora Sayan'a, Prof. Dr. Bülent Uludağ'a, Prof. Dr. Cavidan Akören'e derin minnettarlığımı sunarım.

Doktora eğitimim süresince hep yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dt. Sema Murat, Dt. Ünsun Çetin ve Dt. Kemal Çoğalan'a içtenlikle teşekkür ederim.

Karşılıksız sevgi ve emeklerini, sonsuz desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili babam Muharrem Isayev'e, annem Dr. Sadagat Isayeva'ya, doktora ve tez çalışmam süresince büyük bir sabır ve destekle hep yanımda olan çok sevdiğim eşim Dr. Jale Isayeva'ya sonsuz teşekkürler...

SİMGELER ve KISALTMALAR

GPa	Gigapaskal
mm	Milimetre
Pa	Paskal
Mpa	Megapaskal (N/mm ²)
N	Newton
SESA Yöntemi	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi
2I	2 İmplant
4I	4 İmplant
TP	Tam Plak
UP	U Plak

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Gallo-Romen'e uygulanmış işlenmiş demirden implant	3
Şekil 1.2. Subperiostal implant	9
Şekil 1.3. Transosteal implant	10
Şekil 1.4. Endosteal implantlar	10
Şekil 1.5. Stres tipleri	27
Şekil 2.1. Nextengine 3 boyutlu tarayıcı	40
Şekil 2.2. Ball tutuculu 2I – TP modeli	42
Şekil 2.3 Ball tutuculu 2I – UP modeli	43
Şekil 2.4. Bar tutuculu 2I – TP modeli	43
Şekil 2.5. Bar tutuculu 2I – UP modeli	44
Şekil 2.6. Modellenmiş Locator hassas tutucu	44
Şekil 2.7. Locator tutuculu 2I – UP modeli	45
Şekil 2.8. Ball tutuculu 4I – TP modeli	45
Şekil 2.9. Ball tutuculu 4I – UP modeli.	46
Şekil 2.10. Bar tutuculu 4I – TP modeli	47
Şekil 2.11. Bar tutuculu 4I – UP modeli	47
Şekil 2.12. Locator tutuculu 4I – TP modeli	48
Şekil 2.13. Locator tutuculu 4I – UP modeli	49
Şekil 2.14. Model üzerine kuvvetin uygulanması	49
Şekil 3.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Maksimum Principle stres imajları	53
Şekil 3.2. Açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Maksimum Principle stres imajları	55
Şekil 3.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Minimum Principle stres imajları	57
Şekil 3.4. Açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Minimum Principle stres imajları	59
Şekil 3.5. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Maksimum Principle stres imajları	61
Şekil 3.6. Açılı yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Maksimum Principle Stres imajları	63
Şekil 3.7. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Minimum Principle stres imajları	65
Şekil 3.8. Açılı yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Minimum Principle stres imajları	67
Şekil 3.9. Vertikal yükleme sonucu implant üzerinde oluşan Von Mises stres imajları	69
Şekil 3.10. Açılı yükleme sonucu implant üzerinde oluşan Von Mises stres imajları	71
Grafik 3.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri	52
Grafik 3.2. Açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri	54
Grafik 3.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri	56
Grafik 3.4. Açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri	58
Grafik 3.5. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri	60
Grafik 3.6. Açılı , yükleme sonucu spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri	62
Grafik 3.7. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri	64
Grafik 3.8. Açılı yükleme sonucu spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri	66
Grafik 3.9. Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	68
Grafik 3.10. Açılı yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	70

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1.Kullanılan Materyallerin Elastik Katsayıları ve Poisson Oranları	41
Çizelge 2.2.Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları	41

1. GİRİŞ

Gerek çekim nedeniyle oluşan diş kayıplarının sonucunda gerekse fizyolojik olarak oluşan kemik rezorpsiyonları, alveoler kemik seviyesinin ve hacminin azalmasına neden olmaktadır. Bu durum yapılacak protetik restorasyonun stabilitesi ve retansiyonunu olumsuz yönde etkileyerek çiğneme fonksiyonunun azalmasına ve yüz estetiğinin değişmesine neden olur. Ayrıca hasta psikolojisini de direkt olarak etkileyen faktörlerden biridir.

Oral implantoloji kavramı, bu olumsuzlukları gidermek için ortaya çıkmış ve büyük bir hızla gelişerek diş hekimliğinde yerini almıştır. İmplant uygulaması çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olmak amacıyla, değişik yapı ve şekillerdeki alloplastik maddelerin çeşitli cerrahi işlemler ile ağız mukozası altına veya çene kemiklerinin içine yerleştirilmesi olarak tanımlanabilir. Yerleştirilen bu alloplastik maddelere implant adı verilir. İmplant uygulamalarının ana hedefi ise osseointegre implantlar ve bunlardan destek alan implant-üstü protezler ile her türlü dişsizliğin giderilmesidir.

Osseointegrasyon mekanizmasının tanımlanması, dental implantlarda önemli bir gelişme sağlamıştır. Konjenital anadonti, travmaya bağlı diş kayıpları, kanser, kök çürükleri ve kronik periodontitis gibi birçok sebepten dolayı oluşan diş kayıplarında eksik dişlerin yerini almada dental implantlar kullanılabilir. Dental implantlar dişsizliğe bağlı estetik ve fonksiyonel problemlerin giderilmesinde sıkça kullanılmaktadır (Gassner ve ark., 2000; Gurlek ve ark., 1998; McMillan ve ark., 1998). Günümüzde klinik olarak birçok dental implant sistemleri geliştirilmiştir. Dental implantlar tek başına tedavide kullanılabilmesinin yanında diğer dental tedaviler ile birlikte de ele alınabilmektedirler (Callan ve ark., 2000).

Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına göre, yapıldıkları materyale göre ve diş yapılarına göre sınıflandırılabilir. Günümüzde en çok kullanılan implant tipi, implant gövdesi ve protetik üstyapıdan oluşan kök formu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünüşleri silindirik, vidalı, delikli veya bunların

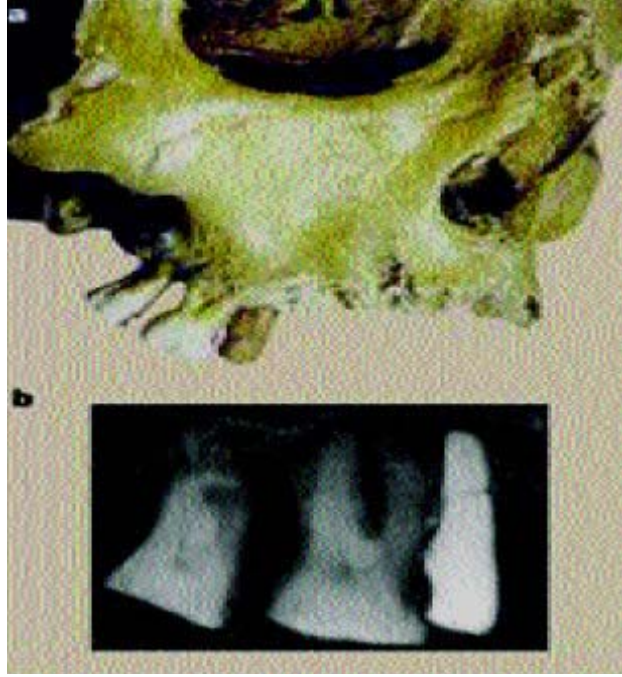
kombinasyonları şeklinde olabilir. İmplantlar kemiğe yüzey kaplaması veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon ile tutunurlar (Misch, C., 2005).

1.1. Oral İmplantolojinin Tarihçesi

Kaybedilen bir organın fonksiyonel olarak tekrar kazanılma çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir . Fonksiyonun ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı, çağlar boyunca bilimle ilgilenen insanların aklını her zaman meşgul etmiştir. Ring eski çağlarda, taş, tahta ve hatta hayvan dişlerinin maksilla ve mandibulada destek yapı olarak kullanıldığını bildirmiştir (Ring, 1995).

Diş hekimliğinde implantlara ait ilk bulgu ise, ilk çağ dönemine ait bir Honduron iskeletinde mandibular keser diş yerine kullanılmış taş implant olarak tarihe geçmiştir (Becker,1999; Misch, 2005).

Arkeolojik çalışmalarda, ilk çağlarda Mısır, Arap ve Çin uygarlıklarında diş transplantasyonlarının yapıldığı, oyulmuş taş ve öküz kemiğinin de implantasyonda kullanıldığı bulunmuştur. Eski Mısır uygarlıklarında, deniz kabukları şekillendirilip çene kemiğine yerleştirilmiş ve kalsiyum karbonat içerdikleri için kemikle bütünleştikleri görülmüştür (Norton, 2006). Crubezy ve ark. (1998), Chantambre'de (Fransa) 2. yüzyıla ait bir Gallo-Romen'e uygulanmış, işlenmiş demirden bir implant bulunduğunu belirtmektedirler. Bu implantın sağ üst küçük azı bölgesinde, soket içerisinde gayet uyumlu gözüktüğü ve radyografide de osseointegrasyonun tamamlanmış olduğu belirtilmektedir.



Şekil 1.1. Gallo-Romen'e uygulanmış işlenmiş demirden implant

16. yüzyılda Ambroise Pare, 18. yüzyılda Pierre Fauchard ve John Hunter diş transplantasyonu tekniğini geliştirmiş ve kullanmışlardır. Ancak 18. yüzyılın sonlarına doğru, bu teknikle çeşitli hastalıkların bulaştırılması tehlikesi görüldüğünden kullanımı azalmış ve alternatif çözümler aranmaya başlanmıştır (Hobo ve ark., 1990).

Gerçek anlamda diş hekimliğinde ilk implant 18. yüzyılın başında, altından üretilmiş kök formunda vidalardır. Daha sonraki zamanlarda, gümüş, platin, gutaperka, lastik, ve porselen gibi çok çeşitli materyallerden yapılmış implantların varlığı bildirilmiştir. Bu implantlar çekim yapıldıktan sonra alveol soketine doğrudan yerleştirilmişlerdir. Bu yüzyılın sonunda lokal anesteziğin ve türbinlerin kullanıma başlanması ile implantoloji farklı bir boyut kazanmış ve ilk olarak implant yuvası hazırlanmaya başlanmıştır. Bu dönem içerisinde çoğu yetersiz yada başarısızlıkla sonuçlanan birçok deneme yapılmıştır. Bilimsel anlamda implantoloji konusunda ilk adım, ağız içi radyografilerin kullanılmaya başlanmasıyla atılmış ve çene kemiği içine yerleştirilen implantın radyolojik olarak sonuçları gözler önüne sunulmuştur. (Ring, 1995)

19. yüzyılın başlarında, kemik içi implantların ilk şekilleri ile ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (Hobo, 1990). Oral implantolojide ilk kayıtlı çalışma 1809 yılında Maggiolo tarafından yapılmıştır. 18 ayar altından hazırlanmış bir yapay kök, diş çekiminden hemen sonra çekim boşluğuna yerleştirilmiştir. Bu çalışmada bahsedilen iki husus önemlidir. Bunlardan birincisi Maggiolo'nun altının doku dostu olduğu için kullanıldığını belirtmesi, ikincisi ise yerleştirilen altın kökün üst yapısının yapımından önce bir ay beklenmesi gerektiğinin vurgulanmış olmasıdır (Scacchi, 2000).

1930'lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmış, fakat bu materyallerin dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturması nedeniyle implant vakalarının çoğunda başarısız sonuçlar alınmıştır (Hobo, 1990).

İlerleyen tarihlerde eksik dişin yerine, yapay maddelerden bir diş koyarak proteze destek sağlama fikri geliştirilmiş ve modern implantolojinin temel taşları yerleştirilmiştir. 1937 yılında Müller, 1941 yılında Dahl, total protez kullanamayan dişsiz hastalara subperiostal implantlar uygulamışlardır. Bu metod diğer bir çok araştırmacı tarafından kabul görmüş ve modern dünyada yaklaşık 20 yıl kadar kullanılmıştır . Bununla birlikte subperiostal implantlarda yüksek kayıp oranları implantolojiye olan ilginin azalması ile sonuçlanmıştır. (Ring , 1995)

1967 yılında Linkow ilk olarak titanyum blade implantları gündeme getirmiştir. Linkow bu implant tasarımı ile çiğneme kuvvetlerini mümkün olduğu kadar geniş bir kemik yüzeyine yayan, çenelerin anatomik kısıtlamalarını ortadan kaldıran temel bir tasarım oluşturmayı hedeflemiştir. Blade implantları tüm dünyada kabul görece kadar başarılı olmuştur (Linkow, 1967).

Branemark ve arkadaşlarının 1960' larda başlattıkları çalışmalar implantolojinin tarihinde devrim yapmıştır. Branemark' ın yaptığı yara iyileşmesi ve kemik ile yumuşak dokuların reolojisine odaklanmış ilk mikroskobik çalışmalar osteointegrasyon kavramının gelişmesine yön vermiştir. Titanyum vidaların

dişhekimliğindeki restorasyonlar için destek olarak kullanılması ilk olarak köpekler üzerinde yapılan bir çalışmayla tanımlanmıştır. Mikroskopik seviyede osteointegrasyonu Brånemark ve arkadaşları tarafından: “Yaşayan sağlıklı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlamışlardır (Brånemark ve ark., 1969).

Aynı dönemde diğer araştırmacılar da birbirlerinden bağımsız olarak titanyum implantlar üzerine çalışmaktaydılar. IMZ İmplantları (Koch), ITI Hollow-silindir İmplantları (Schroeder), Tübingen Immediat İmplantları (Schulte) ve TPS İmplantları (Ledermann) 1970-1980 yılları arasındaki dönemde kullanılmaya başlanmış diğer implant tasarımlarından birkaç örnektir. Ağız içi implantları çok kısa sürede büyük bir gelişme göstermiş ve osteointegrasyon kavramı deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma geçmiştir. Bilim adamları yapay bir materyali hiç bir patolojik semptom oluşturmadan biyolojik bir sistem içine yerleştirmeyi ve fonksiyonel yüklenme durumunda da kemik içinde rijit bağlantıyı sağlama konusunda başarılı olmuşlardır (Zarb GA ve ark., 1990). İmplantoloji şu anki durumuna çeşitli cerrahi ve protetik yaklaşımlardan, implant materyallerinden ve implant formlarının denenerek sistemin biyokompatibilitesinin, doku iyileşmesinin ve fonksiyonel ihtiyaçların çözümlenmesiyle gelmiştir. Bu gün implantoloji tüm dünyada kabul gören güvenilir bir tedavi yöntemidir.

1.2. Dental İmplant Materyalleri

Dental implantların yapımında kullanılan materyalleri Sykaras ve ark.(2000) iki şekilde sınıflamaktadırlar.

1. Kimyasal yapıya göre:

- Metaller
- Seramikler

- Polimerler

2. İmplant edildiği zaman sağladığı biyolojik cevap ve doku ile uzun dönem ilişkisine göre:

- Biyotolere: Canlı dokuya implante edilince kapsül formunda bir fibröz tabaka ile kaplanan materyaller.
- Biyoinert: Yüzeylerinde yakın kemik apozisyonuna izin verip temas osteogenezi sağlayan materyaller.
- Biyoaktif: Yüzeyinde yeni kemik oluşumuna izin veren, ayrıca birleştiği dokuyla iyon alışverişinde bulunup kimyasal bir yapışma sağlayan ve yapışma osteogenezi meydana getiren materyaller.

Biyoinert ve biyoaktif materyaller, yüzeylerinde kemik oluşumuna izin verdikleri için osseokondüktif olarakta anılırlar. İmplant materyalleri, biyomekanik özellikleri, işlenmesi, cilalanması, dökümü, bitimi ve sterilizasyon yöntemleri için uygunluğu gibi birçok faktör değerlendirilerek seçilmektedir. Dental implantların yapımı için daha önceleri altın, paslanmaz çelik, Cr-Co gibi birçok metal veya alaşımları denenmiş fakat hem yarattıkları allerjik reaksiyonlar hem de doku bütünleşmelerinin iyi olmaması sebebiyle uzun dönem başarı oranları düşük olmuştur. Uzun yıllar yapılan laboratuvar çalışmaları sonucunda titanyum ve alaşımları (özellikle de Ti-6Al-4V) dental implantlar için en çok tercih edilen materyal olmuştur. Fakat abutment vidaları, abutmentlar, ölçü postları, bazı tutucular gibi protetik komponentlerde de altın, paslanmaz çelik, CrCo, NiCr kullanılmaktadır (Sykaras ve ark., 2000).

1.2.1. Titanyum

Titanyum alaşımları ilk olarak 1950'lerin başlarında yüksek kuvvet-yoğunluk oranları sebebiyle havacılık uygulamaları için geliştirilmiştir. Halen havacılık sanayinde önemli bir yere sahip olmasına karşılık, koroziv ortamlardaki mükemmel dayanıklılığı sayesinde, başka alanlarda da yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Düşen maliyetler ve kolay bulunabilir olması, titanyumu bazı uygulamalarda vazgeçilmez hale getirmiştir (Vallittu ve ark., 1995). Titanyum metali son derece reaktiftir ve oksijene yüksek bir afinitesi vardır. Bu nedenle, taze metal yüzeyi hava veya nem ile temasa geçtiği anda çok hızlı bir şekilde yüzeyde oksit film tabakası oluşur. Titanyum olağanüstü biyouyumluluk özelliğinin yanında korozyona dirençlidir ve allerjik reaksiyonlara neden olmaz. Bunların dışında çekme dayanıklılığı, sertlik, elastisite modülü ve ısı geçirgenliği açısından çok iyi mekanik özelliklere sahiptir (Lautenschlager ve ark., 1993). Titanyumun, metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok stabil olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon özellikleri olduğu bilinmektedir. Titanyum, düşük elastik modülü, yüksek biyouyumluluk gibi üstün fiziksel özellikleri sebebiyle, dental implantlarda en yaygın olarak kullanılan materyaldir (Chern Lin ve ark., 1996).

1.2.2. Diğer İmplant Materyalleri

Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) (HA), trikalsiyumfosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), ve biyocamlar kemikle kimyasal bağlantı yapan, en fazla kullanılan biyoaktif seramiklerdir. Tüm implant da seramik olabilir veya seramik, titanyum yüzeyini kaplamak için kullanılabilir. Yüzey kaplanması, uygulanan metoda ve kimyasal kompozisyona göre poröz veya yoğun olabilir. Amaç, kaplama ile metal yüzeyi arasında, fonksiyonel yüklenmeye karşı koyabilecek ve kırılmayı önleyecek kadar sıkı bir bağlantı sağlanabilmesidir. Sıcak presleme, çok yoğun ve 0,7 μm yüzey pürüzlülüğüne ve 62 Mpa yapışma kuvvetine sahip HA kaplama meydana getirmektedir (Wie ve ark., 1998).

Poliamid, Polietilen, Politetrafloroetilen, Poliüretan, Polimetilmetakrilat gibi polimerler implant materyali olarak kullanılmıştır . Polimerler, eğilme özelliklerinin, periodontal ligamentin mikro hareketlerini taklit edebileceği ve doğal dişlerle bağlantı yapılabileceği umularak implant materyali olarak kullanılmıştır. Fakat kemiğe yükü rijit implantlardan daha fazla ilettikleri bulunmuştur. Ayrıca çok kötü mekanik özellikleri, canlı dokulara bağlantılarının zayıf olması, ve immünolojik reaksiyonlar yaratmalarından dolayı polimerlerin kaplayıcı ajan olarak kullanılmalarından vazgeçilmiştir. Günümüzde polimerler, sadece bazı protetik komponentlerin içinde kullanılmaktadır (Sykaras, 2000)

1.3. Dental İmplantların Tipleri

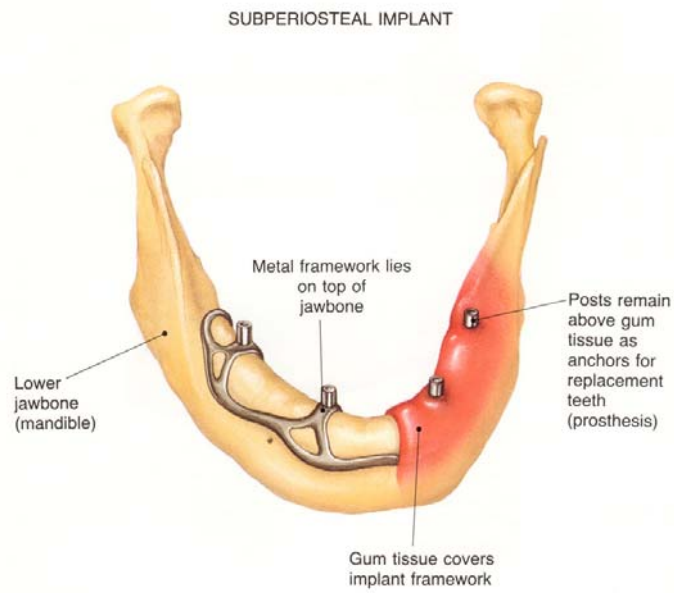
Dental implantlar kemikteki yerleşim yerlerine göre:

- 1.Subperiostal implant (Kemik üzeri)
- 2.Transosteal implant (Kemik boyunca)
- 3.Endosteal implant (Kemik içi) olarak sınıflandırılırlar (Stellingsma ve ark., 2004; The glossary of prosthodontic terms, 2005).

1.3.1. Subperiostal İmplantlar

Eposteal implantlar, alveol kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu aşırı kemik rezorpsiyonlu vakalarda uygulanabilir. İlk olarak Dahl tarafından 1943 yılında tanımlanan subperiostal dental implantlar bu grup içinde yer alan en sık kullanılan implantlardır. Subperiostal implantlar, hem alt çene hem de üst çene kemiğine uygulanabilen, çene kemiği üzerine yerleşen ve osseointegre olmayan kafes şeklinde implantlardır. Genelde alt çenede ve çift taraflı olarak uygulanırlar. Fakat tek taraflı olarak uygulanan tipleri de mevcuttur (Stellingsma ve ark.; 2004).

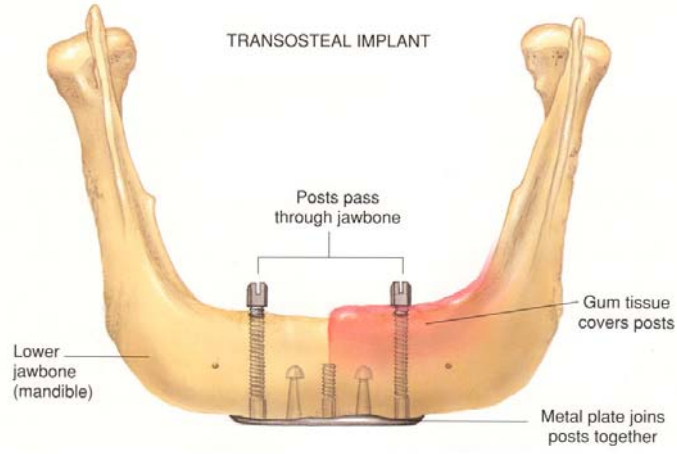
Mukoperiostun altındaki mukozaya postlar yardımıyla tutturularak uygulanan subperiostal implantlar, genellikle implant destekli hareketli protez tiplerinde kullanılır (Şekil 1.2). Bu implantların bazıları uzun yıllar hastalar tarafından başarıyla kullanılmıştır. Fakat çoğu 10 sene sonunda kaybedilmiştir. Hatta daha kısa sürede kaybedilenlerine de rastlanmıştır. En fazla rastlanan problemler enfeksiyon ve alttaki kemikte meydana gelen hasarlardır. Ayrıca, uygulanan cerrahi ve laboratuvar işlemlerinin zorluğu sebebiyle günümüzde kullanılmamaktadırlar (Porter ve ark., 2005; Stellingsma ve ark., 2004).



Şekil 1.2 Subperiostal implant

1.3.2. Transosteal İmplantlar

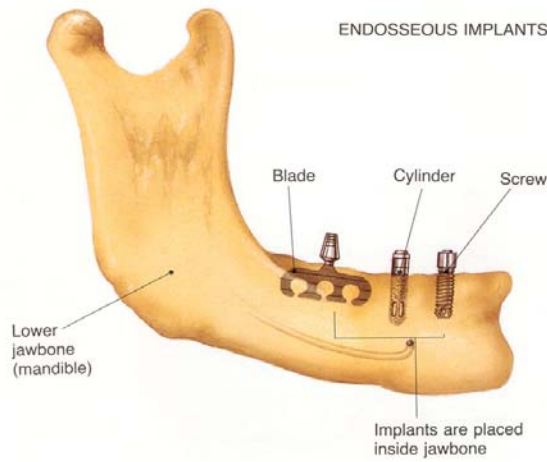
Alt çenenin simfiz bölgesinden bir kısmı direkt kemiğe, bir kısmı da ağız içine uzanan postlarla bağlanan bir plağa sahiptir. Ağız içine uzanan postlar, protezin stabilizasyonu için kullanılır (Şekil 1.3). Genel anestezi altında ve genelde alt çeneye uygulanırlar. Transosteal implantların iki çeşidi vardır: Bunlar zımba sistemi (staple bone implant) ve transmandibüler sistemdir. Postların etrafında çok fazla kemik kaybı görüldüğü için günümüzde pek kullanılmamaktadırlar (Stellingsma ve ark., 2004).



Şekil 1.3 Transosteal implant

1.3.3. Endosteal İmplantlar

Lokal anestezi altında alt veya üst çeneye uygulanan ve mukoperiost üzerinde yapılan ensizyonlar yardımıyla uygulanırlar. Kelimeyi incelediğimizde Endo “içinde”, osteal ise “kemik” anlamını vermektedir. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant çeşididir. Hem sabit hem de hareketli protezlerde sürekli olarak kullanılmaktadırlar. Osseointegrasyon diğer implant çeşitlerine oranla çok daha başarılı olmaktadır. Endosteal implantlar kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre 2’ye ayrılırlar (Şekil 1.4). Bunlar:



Şekil 1.4 Endosteal implantlar

1) **Blade implantlar**

İlk olarak 1966'da Linkow tarafından uygulanmaya başlanan ve titanyum, nikel ve vanadyumdan oluşan endosteal implantlardır. Blade implantlar; hızlı kemik kayıpları, yumuşak doku enflamasyonları ve 10 yıllık başarı oranlarının %50'lerde kalması sebebiyle başarılı sayılmamakta ve günümüzde kullanılmamaktadır. (Stellingsma ve ark., 2004)

2) **Kök Formundaki İmplantlar**

A) Silindirik kök formu: Silindirik kök formundaki implantlar, üzerlerindeki kaplamanın etkisiyle kemiğe mikroskobik bağlantı veya yapışma sağlanan ve kemiğin içine yerleştirilen implantlardır.

B) Vida tipi kök formu: Vida tipindeki implantlar kemiğe üzerlerindeki yivlerin mekanik retansiyonu sayesinde vidalanarak uygulanırlar. Yivler ilk kemik temasını ve primer stabiliteyi arttırmak, implant yüzey alanını genişletmek ve ara yüzdeki streslerin dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Yivlerin derinliği, kalınlığı, alanları, yüzey ve girinti açıları fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen parametrelerdir. Buna göre yivler, V şeklinde, kare veya tersine ayak (reverse buttress) şeklinde olabilir. Ayrıca çiftli veya üçlü yivler de implantların daha çabuk vidalanabilmesi için piyasaya sürülmüştür. Ayrıca bazı firmalar, yivlerin yerini almak veya etkisini arttırmak için implantlara bir takım ek özellikler getirmişlerdir. Bunlar, değişik boyut ve şekillerde perforasyonlar, delikler, oluklar, basamaklar, girinti ve çıkıntılardır. (Hobo ve ark., 1990)

1.4. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon biyolojik bir konsepttir. Latince "os": kemik ve "integrate": birleşmek kelimelerinin birleşmesiyle oluşmuş ve ilk olarak 1977 yılında Branemark tarafından ortaya atılmıştır (Branemark ve ark., 1985). Aslında osseointegrasyon

kavramının ortaya çıkması Andre' Schroeder'in 1960–1970 yılları arasında implantların deney hayvanları üzerindeki etkilerini çalışması ile başlamıştır (Albrektsson, ve ark., 2005). İsviçre'de saat parçası pazarlayan Straumann Enstitüsü ile çalışan Schroder, daha sonraları Straumann Dental İmplant Sistemini meydana getirmiştir. Saf titanyumdan yapılmış içi boş sepet şeklinde implantları geliştirmiş ve bunların kemiğe bağlanmalarını da 'fonksiyonel ankiloz' olarak tanımlamıştır (Lang, 2004 , Scacchi, 2000).

Daha sonra 1977 yılında Branemark aynı düşünceden yola çıkarak bu tanıma **osseointegrasyon** ismini vermiştir. Anlamı ise 'implant yüzeyi ile alveol kemiği arasında direk temas sağlanması' olarak ifade edilmiştir (Branemark,1985). 1986 yılında AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyonu; "implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yükleri ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı" olarak tanımlamıştır (Albrektsson ve ark., 2005). Meffert ve ark., osseointegrasyon kavramını 1987'de yeniden tanımlamış ve adapte osseointegrasyon ve biyointegrasyon olmak üzere 2 alt gruba ayırmışlardır. Adapte osseointegrasyonda ışık mikroskobu seviyesinde implant ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku, biyointegrasyonda ise elektron mikroskobu seviyesinde direk biyokimyasal kemik yüzey bağlantısı söz konusudur (Hobo, ve ark., 1990).

Şayet osseointegrasyon gerçekleşmez ya da bazı nedenlerden ötürü kaybedilirse implant etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşur. İmplant materyaline karşı organizasyon süreci devam eder ve muhtemelen kronik iltihap ve granülasyon dokusu oluşumuyla sonuçlanır. Bu durumda osseointegrasyon hiçbir zaman gerçekleşmeyecektir. Fibröz bağ dokusu belli bir dereceye kadar organize olabilir, ancak iyi bir destek doku olamaz çünkü mekanik ve biyolojik kapasitesi düşüktür (Hobo, ve ark., 1990).

Daha sonraları 1991 yılında Zarb ve Albrektsson (2005), osseointegrasyonu 'Fonksiyonel yükleme sırasında kemikte var olan alloplastik materyalin klinik olarak

asemptomatik rijit fiksasyon reaksiyonlarının tümü olarak tanımlamışlardır (Albrektsson, ve ark 2005).

1.5. Üst Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler

Dişsiz hastalar için klasik tedavi yöntemi alt-üst tam protez yapımıdır. Fakat tam protez kullanan hastalar çoğunlukla alt protezlerinin hareket etmesinden ve çiğneme kabiliyetlerinin azaldığından şikayetçidirler.

Doundoulakis ve ark. (2003), tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamaktadırlar:

- a. Düzgün fabrikasyon için aşırı detay gerekliliği
- b. Stabilite eksikliği
- c. Retansiyon eksikliği
- d. Retansiyon ve stabilite kaybını arttıran devamlı rezorpsiyon
- e. Çiğneme fonksiyonunda bozukluk
- f. Sosyal problemler

Tam protez hastalarında yetersizlik (konuşma ve yemek yeme yetersizliği) ve handikap (tam protez taşıdığı için sosyal çevreye girememe vb.) olduğu da bildirilmiştir (Allen ve ark., 2001).

Tam protezler ile implant destekli tam protezlerin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, çiğneme performanslarında (Stellingsma, 2005; van Kampen, 2004) ve hasta memnuniyetlerinde (Bakke ve ark., 2002; Naert ve ark., 2004; Quirynen ve ark., 2005; Watson ve ark., 1997) belirgin bir artış gözlemlenmiştir.

1.5.1. İmplant Destekli Tam Protezlerin Avantajları

Misch (2005), implant destekli tam protezlerin avantajlarını şu şekilde özetlemiştir:

- a. Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi
- b. Daha iyi estetik
- c. Daha iyi stabilite
- d. Daha iyi oklüzyon
- e. Yumuşak doku yaralanmalarında azalma
- f. Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış
- g. Okluzal etkinlikte artış
- h. Daha iyi retansiyon
- i. Daha iyi destek
- j. Daha düzgün fonetik
- k. Protez hacminde azalma

İlave olarak Misch (2005), implant destekli hareketli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlüklerini de şu şekilde belirtmiştir:

- a. İmplant sayısında azalma (implant yerleşiminin daha kolay olması ve daha kolay cerrahi).
- b. Daha iyi estetik (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilme olanağı).
- c. Yumuşak dokulardaki üstünlük (periimplant dokularda daha kolay iyileşme ve sondlamada daha az cep oluşumu).
- d. İmplantlara gelen yüklerde azalma (parafonksiyona sahip bireylerde çok önemli).
- e. Hem cerrahisi hem de protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.

1.5.2. İmplant Destekli Tam Protezlerin Dezavantajları

Misch (2005), implant destekli tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde özetlemiştir:

- a. Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi).
- b. İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar.
- c. Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi, her 7 yılda yeni protez yapılma gerekliliği).
- d. Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi.
- e. Protezin altına gıda kaçması.
- f. Protezin hareket etmesi.

Maksiller implant destekli overdenture uygulamaları ile ilgili diğer endosseos implant tedavilerine nazaran daha yüksek oranda implant kaybı rapor edilmiştir. Farklı çalışmalar sonucunda bu oran %19 olarak belirtilmiştir. (Sadowsky , 2001)

Maksilladaki implant kaybı ileri kemik rezorpsiyonu, zayıf kemik kalitesi ve implant boyunun kısa olmasıyla (7mm ve daha kısa) ilişkilendirilir. (Mericske-Stern,1998)

Bu çalışmalarda çeşitli implant yerleştirme metotları, minimal implant uzunluğu ve total protez kullanma süresi gibi farklı araştırma metotlarından dolayı farklı sonuçlar çıkabilmektedir. (Sadowsky,2001)

Biyomekanik faktörler ve azalan kemik kalite-kantitesi maksilla için implant destekli overdenture uygulamalarını tehlikeye atmaktadır. Maksiller implant destekli overdenture uygulamalarında mekanik problem insidansı; özellikle palatal bölgeden destek alınmaması ve karşıt çenenin doğal dişli veya sabit restorasyonlu olmasından kaynaklı aşırı kuvvetler ile ilişkilidir. Ayrıca fonetik ve kontur faktörlerinden dolayı

vertikal boyuttaki sınırlamalar protetik dizaynı olumsuz etkileyebilir ve materyal kaybına neden olabilir. Rezorpsiyon şekline göre maksiller implant genellikle fasial yönde açılı olurlar. İmplantlar rezidüel kretin ön ve alt bölümüne yerleştirilmiş olur. Maksillada mesafe sınırı yüzünden, esnek bar dizaynı devirici kuvvetleri artırabilir. Bunun dışında kalın mukozadan dolayı maksillada uzun implant abutmenti gerekebilir, bu da kaldırıcı kolunun uzunluğunu artırabilir. Şok absorpsiyon etkisi ve lingual kemik desteğinin bulunduğu mandibular bıçak sırtı kretlerden farklı olarak rijit maksillanın ince bukkal duvarı uygulanan kuvvetleri tolere edemez. (Sadowsky,2001)

Merciske-Stern ve ark., (2000) tek parça tam ark sabit protezleri ve bar tutuculu overdenture protezi destekleyen implantlar üzerindeki kuvvetleri incelemiştir. Overdenture tedavilerinde maksilladaki rezorpsiyon paterni implant ve protez dişlerinin pozisyonunu etkiler. Çünkü protezin dişleri sıklıkla uzun bir kaldırıcı kolu olarak aktivasyon gösterecektir. Anterior ve labial yönde kanat etkisi göstererek implantlar üzerinde yüksek eğilme momenti yaratmaktadır. Bu durum maksiller implantların kullanım sürelerinde önemli derecede düşme nedenini açıklar. Bu yüzden biyomekanik açıdan implant destekli overdenture uygulamaları ile dişsiz maksillanın rehabilitasyonu zordur.

Kemikteki sınırlamalardan dolayı implant doğal dişin olduğu yerden farklı bir yere konabilir. Maksillada dişin pozisyonu implantın pozisyonundan çok fazla uzakta olabilir, bu durum biyomekanik dezavantaj oluşturur. Posteriordaki aşırı rezorpsiyon ise çapraz kapanış ilişkisine neden olabilmektedir. Dişler fasiale yatık olmaktadır, diş çekiminden evvel horizontal ve vertikal diş pozisyonları oluşturulmalıdır. Hekimler başarılı implant yerleştirebilmek için nicelik ve nitelik olarak maksiller kemiği iyi bir şekilde inceleyebilmelidir (Jivraj ve ark., 2006).

Tedavi planı esnasında mutlaka düşünülmesi gereken faktörler; (Jivraj ve ark., 2006)

- a. Estetik ve hastanın istekleri
- b. Desteğin tipi

- c. Rezorpsiyonun miktarı ve arklar arası mesafe
- d. İmplant sayısı
- e. İmplantın arktaki dağılımı
- f. Ekonomi

Hareketli restorasyon için tavsiye edilen implant sayısı; hem implant destekli hem de implant doku destekli restorasyonlar için 4 veya 6 tanedir. Maksilladaki implant sayısı benzer protetik üst yapılar için mandibuladaki gerekli olan implant sayısından 1.5-2 kat oranında daha fazla olmalıdır. Protetik yapının tipi primer olarak anterior alveoler kretin şekline bağlı olarak karar verilir. İmplant sayısına bir reçete veya formülle karar verilmez. Her bir hasta için implant sayısını belirlemede göz önüne alınması gereken faktörler vardır. Bunlar;

- a. Kemiğin kalitesi
- b. Restorasyonun üzerine gelmesi beklenen kuvvetler
- c. Dental ark formu ile rezidüel kret biçiminin birbiriyle olan ilişkisidir (Jivraj ve ark., 2006).

Kemiğin kalitesi: Maksillada sıklıkla tip 3 ve tip 4 kemiğe rastlanılır. Bu yüzden normal delici frezler böyle kemikte implant yerleştirmek için uygun olmaz ve implanta yer açmak için osteotomlara ihtiyaç olur. Kemiğin yapısı optimum şartlara uygun değilse cerrah ve protez uzmanı ekstra implant düşünebilir. Bunun nedeni 1 veya 2 implant kaybı durumunda aynı protezin kullanımına devam edilebilmesidir. Maksillada implant rutin olarak uygulansa da maliyet düşünölmelidir ve istenilen her ek implant maliyeti artıracaktır (Jivraj ve ark., 2006).

Hasta posterior dişini kaybettiği zaman, maksiller sinüsten dolayı implant uzunluğu için yeterli kemik o bölgede bulunamayabilir. Eğer hasta augmentasyon işlemlerini istemez ise kısaltılmış dental ark düşüncesiyle daha az implant uygulanabilir(Jivraj ve ark., 2006).

Restorasyonun üzerine gelmesi beklenen kuvvetler: Ekstra oral muayenenin bir parçası olarak hastanın yapısı ve yüz kasları da incelenmelidir. Masseter kasında hipertrofi gözlenebilmektedir. Bruksizm hastalarında antionial çıkıntılar, çentikler sıklıkla gözlenebilmektedir. Bruksizm gözlenen vakalarda implant ve implantın üstyapılarında aşırı okluzal kuvvetler oluşur, ve bunun sonucunda implant çevresinde kemik kaybı veya implant kaybı oluşur. İmplantoloji seminerlerinde ve pek çok makalede implantın bruksizmde kontrendike olduğu söylenmektedir (Lobbezoo, 2006). Bu belirtiler restorasyon üzerine gelebilecek olası kuvvetlerin bir işaretidir. Bu tür hastalarda implant sayısı artırılarak, destek alanı genişletilerek ve kuvvet dağılımı sağlanarak tedbir alınabilir (Jivraj ve ark., 2006).

Karşıt okluzyon da değerlendirilmesi gereken bir faktördür. Hastanın implant restorasyonun karşıtında tam protez varsa; tam protez doğal dişli bir karşıt çeneye göre daha az kuvvet uygular. Yüksek okluzal kuvvetler ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi okluzal kuvvetlerin fazla olduğu alanlarda, overdenturelar dokulara kuvvetin dağılımını ve implant üzerine gelen kuvvetlerin azalmasını sağlamak için yararlıdır. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda hareketli protez kullanımı ve takibi daha kolaydır (Jivraj ve ark., 2006).

Fotoelastik stres ölçümüyle yapılan bir çalışmada, 3 implant üzerine farklı türde tutucular kullanılmış ve Locator tutucularda en fazla stres görülmüştür. Bunun sonucunda da matriks-patrix arasındaki ilişkinin stresi etkileyebildiği belirtilmiştir. Ball tutucularda bulunan rezilient matris implanttaki stres büyüklüğünü azaltmaktadır. (Uludag, 2007)

Dental ark formu ile rezidüel kret biçiminin birbiriyle olan ilişkisi: Ark formları genel olarak kare, oval ve incelen tarzıdır. Tam dişsiz maksiller çene formu genellikle bu 3 tiptedir. Estetik ihtiyaçlardan dolayı dental ark formu rezidüel kret formundan farklı olma ihtiyacı gösterebilir.

Kare şeklindeki dental arkta lateral ve santral kesiciler, kanine göre fasial karakterli deęildirler. Mandibular gezintiler ve okluzal kuvvetler kanin bölgesindeki

implant üzerinde azalır. Bunun sonucunda kanin bölgesine yerleştirilen implant posteriora bağlanırsa yeterli olabilir. Kaninler arası bölgede 4 noktada, düşük kuvvetler oluşur çünkü kesici bölgesinde en düşük kuvvetler vardır ve kare formu arklarda daha az kantilever okluzal kuvvetlere sahiptirler.

Eğer ark oval formda ise 3 implant yerleştirilmelidir. Kare formdaki gibi 2 implant olmaz. Bazen kemik augmentasyon ihtiyacı olabilir. Oval formu arklarda kaninler bölgesine birer implant yerleştirildiyse, santral kesici bölgeye de en az 1 implant düşünülmelidir. Bu şekildeki planlama kesiciler bölgesinde ekstra kuvvetlere karşı direnci artıracak, protez daha stabil olacak ve implant vidalarına daha az stres oluşacaktır.

Tapering (incelen) formdaki arklarda anterior implantlar üzerinde özellikle kesici bölgeye yerleştirilmiş implantlar üzerinde çok büyük stresler oluşmaktadır. Bu durumda anterior dişler kesici pozisyonundan ileri pozisyonda olacağından, interküspidasyon ve gezinme hareketlerinde kuvvetler artar. Bu durumda kaybolan 6 diş yerine kesici bölgeye 4 implant gerekmektedir.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında implantların anterio-posterior yönde yeterli dağılım göstermesine ihtiyaç duyulur. Böylece yük dağılımı daha eşit olur ve cantilever uzunluğu minimal olur. (Jivraj ve ark., 2006)

Yeterli miktarda kemik olduğunda tüber bölgesine implant uygulanabilir. Biyomekanik bir bakış açısıyla implantlar tüm alveoler krete yayıldıysa implant destekli üst yapı daha iyi bir prognoz gösterir. (Spiekermann, 1995)

Rezorbe maksillada önerilen diğer bir durumsa; işlemlerin kompleksliğini azaltarak, yüksek maliyeti önleyerek greft kullanmadan, implantları açılı pozisyonda yerleştirilmelidir ve bunlar splintlenerek restorasyon tamamlanmalıdır. (Sadowsky,2001)

1.5.3. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Şekilleri

İmplant destekli tam protezlerde tutucu olarak top başlı tutucular, bar tutucular, mıknatıslar veya teleskop destekler kullanılmaktadır (Shafie, 2007). Ancak günümüzde en çok kullanılan sistemler bar ve top başlı tutuculardır. İmplant yerleştirilecek kavsin şekli, implantların boyutu, iki implant arası mesafe, hastanın ekonomik durumu, hastanın ağız hijyeni gibi faktörler tutucu seçiminde etkilidir. Ayrıca tutucu seçiminde esneklikte çok önemlidir. Esnek olmayan rijit tutucular gelen kuvvetleri doğrudan implantlara ilettikleri için ancak implant sayısı fazla ise yapılabilecek hibrit protezlerde kullanılabilirler. Tutuculardaki esneklik miktarı, kuvvetlerin implantlarla birlikte dişsiz krete de iletilmesini sağlar (Misch, 2005).

1.5.3.1. Esnekliklerine Göre Tutucu Tipleri

A. Rijit, esnek olmayan tutucular

Abutment ile implant arasında hiçbir hareketin olmadığı, tüm çiğneme kuvvetlerinin implantlara iletiildiği tutucu tipidir. Bu tutucu tipleri, ancak yeterli sayıda implantların varlığında tercih edilebilirler. Vidalı hibrit protezler bunlara örnektir.

B. Kısıtlı dikey esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucularda kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından geriye kalanı implantlar tarafından karşılanır. Protez sadece yukarı aşağı hareket edebilir.

C. Mentşe esnekliğine sahip tutucular

Kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, diğer kısmı implantlar tarafından karşılanır. Mentşe esnekliğine sahip tutucuların kullanıldığı protezlerde

çiğneme kuvvetleri, tutucular ve alveol kretinin arka tarafı, yanak cebi ve retromolar kabartılar gibi posterior kısımlar tarafından bölüşülür. Hader bar veya herhangi bir yuvarlak kesitli bar bu tip tutuculara örnektir.

D. Kombinasyon esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucular sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verirler. Kuvvetlerin %40-45'i kretler tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar bu tip tutuculara örnektir.

E. Döner (rotasyon) esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucular, rotasyon hareketlerine izin verirler. Hareketlerin şiddetine göre implantlara gelen kuvvetler %75–85 oranında azalır. Bazı çivi başlı tutucular bu tip tutuculara örnektir.

F. Üniversal esnek tutucular

Bu tip tutucularda her türlü harekete izin verilir. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Mıknatıs tutucular bu tip tutuculara örnek verilebilir (Shafie, 2007).

1.5.3.2. O–Ring veya Top Başlı Tutucular

Top başlı tutucu sistemi esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir. (Misch, 2005).

Top başlı tutucularda kullanılan materyaller:

O–Ring Lastiği: Silikon, nitril florokarbon veya etilen-propilenden yapılmış olabilir. Lastiğin yüzeyi protezin takılıp çıkarılması sırasında abrazyon, kopma veya delinmeyi önlemek için bir yağlayıcı (lubrikant) ile muamele edilmiştir.

O–Ring Postu: O–Ring postu genellikle cilalı titanyum yüzeyine sahiptir.

Metal Yuva (Kapsül): Lastiğin içinde bulunduğu metal yuvanın alüminyum, bronz, altın veya pirinç gibi yumuşak materyallerden yapılması tercih edilmez. Oluşabilecek hasarların minimuma indirilmesi için tercih edilen materyal genellikle paslanmaz çeliktir. Ayrıca lastiğin deforme olmaması için metal yuvanın her tarafının yuvarlatılmış olması gerekir (Misch, 2005).

1.5.3.3. Bar Tutucular

İmplant destekli tam protezlerde bar tutucu sistemlerin kullanımı ilk olarak 1980’li yılların başında başlamıştır. (Doundoulakis ve ark., 2003; Waddell ve ark., 2006). Üst çenede implant destekli tam protezlerde en az 4 adet implant ve bunların birbirlerine bir bar ile birleştirilmesi gerekmektedir. Yapılan barda kantilever uzantısı olabilir veya olmayabilir. Ancak, birinci premolar bölgesinden daha öne konulması mümkün olan implantlarda distal kantilever uzantıların protezin stabilitesine olumlu etki yaptığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Literatüre bakıldığında bar tutucularda rijit veya esnek bağlantıların kullanılması konusunda çelişkiler mevcuttur (Mericske-Stern ve ark., 2002, Mericske-Stern ve ark., 2000).

Bar Tutucu Çeşitleri

U şeklinde bar: Rijittir ve dört dayanaklı durumlarda uygundur. Kennedy bölümlü dişsizlik vakalarında kullanılabilir.

Yuvarlak kesitli bar: Esnektir ve implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltır.

Yumurta kesitli bar (DOLDER) : Hem esneklik, hem de endirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (Misch, 2005).

Bar Tutucu Endikasyonları

- Üst çene protezleri
- Alt çene asırı rezorbe kretler
- Oval kretlerde
- Kemik ve yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon sonrası
- Daha tutucu ve stabil protez ihtiyacında

Bar Tutucu Kontraendikasyonları

- Rezorpsiyona uğramamış kretlerde (interoklüzal mesafe yetersiz ise)
- Hastanın ekonomik durumunun izin vermediği durumlarda
- Hijyeni iyi sağlamayacağı düşünülen hastalarda (Misch, 2005)

1.5.3.4. Teleskopik Sistemler

Çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı teleskopik restorasyonlar protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerin ufak çaptaki eğim farklılıkları primerlerin konturları ile giderilmekte, sekonderler protezin içinde bırakılarak hekim ve hasta tarafından takıp çıkarılabilmektedir (Preiskel ve Tsolka, 1998). Teleskopik yaklaşım günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de

önem kazanmıştır. İmplant destekli protezlerde teleskop kullanımı 1989'da başlamıştır. İmplant abutmentları primerler olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturları modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanabilmektedir (Preiskel ve Tsolka, 1998).

1.5.3.5. Mıknatıs Tutucular

Mıknatıslı bağlantıların protetik diş hekimliği pratiğinde uygulama alanları şu şekildedir (Preikel, 2004):

- Diş üstü protezler
- Çene-yüz protezleri
- Tam protezler
- Hareketli bölümlü protezler
- İmplant-destekli protezler

Top başlı ve barlı bağlantıların karşılaştırıldıkları çalışmaların çoğunda mıknatıslı bağlantılar tutuculuk ve hasta memnuniyetinde daha zayıf bulunmuştur (Chung ve ark., 2004; Cune ve ark., 2005; Naert ve ark., 1999). Tokuhisa ve ark. (2003) ise yaptıkları çalışmada mıknatıslı protezlerde doğal dişe veya implanta lateral kuvvet iletiminin daha az olduğunu belirtmişlerdir.

1.5.3.6. Locator Tutucular

Kavisler arası mesafe veya protezlerin yükseklikleri top başlı tutucuların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman, aşırı konturlu protezler, dikey boyutta mecburi artışlar, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlama veya kırılmalar, tutucuların protezlerden ayrılmaları, protezde çatlama veya kırılmalar ve tüm bunların sonucunda hasta memnuniyetinde azalmalar meydana gelebilmektedir. Bu tip durumlarda locator

tutucular düşük profillerinden dolayı top başlı tutucuların yerine tercih edilebilir (Alsiyabi ve ark., 2005; Lee ve Agar, 2006).

1.6. Gerilme Analizleri

1.6.1. Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler

Gerilme analizlerinin amacı iki ya da üç boyutlu bir cisme uygulanan değişik yön ve büyüklükteki kuvvetler ile hacim içersinde ortaya çıkan gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Bir gerilme analizinde gerek uygulama öncesinde gerekse de sonuçların değerlendirilmesinde bazı teknik terimlerin doğru olarak algılanması gerekmektedir. Bu teknik terimlerin birbiri arasındaki küçük farkların göz önünde bulundurulmaması sonuç alma ve değerlendirmede problemlere yol açabilmektedir.

1.6.1.1. Stres

En basit tanımıyla kuvvetin uygulandığı yüzey alanına oranı şeklinde tanımlanabilir (Carter ve ark., 1987; Smith,1993). Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere bir kuvvet etkilediğinde, bu dış kuvvet uygulanmasına karşı bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvete eşittir, ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır (Cowin ve ark., 1991).

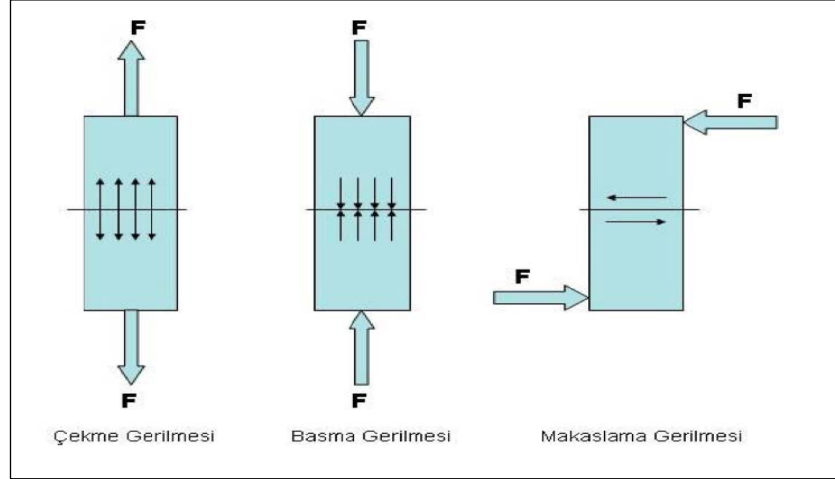
Uygulanan kuvvet ve iç direnç (stres) yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki gerilme birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Bu bakımdan gerilme basınca benzer, her ikisi de kuvvetin birim alana bölünmesi denklemiyle ifade edilir. Stres, birim alana uygulanan kuvvet terimiyle ifade edilen yapının iç direncidir. Kuvvet uygulamalarına karşı oluşan iç direnç pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alanına uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi daha kolay bir işlem olacaktır. Stres S ya da σ harfleriyle ifade edilir. Stres birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine oranıyla ifade edilir ($1\text{Pa}=1\text{N}/\text{m}^2=1\text{MN}/\text{mm}^2$). Yayınlarda stres sıklıkla MPa

(Mega Paskal) olarak rapor edilmektedir (1MPa=10.6Pa) (Yukna, 1993; Currey, 1984; Güngör ve ark., 2004).

Bir yapıdaki stres, kuvvet ile doğrudan, alan ile de ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirtmek önemlidir. Diş hekimliğinde kullanılan restorasyonlar için kuvvet uygulanma alanların çok küçük olmasından dolayı bu konu göz önünde bulundurulmalıdır (Cowin ve ark., 1991; Currey, 1984).

Stres her zaman bir metrekairelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdir. Ancak diş hekimliğinde kullanılan restorasyonların okluzal yüzey alanlarının $1m^2$ 'lik bir yüzey olması düşünülemez (Cowin ve ark., 1991, Currey,1984)

Stres Tipleri: Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı veya doğrultudan yönebilir ve çoğu zaman bir yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir (Şekil 1.5). Kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal) stres bileşenleri yaratırlar. Alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratırlar. Dik stresler çekme veya sıkıştırma niteliğine sahiptirler. Kayma-makaslama stresleri ise sonuç itibariyle aynı etkiyi gösterdiği için bunlarda nitelik ayrımı yapılmaz. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde 2 kuvvet setine maruz kalan yapıda çekme oluşturur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirine doğru ise, yapıda basma oluşur. Çekme uygulandığında yapıdaki moleküller dağılmaya karşı direnç göstermelidir. Basma uygulandığında moleküller birbirlerine karşı çok yaklaşmaya direnç göstermelidir. Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini gösterir (Caputo ve Standlee, 1987; Cowin ve ark., 1991; Ko CC ve ark., 1992;).



Şekil 1.5 Stres tipleri

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve σ sembolü ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise τ simgesi ile gösterilir. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana getirmektedir (Bidez ve Misch , 1992; Oresnstein ve ark., 1994; Balık, 2007).

Asal Gerilme (Principal Stress): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilimlere Asal Gerilme denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. σ_1 en büyük pozitif değeri σ_2, σ_3 en küçük değerleri gösterir (Rubin ve ark., 1983).

Mohr Dairesi: Birleşik gerilme durumlarının mevcut olduğu cisimde kesit değıştikçe gerilme türünün değışimi grafik ile gösterilmekte ve Mohr Dairesi olarak adlandırılmaktadır. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir. Kesite döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_2) ile en büyük normal gerilme (σ_1) bulunmaktadır. Bu asal gerilmelerle uyşan eksenlere asal eksenler (Principle axes) denir. Bu dairede yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen ise kayma gerilmelerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis eksenini üzerindedir (Ichikawa ve ark., 1997).

Von Mises Stres: Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir” (Oresnstein ve ark., 1994). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (Ichikawa T ve ark., 1997).

1.6.1.2. Strain (Gerinim)

Her tip stres yapıda deformasyon oluşturabilir. Gerçekte var olan tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Çekme kuvvetinden oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvvetinde oluşan deformasyon ise uygulanan kuvvet yönünde cismin kısılmasıdır. Makaslama kuvvetinde oluşan deformasyon ise öncekine göre göreceli olarak cismin bir parçasında açıldaki değişim olarak tanımlanabilir (Caputo ve Standlee, 1987).

Strain, yapı bir strese maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Strain'in bir ölçü birimi yoktur. Ancak strain, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Caputo ve Standlee, 1987; Craig, 1993; Çağlar, 2003).

Strain, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik strain geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik strain ise malzeme içindeki atomların daimi bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvvetini aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir (Zaimoğlu ve ark 1993; Çağlar, 2003).

1.6.1.3. Elastisite

Streslerin etkisi altındaki cisim, gerilmeler ortadan kalktığı zaman başlangıçtaki şekline geri dönebiliyor ise elastik olarak adlandırılır (Korkmaz, 1995).

1.6.1.4. Hooke Kanunu

En genel anlamda birim şekil değiştirmeler ile stresler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Robert Hooke adlı İngiliz bilim adamı tarafından 17.yy'da tanımlanmıştır. Belirli stres sınırlarını aşmamak kaydıyla gerçekte var olan cisimlerin davranışlarını doğru olarak ifade eder, deneylerle doğruluğu ispatlanmamıştır (Korkmaz, 1995).

1.6.1.5. Poisson Oranı

Çekme veya basmada aksiyal yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyal ve lateral gerinim (strain) mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinim aksial gerinim oranı poisson oranı olarak tanımlanır ve ν işaretiyle gösterilir. Çekme yüklemesinde poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzamanın çapraz kesit azalmasıyla orantılı olduğunu gösterir. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder (Çağlar, 2003).

1.6.1.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, gerilimin gerilmeye bölünmesi ile elde edilen sabit bir değerdir. Elastisite modülü = gerilim/gerilme (stres/strain)

Akma sınırına kadar olan değerler içinde gerilim, gerinim ile doğrusal olarak orantılıdır. Her malzemenin kendine özgü elastisite modülü vardır. Bu formül, Hooke tarafından ortaya konmuş olup yüzde uzama miktarının yada gerinimin gerilime oranına adı geçen araştırmacının adına izafeten Hooke kanunu denmiştir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Materyalin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de young modülü olarak da bilinir. Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar (Caputo ve Standlee, 1987).

Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm^2 'dir. Bu özellik mekanik özellikleri ile dolaylı bir ilişki içerisinde (Zaimoğlu ve ark., 1993; Çağlar, 2003).

1.6.1.7. Linear Elastik Cisim

Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir (Hancı ve ark., 2000; Karayazgan, 2005; Özgövde, 2003).

1.6.1.8. Elastik Şekil Değişirme

Gerilme altında cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra gerilme ortadan kalktığında kendi orijinal şekli ve düzenine dönmesidir. Bu durumda gerinim de tamamen elastiktir (Hancı ve ark., 2000; Karayazgan, 2005; Özgövde, 2003).

1.6.1.9. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve

Poisson oranı) bağı olarak ifade edilebilir (Hancı ve ark., 2000; Karayazgan, 2005; Özgövde, 2003).

Bir materyalin mekanik özelliklerinin (örn. Elastiklik modülü) o materyalin yapısına (örn. Yapı üzerinde kuvvetlerin yönleri) bağı olması miktarı anizotropi olarak tanımlanır (Hancı ve ark., 2000; Karayazgan, 2005; Özgövde, 2003).

1.6.1.10. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içersinde noktadan noktaya değışmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000; Karayazgan, 2005; Özgövde, 2003).

1.6.1.11. Esneyebilirlik

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değıştirmek için gereken enerji miktarını gösterir (Hancı ve ark., 2000; Karayazgan, 2005; Özgövde, 2003).

1.6.2. Gerilme Analiz Yöntemleri

- a. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- b. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- c. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- d. Sonlu Elaman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi
- e. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- f. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- g. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi (Ulusoy ve Aydın, 2003)

1.6.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine imkan vermesi bakımından tercih edilmektedir. Söz konusu yöntem karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntem iki fiziksel tekniğe dayanır. Birincisi bazı ortamların altında çift kırıcılık göstermesi, ikincisi ışığın polarizasyonudur.

Işık bir Nicol plazmasından geçince polarize olur. Polarizasyon ışık dalga hareketlerindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesiyle meydana gelen bir olaydır. Polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polarize filtre veya polariskop yardımıyla gözlenir.

Araştırılacak konunun fotoelastik materyalden üç boyutlu benzer bir modeli hazırlanır. Bu model özel şartlarda yüklenir ve oluşan kuvvetler tespit edilir. Kesitler alınıp polariskopta incelenir, fotoğrafları çekilir. Kuvvetlerin dondurulması esasına dayanan bu teknik ‘üç boyutlu fotoelastik analiz yöntemi’ adını alır. Eğer kuvvet analizi istenen konu iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5mm’lik kalınlığa sahip fotoelastik maddeden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve Polariskop üzerindeki yüklemeye yapılıp incelenir, fotoğrafları çekilir. Bu yöntem ‘iki boyutlu fotoelastik analiz yöntemi’ olarak adlandırılır. Ayrıca kuvvet analizi yapılacak modelin üzerine yumuşak fotoelastik özellikle levhalar yapıştırıldıktan sonra kuvvet uygulanır ve oluşan kuvvet çizgilerinin yansıma polariskoplarıyla incelenmesi yapılabilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.6.2.2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer denildiğinde yük altındaki yapıların gövdesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılmaktadır. Bunların mekanik-

optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır. Elektronik gerilim ölçer aygıtlar, değişken dirençli ince tellerden Wheatson köprü gövdesi oluşturularak ölçmede kullanılırlar (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.6.2.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar kuvvet hatların doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.6.2.4. Sonlu Elaman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi

1960'lı yıllarda geliştirilen sonlu elemanlar stres analizi (SESA) biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır. Bu bir nevi, bilgisayar üstünde tabiatın taklit edilmesidir. SESA, fiziksel modelleri tarifleyen matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Sonlu eleman yönteminin şu üstünlükleri vardır.

1. Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.
2. Sonuçlar çok kısa sürelerde elde edilebilir.
3. Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak örneğin, gerilimler, yer değiştirmeler, esnemeler gibi tüm önemli bilgiler elde edilebilir.

Sonlu Eleman Stres Analiz yönteminin uygulanması şu sırayı takip etmektedir:

- a) Analiz edilecek yapının, iki veya üç boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik modelinin hazırlanması ilk aşamadır. Bu geometrik modelde farklı şekillere sahip aynı tür elemanlar kullanılacağı gibi değişik türden elemanlar da kullanılabilir.
- b) Eleman olarak adlandırılan her küçük alan için diğer elemanlara veya sınırlara bağlı olduğu yerlerde düğüm noktaları (node, joint) belirlenir.
- c) Yapıyı oluşturan malzemelerin elastiklik modülü ve poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır. Her eleman için gerek doğrudan doğruya gerekse varyasyonel hesap ve başka yöntemlerle çıkan eleman özellikleri genelde bir eleman 'rijitlik' matrisi şeklinde ifade edilir. Tüm bağlantıların sıkı zincirlerle donatılmış gibi beraber hareket etmeye mecbur bırakılması rijitlik durumunu ifade eder.
- d) Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir.
- e) Bu aşamada alanların düğüm noktalarındaki değerleri denklemlerin çözümlenmesi ile elde edilir.
- f) Çıkan sonuçların incelenmesi ve yorumlanması son aşamada yapılır. Ek analizlerin gerekip gerekmediği belirlenir (Eskitaşçıoğlu, 1991; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

1.6.2.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Holografik İnterferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün halografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem,

yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılayıp görünür ışık saçaklarına dönüştürebilen bir methodur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre boyutlarında kaydedebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemi olan halografik interferometri diş hekimliğinde öncelikle ortodontik çalışmalarda, zaman içerisinde de sırasıyla kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protez konularında düzenlenen in vitro çalışmalarda kullanılmıştır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.6.2.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulgularanan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların sattik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.6.2.7. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu method birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış bir gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, antenle bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.6.3 Sonlu Elemanlar Analizinin İmplantolojide Kullanımı

Sonlu Eleman Stres Analizi (SESA), implant diş hekimliğinde ilk olarak 1973'de Tesk ve Widera tarafından 1973 yılında kullanıldı (Tesk ve Widera, 1973). Bundan sonra bu alanda SESA hızla ilerlemeye başladı. Atmaram ve Mohammed, elastik parametrelerin etkisini ve implant geometrisini, implant uzunluk değişkenlerini ve psödo periodontal ligamanların ilişkisini anlamak amacıyla tek bir implanttaki stres yayılımlarını analiz etmişlerdir (Atmaram ve Mohammed, 1983).

Borchers ve Reichart, 1983'de kemik arayüz gelişiminde farklı aşamalarda olan bir implanta üç boyutlu SESA'nı uygulamıştır (Borchers ve Reichard, 1983). Cook ve arkadaşları, 1982'de SESA'nı poröz yüzeyli dental implantlara uygulamışlardır (Cook ve ark., 1982). Williams ve ark., 1990 yılında yaptıkları çalışmalarında, dental implantlara bağlanmış kantileverli bir protez sebebiyle kemikte meydana gelen gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir (Williams ve ark., 1990). Akpınar ve ark. 1996 yılında doğal diş ve implant bağlantısını taklit etmek için SESA'nı kullanmışlardır (Akpınar ve ark., 1996).

Son 20 senedir sonlu elemanlar analizi, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini öngören yararlı bir araç haline gelmiştir. Bir implantın başarı veya başarısızlığındaki ana faktör, çevre kemiğe streslerin ne şekilde geldiği ile ilgilidir. İmplanttan çevre kemiğe yük transferi, yüklenmenin tipine, kemik implant arayüzüne, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protez tipine ve çevredeki kemiğin kalite ve kantitesine bağlıdır (Clelland ve ark.,1995; De Tolla ve ark., 2000; Geng ve ark., 2001).

Dental implantların mekanik davranışını taklit etmekteki esas zorluk, insan kemik dokusunun ve bu dokunun mekanik kuvvetlere tepkisinin modellenmesinin zorluğudur. Modellemeyi ve proses çözümünü mümkün kılmak için bazı tahminler yapılmalıdır. Kemiğin mekanik özelliğinin kompleksliği ve implant sistemleri ile ilişkisi, çalışmacıları önemli basitleştirmelere yönlendirmiştir (De Tolla ve ark.,2000; Geng ve ark., 2001; Tesk ve Wider, 1973).

Kemiğe ve implanta ait bazı özellikler SESA sonuçlarının anlamlılığını etkilemektedirler. Bunlar (Geng ve ark., 2001; Clelland ve rak., 1995):

1. Modelleneyecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi
2. Materyal özellikleri
3. Sınır koşulları
4. Kemik ve implant arasındaki ara yüz

Çok daha net tahminler elde etmek amacıyla, kemik geometrisini daha gerçekçi modellemek için ileri dijital görüntüleme teknikleri uygulanabilir. Materyalin anizotropik ve homojen olmayan doğası göz önünde tutulmalı ve sınır koşulları bilgisayarlı modelleme tekniklerinin kullanımı ile dikkatli bir şekilde elde edilmelidir (Geng ve ark., 2001; Clelland ve rak., 1995).

Yüklerin dağılımı ve stres yayılımları, implantın başarısı veya başarısızlığında önemli faktörlerdir. Kemik implant arayüzünde yük transferini etkileyen faktörler şunlardır:

- Yüklenmenin tipi
- İmplant ve protez materyalinin özellikleri
- İmplant geometrisi (uzunluk ve yarıçap)
- İmplant yüzeyinin yapısı
- Kemik implant ara yüzeyinin doğası
- Çevre kemiğin kalite ve kantitesi

Son yıllarda diş hekimliğinin birçok dalında yaygın olarak kullanım sahası bulmuş olan sonlu elemanlar stres analizi metodu, dental implant biyomekaniğini mühendislik arenasına adapte etmiş etkin bir bilgisayar aracıdır. SESA kullanımı ile, bir implantın başarısı veya başarısızlığı optimum düzeyde öngörülebilir ve elde edilen sonuçlar doğrultusunda ihtiyacı karşılayacak bir tasarımı hayata geçirmek mümkün olabilir (Geng JP ve ark., 2001; Clelland ve rak., 1995).

1.7 Amaç

Bu çalışmanın amacı implant üstü maksiller overdenture protezlerin bir parçası olan hassas tutucu türlerinin, protez tasarımının ve implant sayısının implant ve çevresindeki kemik dokularda oluşturduğu stresleri farklı gruplarda karşılaştırmalı analizini yaparak en başarılı sonuçları gösteren grupu belirlemektir.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, sonlu eleman stres analiz (SESA) yöntemi kullanılmıştır.

Araştırmada, maksiller model üzerinde, anterior bölgeye 2 ve 4 adet implant yerleştirilerek üzerlerine modellenen farklı protez tasarımlarının ve hassas tutucuların kemik dokusu ve implant üzerinde oluşturdukları streslerin analizi yapılmıştır.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 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, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

2.1 Matematik Modellerin Hazırlanması

İlk aşama olarak analiz edilecek yapının üç boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik ana modeli olan üst çene modeli hazırlanmıştır. Tam dişsiz erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı.

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



Şekil 2.1 Nextengine 3 boyutlu tarayıcı

Maksillada sıklıkla D3 kemik kalitesi görüldüğünden dolayı buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 1mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 1 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturulmuştur. Kortikal ve trabeküler kemik isotropik, homojen, lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan implantlar günümüzde en çok tercih edilen vida tip implantlardır. Karşılaştırmalı bir çalışma yapılacak olması sebebiyle aynı çap (4 mm) ve boyda (12mm) implantlar kullanılmıştır. İmplantların modellenmesi için Nextengine 3D lazer tarayıcısından ve Rhinoceros yazılımından yararlanılmıştır. Modellerdeki implantların kemikle osseointegrasyonu tam olarak (%100) kabul edilmiştir. Uygulanan kuvvetler altında kemik ile implant arasında hareket oluşmasına izin verilmemiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyallerin elastik katsayıları ve Poisson oranları Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Kullanılan Materyallerin Elastik Katsayıları ve Poisson Oranları

	Elastiklik Modülü	Poisson Oranı
Titanyum implant ve abutment	110 ³¹ GPa	0.35v
Dense trabeküler kemik (D3)	1.37 ³² GPa	0.3 v
Kortikal kemik	13.7 ³² GPa	0.3 v
Co-Cr alaşım	218 ³³ GPa	0.33 v
Akrilik dişler ve akrilik rezin	3000 MPa	0.35v
Mukoza	680 MPa	0.45v
Barın plastik klipsi	3000 MPa	0.28v
Tutucuların matriksi	5 MPa	0.48v

Modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayısı Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

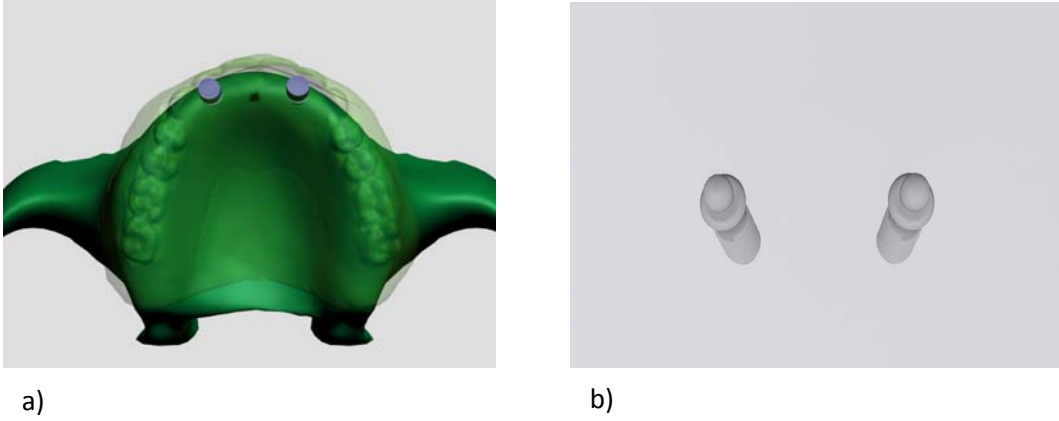
Çizelge 2.2. Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları

	Düğüm Sayısı	Düğüm Sayısı
Ball 2I - TP	34 152	176 082
Ball 4I - TP	93 120	491 452
Ball 2I - UP	59 496	309 908
Ball 4I – UP	83 624	419 704
Bar 2I - TP	43 378	217 890
Bar 4I - TP	65 050	326 110
Bar 2I - UP	74 440	376952
Bar 4I - UP	114 488	554 652
Locator 2I - TP	80 076	419 244
Locator 4I - TP	57 264	306 626
Locator 2I - UP	69 266	374 806
Locator 4I - UP	98 956	543 344

İmplant sayısı ve protez tipine bağı olarak 12 farklı model oluşturulmuştur.

Model 1:

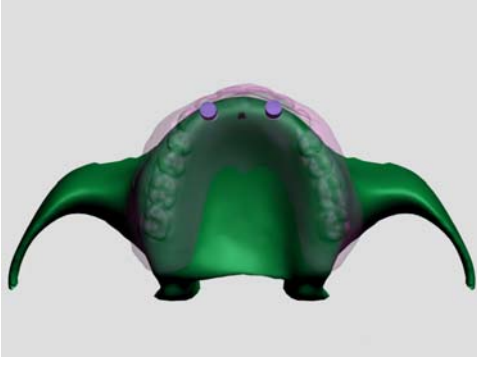
Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine ball ataçmanlı tutuculara sahip tam protez sınırlarını tamamen kavrayan overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır. Ball ataçmanın çapı ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 a) Ball tutuculu 2I – TP modeli, b) Model içine yerleştirilmiş implant ve hassas tutucu

Model 2

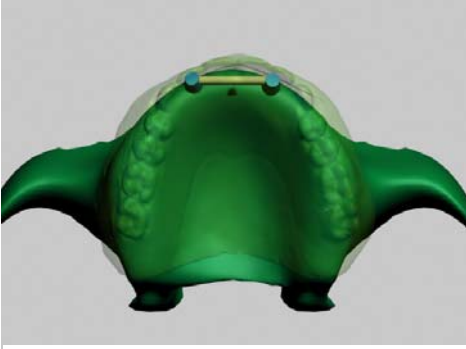
Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine ball ataçmanlı tutuculara sahip U Plak tasarımı overdenture protez hazırlanmıştır. Ball ataçmanın çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 Ball tutuculu 2I – UP modeli

Model 3

Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine bar ataçmanlı tutuculara sahip tam protez sınırlarını tamamen kavrayan overdenture protez hazırlanmıştır. Barın kesiti armut kesitli (Dolder Bar) olacak şekilde yapılmıştır (Şekil 2.4).



a)



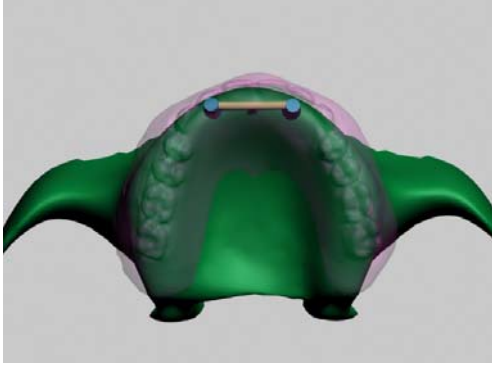
b)

Şekil 2.4 a) Bar tutuculu 2I – TP modeli, b) Model içine yerleştirilmiş implant ve hassas tutucu

Model 4

Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine bar ataçmanlı tutuculara sahip U Plak

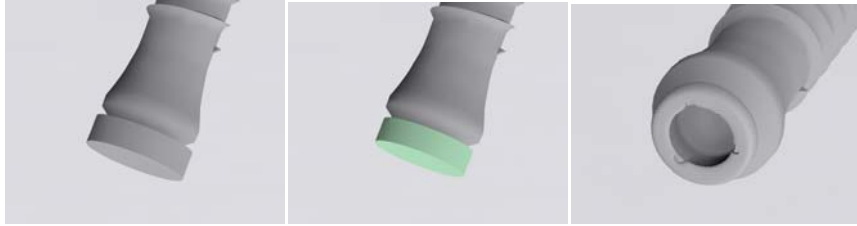
tasarımlı overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır. Barın kesiti armut kesitli (Dolder Bar) olacak şekilde yapılmıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 Bar tutuculu 2I – UP modeli

Model 5

Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine Locator tutuculara sahip tam protez sınırlarını tamamen kavrayan overdenture protez hazırlanmıştır (Şekil 2.6).

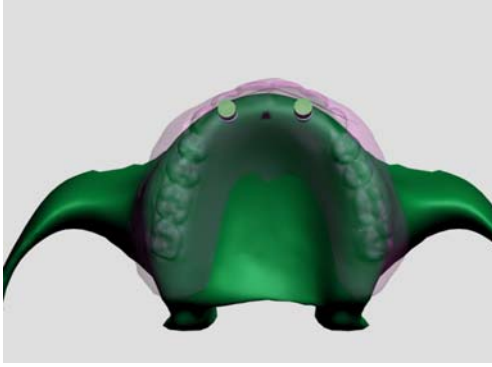


Şekil 2.6 Modellenmiş Locator hassas tutucu

Model 6

Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak

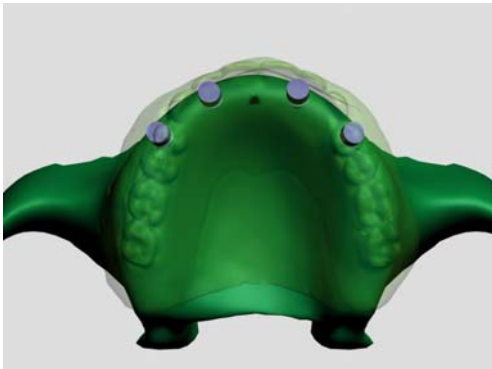
şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine Locator tutuculara sahip U Plak tasarımı overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Locator tutuculu 2I – UP modeli

Model 7

Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta ilki kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine diğeri premolarlar bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine ball ataçmanlı tutuculara sahip tam protez sınırlarını tamamen kavrayan overdenture protez hazırlanmıştır. Ball ataçmanın çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur (Şekil 2.8).



a)

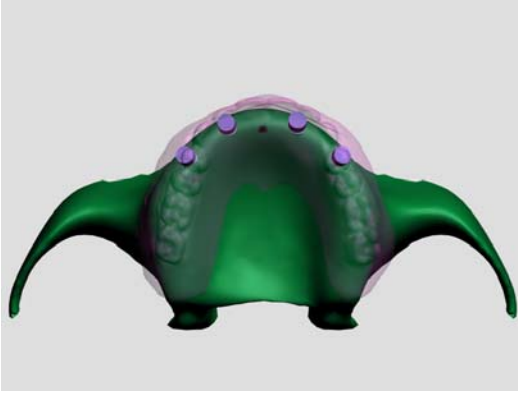


b)

Şekil 2.8 a) Ball tutuculu 4I – TP modeli, b) Model içine yerleştirilmiş implant ve hassas tutucu

Model 8

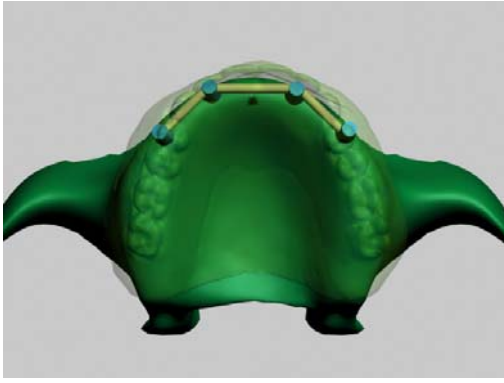
Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta ilki kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine diğeri premolarlar bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine ball ataçmanlı tutuculara sahip U Plak tasarımı overdenture protez hazırlanmıştır. Ball ataçmanın çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 Ball tutuculu 4I – UP modeli.

Model 9

Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta ilki kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine diğeri premolarlar bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine bar ataçmanlı tutuculara sahip tam protez sınırlarını tamamen kavrayan overdenture protez hazırlanmıştır. Barın kesiti armut kesitli (Dolder Bar) olacak şekilde yapılmıştır (Şekil 2.10).



a)

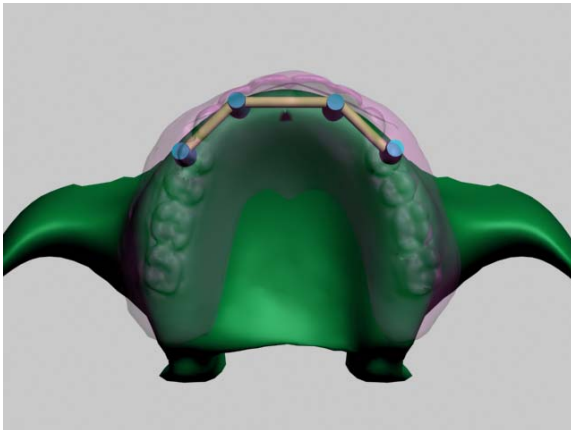


b)

Şekil 2.10 a) Bar tutuculu 4I – TP modeli, b) Model içine yerleştirilmiş implant ve hassas tutucu

Model 10

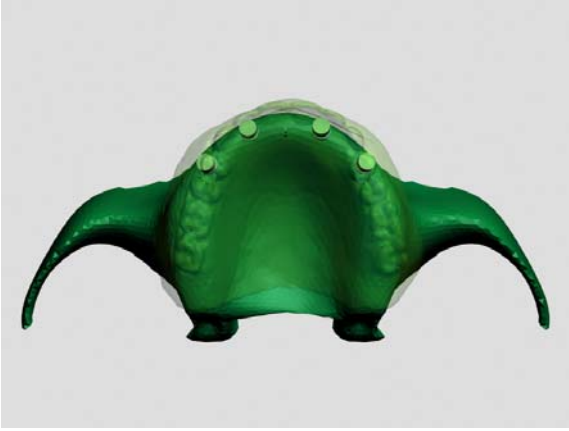
Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta ilki kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine, diğeri premolarlar bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine bar ataçmanlı tutuculara sahip U Plak tasarımlı overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır. Barın kesiti armut kesitli (Dolder Bar) olacak şekilde yapılmıştır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 Bar tutuculu 4I – UP modeli

Model 11

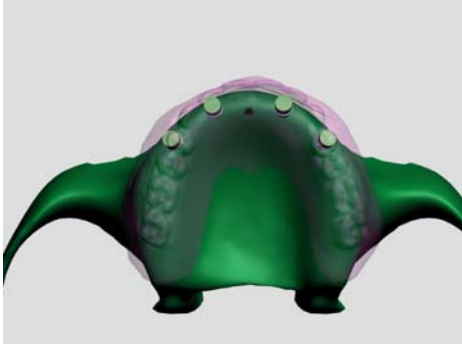
Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta ilki kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine diğeri premolarlar bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine Locator tutuculara sahip tam protez sınırlarını tamamen kavrayan overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır. Locator hassas tutucuların çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Locator tutuculu 4İ – TP modeli

Model 12

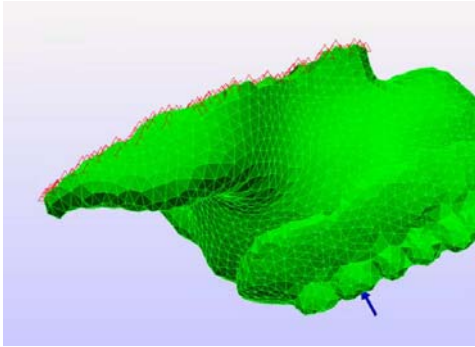
Üst çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta ilki kaninler ve lateral dişlerin ara bölgesine diğeri premolarlar bölgesine merkezden uzaklığı eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine Locator tutuculara sahip U Plak tasarımlı overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır. Locatorların çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 Locator tutuculu 4I – UP modeli

2.2. Yükleme

Yaptığımız çalışmada okluzal kuvvetler üst 1. Molar dişin merkezinden vertikal (0°) olarak 100 N ve palatino-bukkal yönde oblik (45°) 100 N olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 2.14).



Şekil 2.14 Model üzerine kuvvetin uygulanması

3.2. Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizleri (SESA) sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Yapılması gereken, çıkan değerlerin ve stres

dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve büyük bir titizlikle yorumlanmasıdır.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanır. Bunlar normal stresler σ (gerilme ve sıkışma stresi) ve τ makaslama stresleridir. Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y,z düzlemlerine; bir normal iki makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri; $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stres komponenti ile tanımlanır.

Bir üç boyutlu elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere Principle (Asal) Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_2 ara değeri, σ_3 ise en küçük negatif değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek **gerilme stres**'ini ifade eder.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek **sıkışma stres**'ini ifade eder.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır.

Kırılğan materyaller için principle stres değeri önemlidir. Çünkü; $\sigma_1 > S_{ut}$ [en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strength)] veya $\sigma_3 > S_{uc}$ [en yüksek sıkışma dayanıklılığı (ultimate compressive strength)] olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises stres, çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve üç principle stres olarak tanımlanır.

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

Von Mises stres değeri implant materyalinde oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesinde principle stres değerlerinden daha anlamlıdır. Dolayısıyla implantta oluşan Von Mises stres değeri titanyumun germe dayanıklılığını geçerse başarısızlık olur. Ayrıca Von Mises stres değerlerini stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirebiliriz.

3. BULGULAR

Çalışmamızda 2 farklı açıda uygulanan 100 N kuvvet sonucu 12 farklı modelde oluşan stres dağılımları kortikal ve spongiöz kemik üzerinde Principle Maximum ve Principle Minimum verileriyle, implant üzerindeki stres dağılımı ise Von Mises verileriyle değerlendirilmiştir.

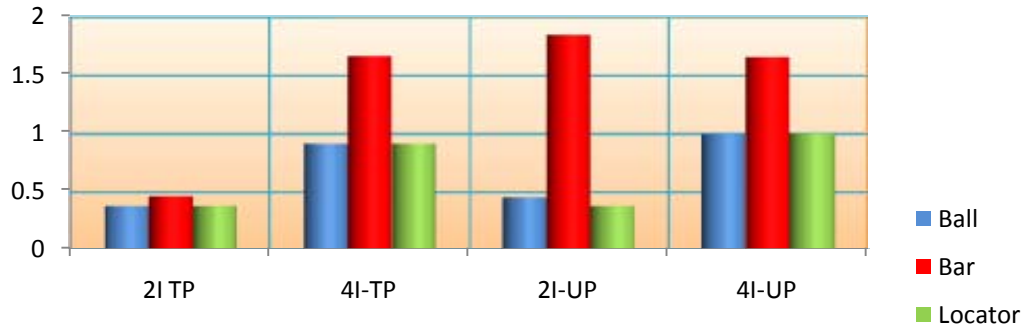
3.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde belirlenen referans noktalarında stres değerleri incelenmiştir.

3.1.1. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Maksimum Principle Stres)

1) Vertikal Yükleme

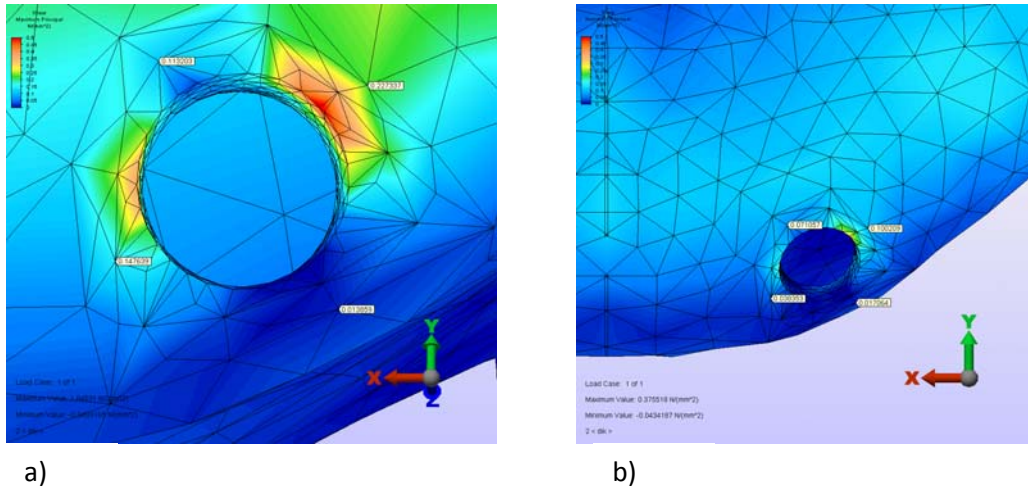
12 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye kortikal kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.1**'de gösterilmiştir.



	2I-TP	4I-TP	2I-UP	4I-UP
Ball	0.376366	0.914326	0.453342	0.997746
Bar	0.461466	1.65769	1.84531	1.64739
Locator	0.375518	0.913415	0.376774	1.00206

Çrafik 3.1. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

Kortikal kemikte vertikal yükleme sonucunda oluşan gerilme tipi stress değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman (**Grafik 3.1**) en yüksek stress değerinin 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı, bar hassas tutuculu proteze sahip modelde **~1,85 Mpa** olarak görmekteyiz. En düşük stress değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator hassas tutuculu protez modeli üzerinde **~ 0,37 Mpa** olarak görülmüştür (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 a) 2I-UP tasarımlı bar tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımlı Locator tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı.

Farklı implant sayısı ve protez tasarımlarını 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman ise en yüksek gerilme stress değerleri 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı grupta (4I – TP) ortalama **~1,22 Mpa**, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I - TP) ortalama olarak **~0,27 Mpa** olarak görülmüştür.

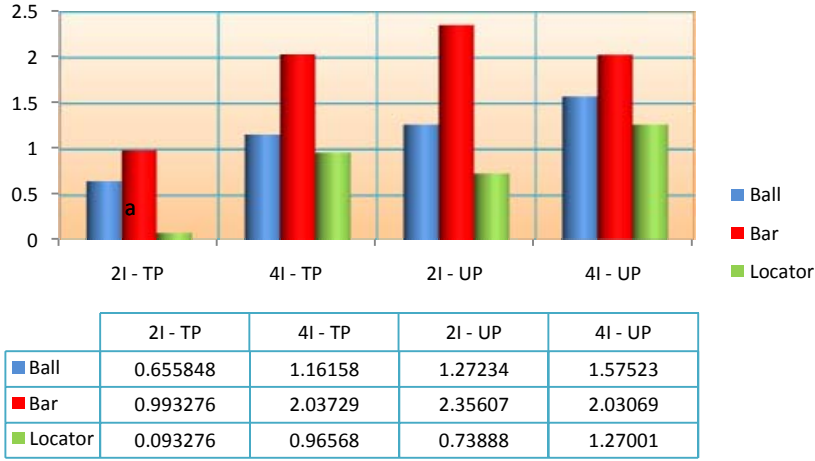
Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama **~0,69 Mpa** ; bar **~1,40 Mpa** ; Locator **~0,66 Mpa** değerinde sonuçlar göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki kortikal kemikte daha az stress yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının kortikal kemikte oluşan stresslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçları 2 implantla desteklenmiş modellerde görmüştür.

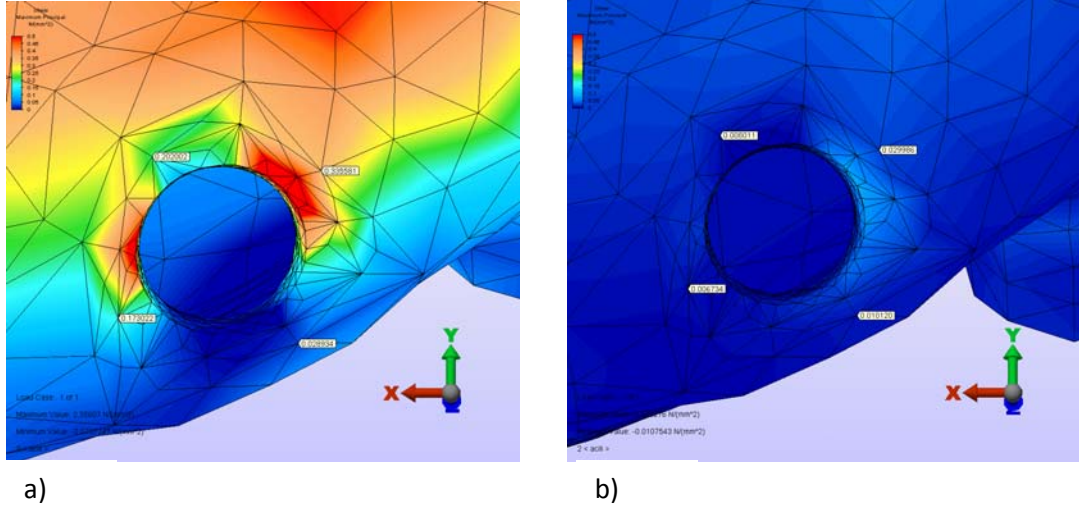
2) 45° Açıyla Uygulanan Yükleme

12 ayrı model üzerindeki 45° açıyla uygulanan yüklemelerde kortikal kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.2**'de gösterilmiştir.



Grafik 3.2 Protez modeli üzerine 45° açıyla uygulanan yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

Kortikal kemikte 45° açıyla yapılan yüklemeye sonucunda oluşan gerilme tipi stress değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stress değerinin 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde **~2,36 Mpa** olarak görmüştür. En düşük stress değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator hassas tutuculu protez modeli üzerinde **~0,09 Mpa** olarak görmüştür (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 a) 2I-UP tasarımı bar tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve protez tasarımlarını 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stress değerleri 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (4I – UP) ortalama **~ 1,62 Mpa**, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak **~ 0,57 Mpa** olarak görülmüştür.

Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama **~ 1,16 Mpa**; Bar **~ 1,85 Mpa**; Locator **~0,77 Mpa** değerinde sonuçları göstermiştir.

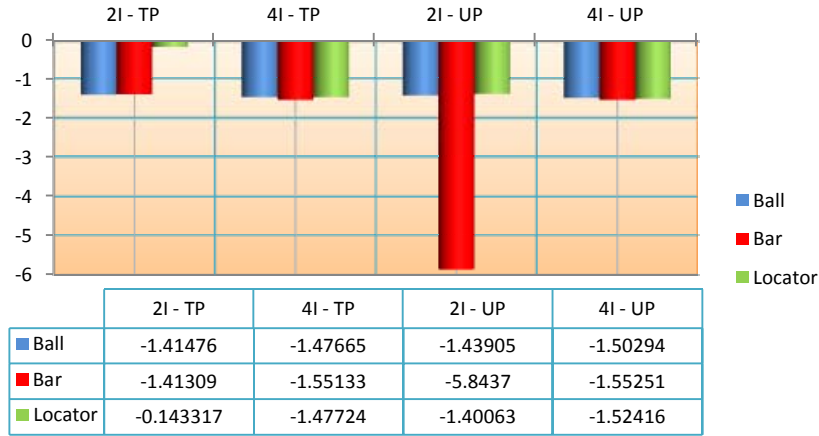
Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki kortikal kemikte daha az stress yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının kortikal kemikte oluşan stresslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçlar 2 implantla desteklenmiş modellerde görülmüştür.

3.1.2. Sıkışma Tipi Stress Bulguları

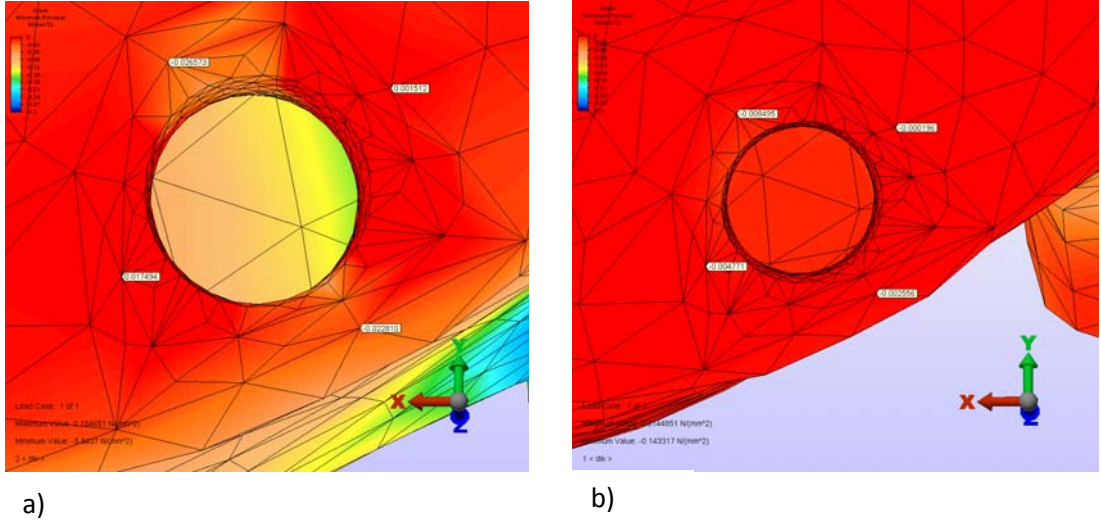
1) Vertikal Yükleme

12 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye kortikal kemikte oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.3**'de gösterilmiştir.



Grafik 3.3 Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Kortikal kemikte vertikal yüklemeye sonucunda oluşan sıkışma tipi stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde $\sim (- 5,84)$ Mpa olarak görülmüştür. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator tipi hassas tutuculu protez modeli üzerinde $\sim (- 0.14)$ Mpa olarak görülmüştür (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 a) 2I-UP tasarımı bar tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve tasarımları 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stres değerleri 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (2I – UP) ortalama $\sim (- 2,89)$ Mpa, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak $\sim (- 0,98)$ Mpa olarak görülmüştür.

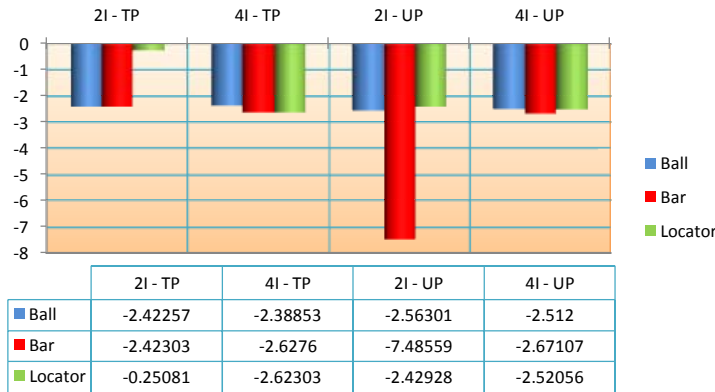
Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama $\sim (- 1,45)$ Mpa; Bar $\sim (- 2,58)$ Mpa; Locator $\sim (- 1,13)$ Mpa değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki kortikal kemikte daha az stress yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının kortikal kemikte oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçları 4 implantla desteklenmiş modellerde görülmüştür.

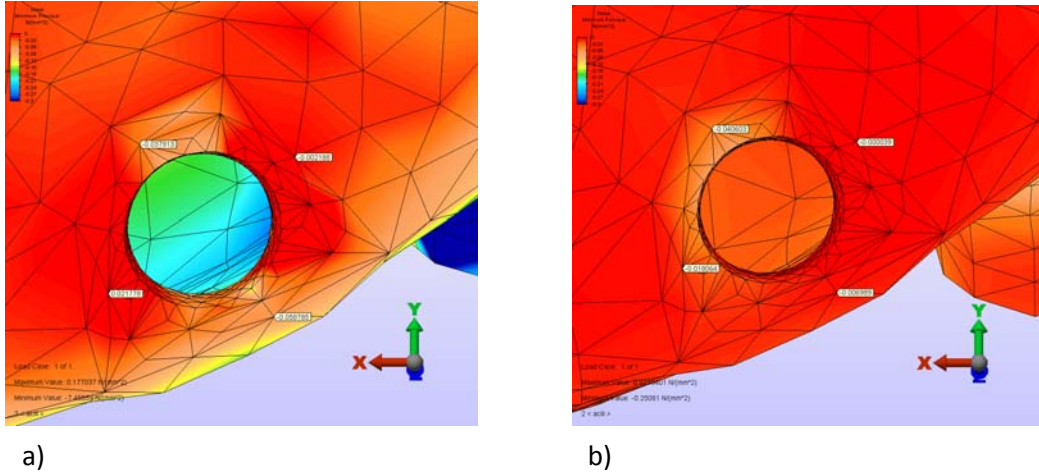
2) 45° Açıyla Uygulanan Yükleme

12 ayrı model üzerindeki 45° açıyla uygulanan yüklemelerde kortikal kemikte oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.4**'de gösterilmiştir.



Grafik 3.4 Protez modeli üzerine 45° açıyla uygulanan yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Kortikal kemikte 45° açıyla yapılan yüklemeye sonucunda oluşan sıkışma tipi stress değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stress değerinin 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde $\sim (-7,49)$ Mpa olarak görülmüştür. En düşük stress değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator model üzerinde $\sim (-0,25)$ Mpa olarak görülmüştür (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: a) 2I-UP tasarımı bar tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı; b) 2I-TP tasarımı bar tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve protez tasarımlarını 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stress değerleri 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (2I – UP) ortalama $\sim (- 4,15 \text{ Mpa})$, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak $\sim (- 1,69) \text{ Mpa}$ olarak görülmüştür.

Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama $\sim (- 2,47) \text{ Mpa}$; Bar $\sim (- 3,79) \text{ Mpa}$; Locator $\sim (- 1,95) \text{ Mpa}$ değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki kortikal kemikte daha az stress yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

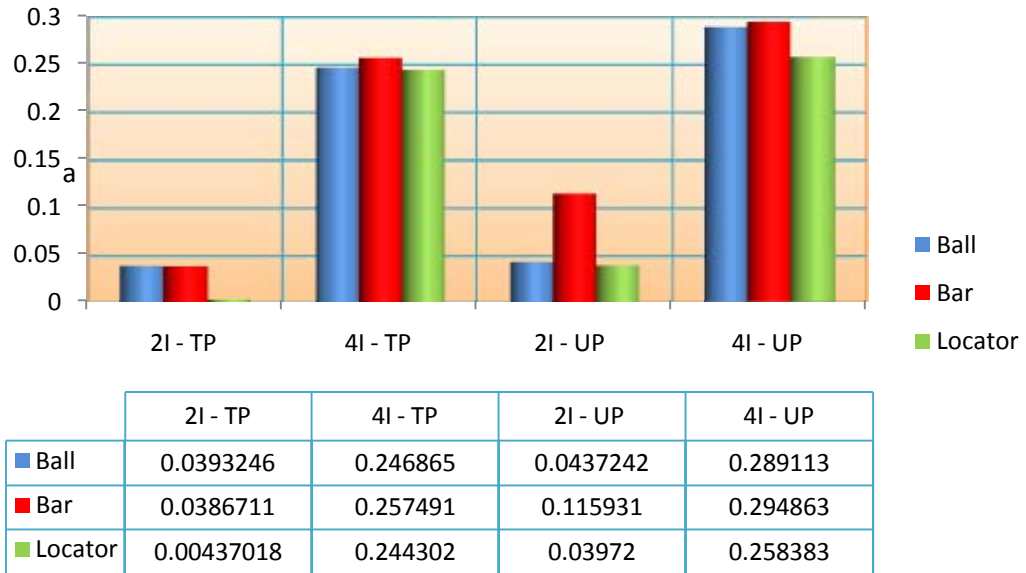
Protezleri destekleyen implantların sayısının kortikal kemikte oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçları 4 implantla desteklenmiş modellerde görülmüştür.

3.2. Spongioz Kemik Bulguları

3.2.1. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Maksimum Principle Stress)

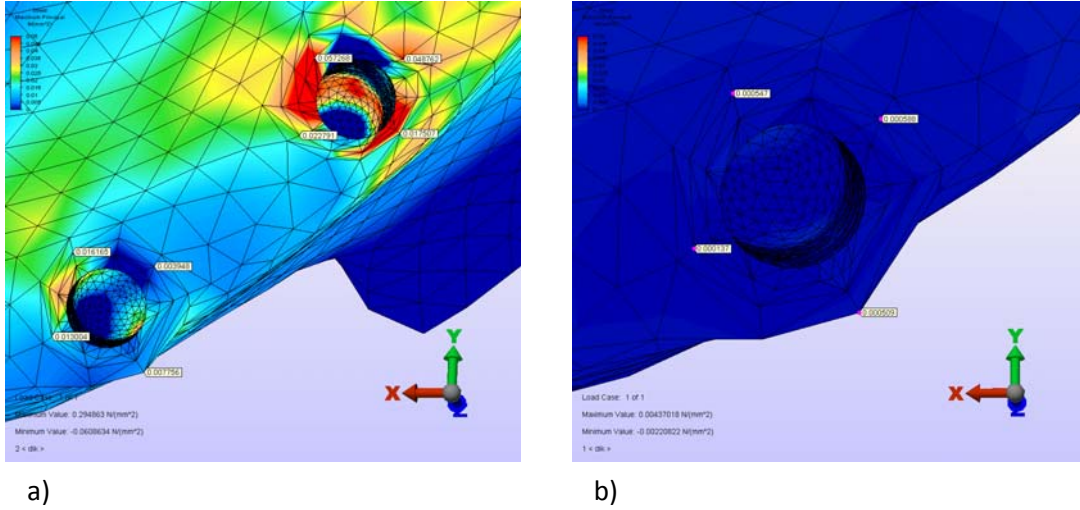
1) Vertikal Yükleme

12 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.5**'de gösterilmiştir.



Çrafik 3.5. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklem sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

Spongioz kemikte vertikal yüklemde sonucunda oluşan gerilme tipi stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde ~ **0,29 Mpa** olarak görülmüştür. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator hassas tutuculu protez modeli üzerinde ~ **0.004 Mpa** olarak görülmüştür (Şekil 3.4).



Şekil 3.5 a) 4I-UP tasarımı bar tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve protez tasarımlarını 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stress değerleri 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (4I - UP) ortalama $\sim 0,27$ Mpa, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak $\sim 0,03$ Mpa olarak görülmüştür.

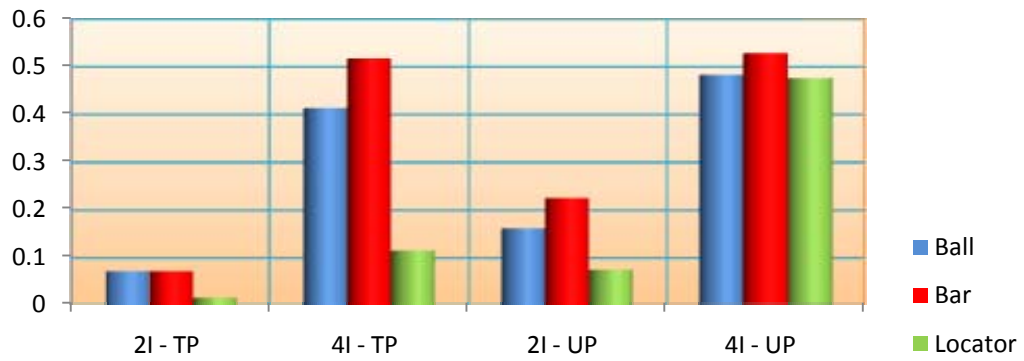
Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama $\sim 0,15$ Mpa ; Bar $\sim 0,17$ Mpa ; Locator $\sim 0,13$ Mpa değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki kortikal kemikte daha az stres yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının kortikal kemikte oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçları 2 implantla desteklenmiş modellerde görülmüştür.

2) 45° Açıyla Uygulanan Yükleme

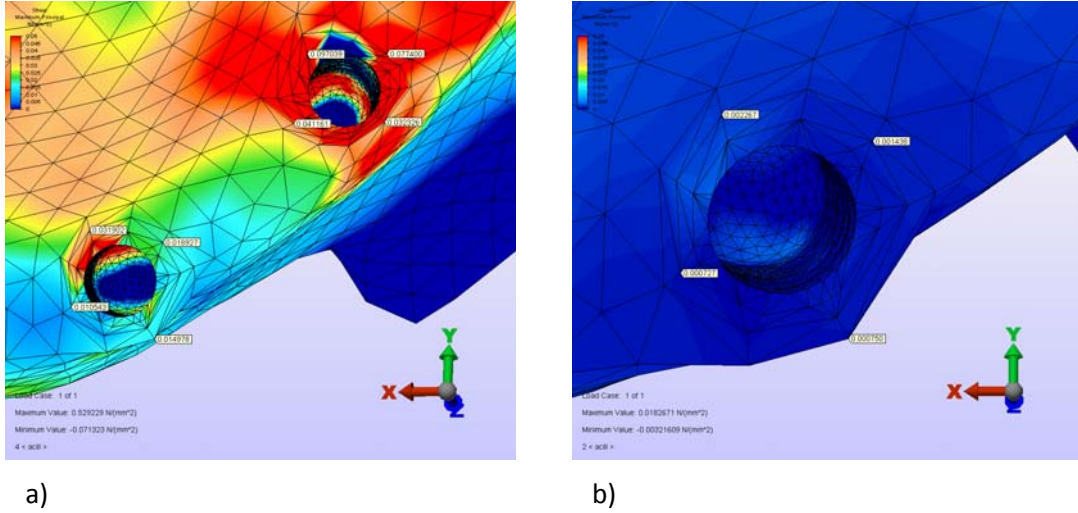
12 ayrı model üzerindeki 45° açıyla uygulanan yüklemeye spongiöz kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.6**'da gösterilmiştir.



	2I - TP	4I - TP	2I - UP	4I - UP
Ball	0.0714478	0.414668	0.160443	0.482553
Bar	0.0716176	0.518381	0.226603	0.529229
Locator	0.0182671	0.116176	0.074551	0.475198

Grafik 3.6 Protez modeli üzerine 45° açıyla uygulanan yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

Spongiöz kemikte 45° açıyla yapılan yüklemeye sonucunda oluşan gerilme tipi stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde ~ **0,53 Mpa** olarak görülmüştür. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator tutuculu model üzerinde ~ **0.02 Mpa** olarak görülmüştür.



Şekil 3.6 a) 4I-UP tasarımı bar tutuculu modelin 45° açılı yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşturduğu Maksimum Principle Stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin 45° açılı yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşturduğu Maksimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve protez tasarımlarını 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stres değerleri 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (2I - UP) ortalama **~ 0,49 Mpa**, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak **~ 0,04 Mpa** olarak görülmüştür.

Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama **~ 0,28 Mpa** ; Bar **~ 0,34 Mpa** ; Locator **~ 0,17 Mpa** değerinde sonuçları göstermiştir.

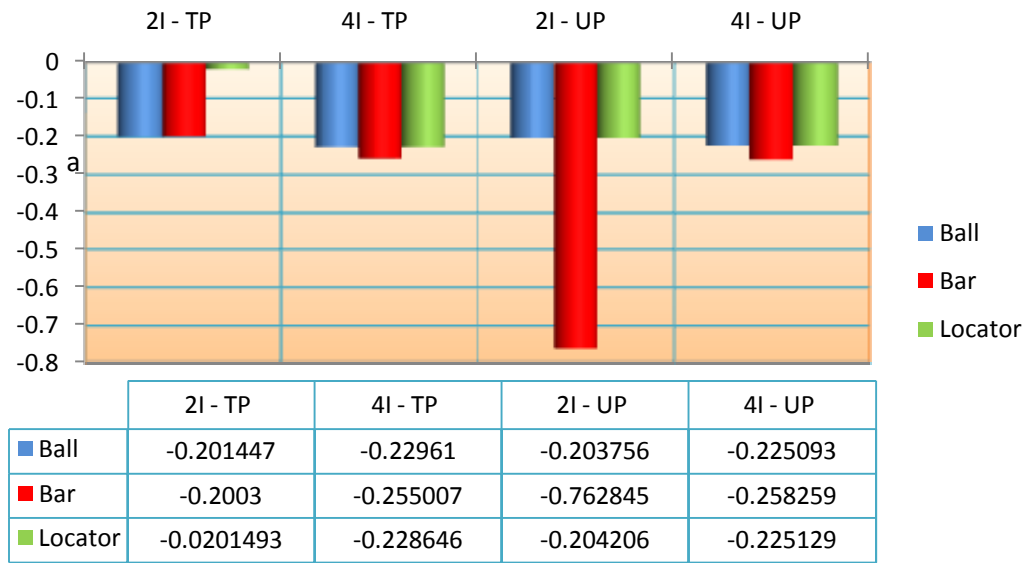
Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki spongiöz kemikte daha az stres yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının spongiöz kemikte oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçları 2 implantla desteklenmiş modellerde görülmüştür.

3.2.2. Sıkışma Tipi Stress Bulguları (Principle Minimum).

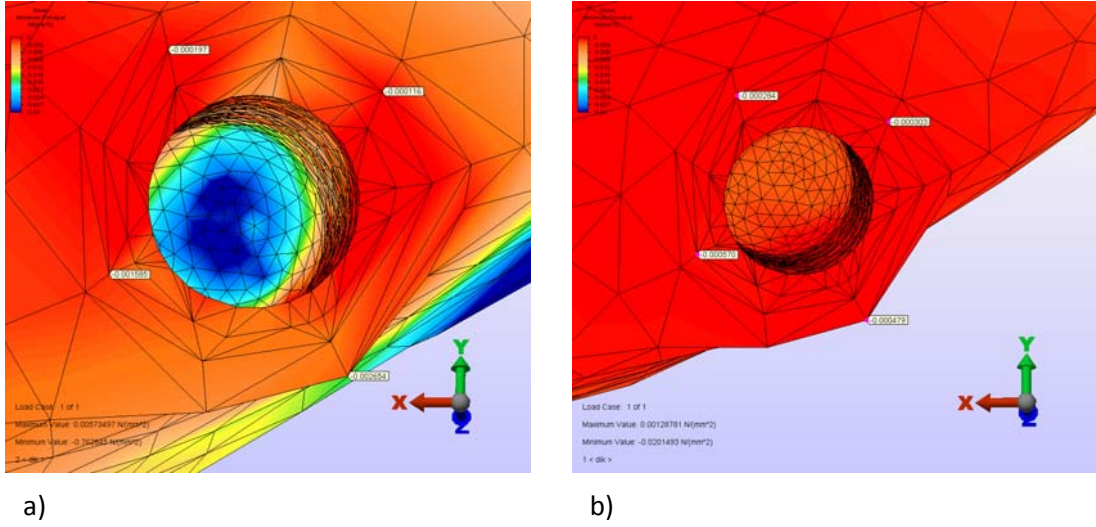
1) Vertikal Yükleme

12 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye spongioz kemikte oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.7**'de gösterilmiştir.



Grafik 3.7 Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklemeye sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Spongioz kemikte vertikal yüklemeye sonucunda oluşan sıkışma tipi stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde $\sim (- 0,76)$ Mpa olarak görülmüştür. En düşük stress değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator hassas tutuculu protez modeli üzerinde $\sim (- 0.02)$ Mpa olarak görülmüştür (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 a) 2I-UP tasarımı bar tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve tasarımları 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stress değerleri 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (2I – UP) ortalama $\sim (- 0,39)$ Mpa, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımı Locator ataçmana sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak $\sim (- 0,14)$ Mpa olarak görülmüştür.

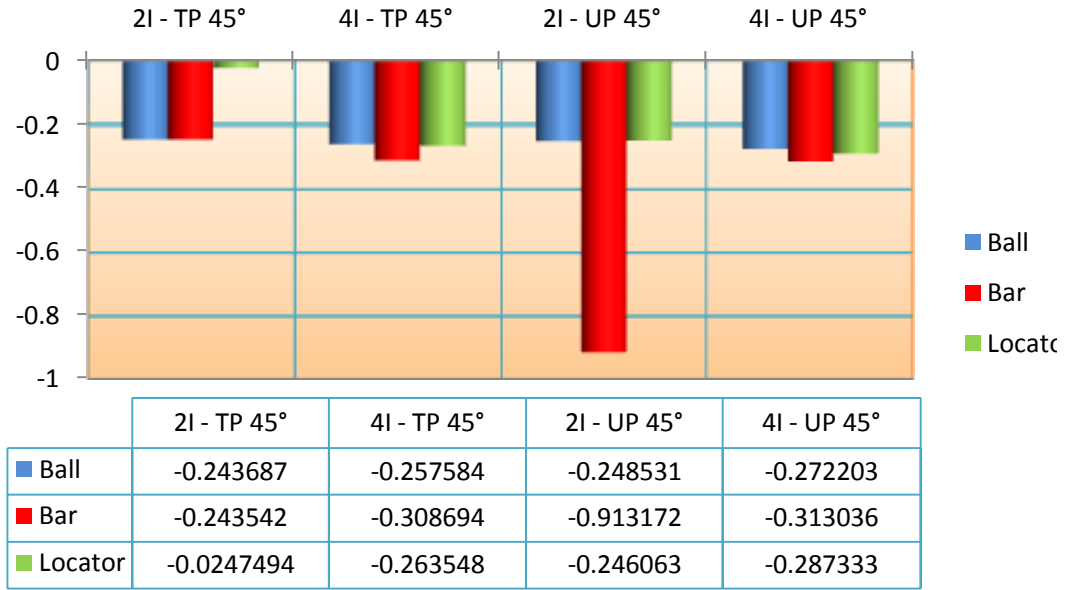
Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama $\sim (- 0,21)$ Mpa; Bar $\sim (- 0,36)$ Mpa; Locator $\sim (- 0,16)$ Mpa değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki spongiöz kemikte daha az stres yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının spongiöz kemikte oluşturduğu stresslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçları 2 implantla desteklenmiş modeller göstermiştir.

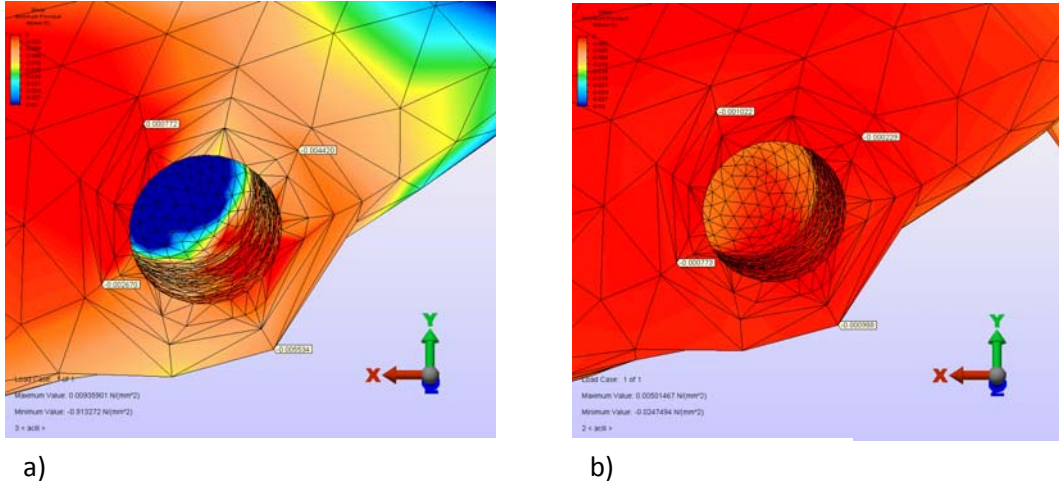
2) 45° Açıyla Uygulanan Yükleme

12 ayrı model üzerindeki 45° açıyla uygulanan yüklemde spongiöz kemikte oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **Grafik 3.8**'de gösterilmiştir.



Grafik 3.8 Protez modeli üzerine 45° açıyla uygulanan yüklem sonucu spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Spongiöz kemikte 45 ° açıyla yapılan yüklem sonucunda oluşan sıkışma tipi stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modelde ~ (- 0,91) Mpa olarak görülmüştür. En düşük stress değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator tutuculu model üzerinde ~ (- 0,02) Mpa olarak görülmüştür (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 a) 2I-UP tasarımı bar tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu spongios kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu Spongios kemikte oluşturduğu Minimum Principle stress imajı

Farklı implant sayısı ve tasarımları 4 ayrı grupta (2I – TP; 4I – TP; 2I – UP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stres değerleri 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (2I – UP) ortalama $\sim (-0,46)$ Mpa, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak $\sim (-0,17)$ Mpa olarak görülmüştür.

Hassas tutucuların ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama $\sim (-0,25)$ Mpa; Bar $\sim (-0,44)$ Mpa; Locator $\sim (-0,20)$ Mpa değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafındaki spongios kemikte daha az stres yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

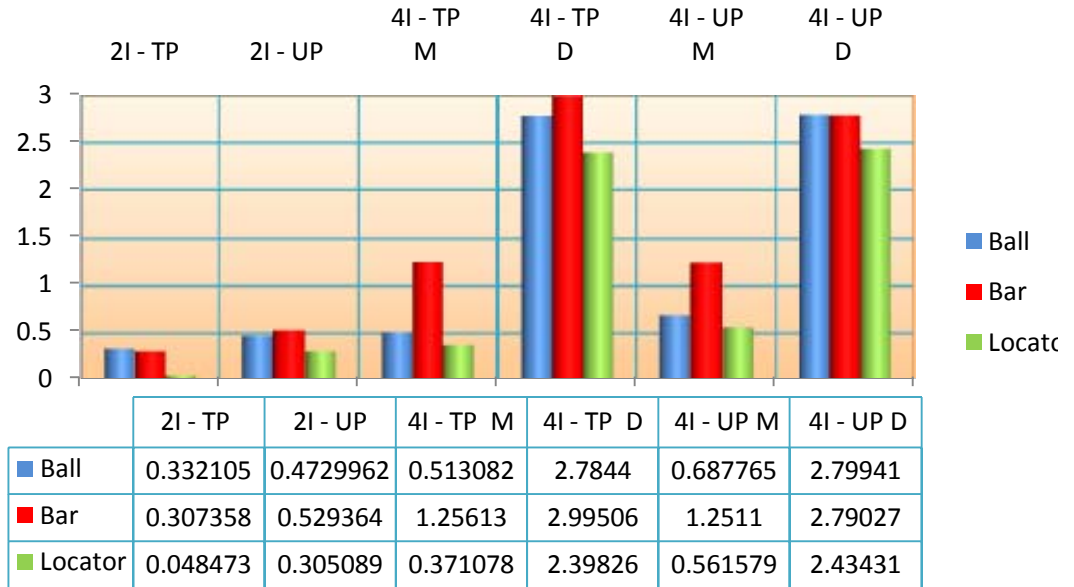
Protezleri destekleyen implantların sayısının kortikal kemikte oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçlar 4 implantla desteklenmiş modellerde görülmüştür.

3.3. İmplant Bulguları

3.3.1. Von Mises Bulguları

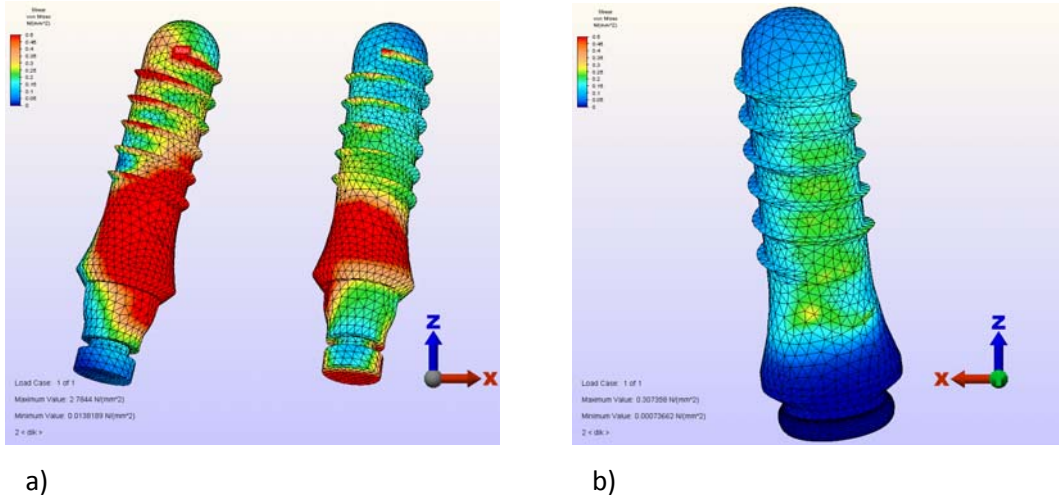
1) Vertikal Yükleme

12 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.9**'da sunulmuştur.



Grafik 3.9 Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklemeye sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

İmplantlar üzerinde vertikal yüklemeye sonucunda oluşan Von Mises stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stres değerinin 4 implantla desteklenmiş tam plak tasarımlı bar hassas tutuculu proteze sahip modele yerleştirilmiş implantlardan distal olanında ~ **2,99 Mpa** olarak görülmüştür. En düşük stres değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator hassas tutuculu protez modeli üzerinde ~ **0.05 Mpa** olarak görülmüştür (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 a) 4I-TP tasarımı bar tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu implant üzerinde oluşturduğu Von Mises stres imajı; **b)** 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin vertikal yükleme sonucu implant üzerinde oluşturduğu Von Mises stres imajı.

Farklı implant sayısı ve tasarımları ayrı grupta (2I – TP; 2I – UP; 4I – TP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek stres değerleri 4 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (4I – UP) ortalama ~ **1,75 Mpa**, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak ~ **0,23 Mpa** olarak görülmüştür.

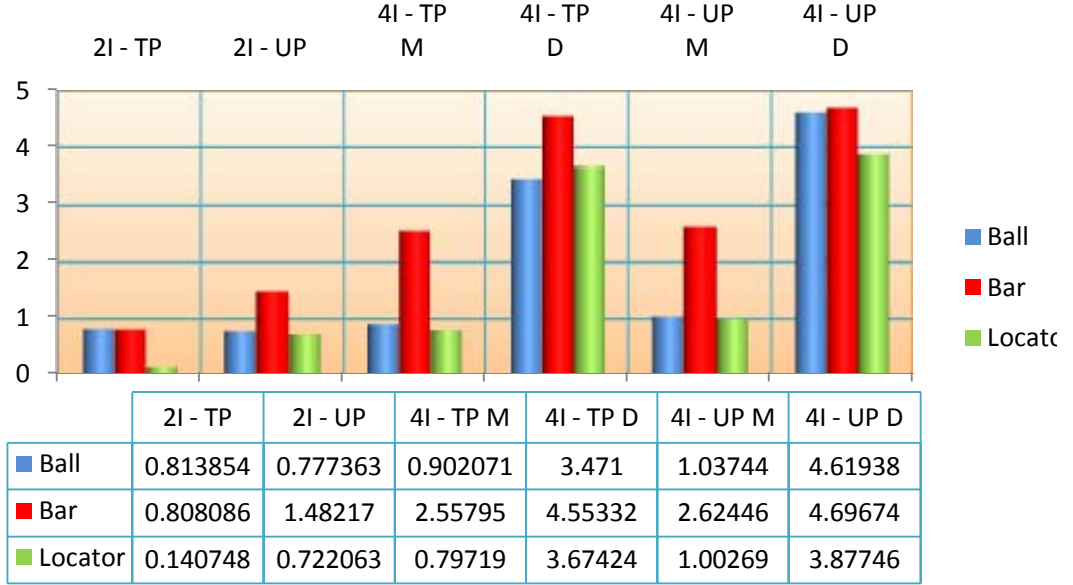
Hassas tutucuların farklı dizayn etkisin ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama ~ **1,26 Mpa**; Bar ~ **1,52 Mpa** ; Locator ~ **1,01 Mpa** değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafında daha az stress yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçlar say olarak 2 implantlı modellerde görülmüştür.

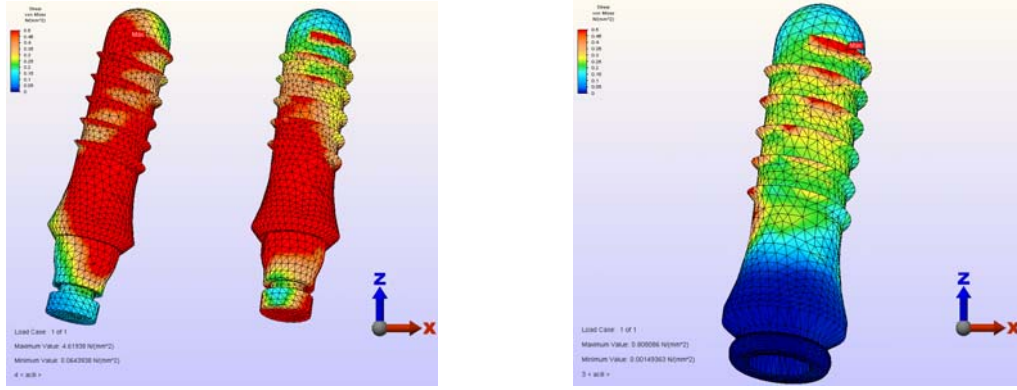
2) 45° Açıyla Uygulanan Yükleme

12 ayrı model üzerindeki 45° açılı yüklemeye oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.10**'da sunulmuştur.



Grafik 3.10 Protez modeli üzerine 45° açılı uygulanan yüklemeye sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

İmplantlar üzerinde 45° açılı yüklemeye sonucunda oluşan Von Mises stres değerlerini genel olarak karşılaştırdığımız zaman en yüksek stress değerinin 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımlı bar tipi hassas tutuculu proteze sahip modele yerleştirilmiş implantlardan distal olanında ~ **4,70 Mpa** olarak görülmüştür. En düşük stress değeri ise 2 implantla desteklenmiş ve tam plak tasarımına sahip Locator hassas tutuculu protez modeli üzerinde ~ **0.14 Mpa** olarak görülmüştür (Şekil 3.10).



a)

b)

Şekil 3.10 a) 4I-UP tasarımı bar tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu implant üzerinde oluşturduğu Von Mises stres imajı; b) 2I-TP tasarımı Locator tutuculu modelin 45° açılı yükleme sonucu implant üzerinde oluşturduğu Von Mises stres imajı.

Farklı implant sayısı ve tasarımları 6 ayrı grupta (2I – TP; 2I – UP; 4I – TP; 4I – UP) kombine edip incelediğimiz zaman en yüksek gerilme stres değerleri 4 implantla desteklenmiş U plak tasarımı grupta (4I – UP) ortalama ~ **2,97 Mpa**, en düşük sonuçlar ise 2 implantla desteklenmiş tam plak tasarımına sahip grupta (2I – TP) ortalama olarak ~ **0,58 Mpa** olarak görülmüştür.

Hassas tutucuların farklı tasarım etkisinin ortalama sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman ise ball tipi hassas tutucular ortalama ~ **1,94 Mpa**; Bar ~ **2,78 Mpa** ; Locator ~ **1,70 Mpa** değerinde sonuçları göstermiştir.

Tam ve U plak tasarımlar arasındaki farkı incelediğimiz zaman barlı grafik sonuçlarında da görüldüğü gibi tam plak tasarımına sahip protezler implant etrafında daha az stres yoğunlaşmasına sebep olmuşlardır.

Protezleri destekleyen implantların sayısının oluşan streslere etkisini incelediğimiz zaman ise ortalama olarak en başarılı sonuçlar 2 implantlı modellerde görülmüştür.

4. TARTIŞMA

Dental implantların ilk kullanımı tarihler öncesine dayanmasına rağmen, gelişimi günümüz teknolojisinin ve bilimin gelişimine bağlı olarak artmakta, tam ve kısmi dişsiz vakalarda geniş kullanım alanı bulmaktadır. Dental implantların başarısında cerrahi manipulasyonun yanısıra en önemli payı, doğru yapılmış protetik planlama, üstyapı ve gelen kuvvetin fizyolojik sınırlar içinde olmasıdır (Mammadzada, 2009).

Sonlu elemanlar metodu ile yapılan ilk çalışmalarda modeller iki boyutlu olarak hazırlanmaktaydı. Ancak sonlu eleman analizi konusundaki bilgilerin artması ile iki boyutlu sonlu eleman analizi metodunun normal gerilme dağılımını detaylı yansıtmadığı düşünülmeye başlanmıştır (İsmail ve ark., 1987; Rieger ve ark., 1989). Ayrıca literatürde iki boyutlu yerine üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin, kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek değişikliklerin dağılımını gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir (Meniccuci ve ark., 1998).

İsmail ve arkadaşları (1987) iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki boyutlu analizin asal gerilme dağılımlarını incelemek istendiğinde yeterli olduğu, ancak normal gerilme dağılımlarında yeterli doğrulukta sonuçlara ulaşamayacağını bildirmişlerdir. Meijer ve ark. (1993), mandibula üzerinde yaptıkları çalışmaların sonuçlarına dayanarak iki boyutlu sonlu eleman analizinde, modellerin hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazanıldığı, fakat daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Bu nedenlerle çalışmamızda dental implantların çevresindeki kemikte meydana gelen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerinin hesaplanması için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Üç boyutlu sonlu eleman analizini kullandığımız çalışmamızda bilgisayar programı olarak Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Sonlu eleman analizi çalışmalarında ilk olarak üzerinde çalışılacak olan geometrik modelin hazırlanması gerekmektedir. Çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapıların geometrisi üç farklı yöntem ile oluşturulabilir (Hancı ve ark., 2000):

1. Modelin geometrisi özel programlar ile çizilebilir.
2. Analiz edilecek cisim dijital olarak taranabilir.
3. Bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler sonlu eleman analizi programına aktarılabilir.

Son dönemde yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında çene kemiklerinin boyutlarına ve şekillerine yakın modeller hazırlanabilmesi için bilgisayarlı tomografi görüntüleri sıklıkla kullanılmaktadır (Clelland ve ark., 1995; Çankaya, 2005; Clelland ve ark., 1993; Çağlar ve ark., 2006, Türkoğlu, 2006). Tomografi görüntüleri alınarak hazırlanan modellerde basitleştirmeler yapılabilmektedir. Okumura ve ark., (2011) yaptıkları çalışmada mutlak değerler arasında ortaya çıkan belirgin farklılıklara bakmayarak basitleştirilmiş modelleri orijinal modellerle karşılaştırdıkları zaman kortikal kemikte ortaya çıkan sonuçlar arasında belirgin fark görmemişlerdir. Dental implantlar ve protetik üst yapıların modellenmesi ise çeşitli bilgisayar programları kullanılarak yapılmaktadır (Sevimay ve ark., 2005; Çankaya 2005, Çağlar ve ark., 2006; Türkoğlu, 2006; Tada ve ark., 2006).

Çalışmamızda maksillanın anatomisini tam olarak taklit edilebilmek için tam dişsiz maksillaya sahip bireyden elde edilen 0,2 mm kesitli bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılmıştır. Tomografi görüntüsü üzerinde yapılacak çalışmalarda, hastanın çene kemiğindeki deformasyonlardan ötürü hatalı sonuçlar elde edilmesi riski bulunmaktadır. Ayrıca çalışmanın kişiye özel bir çene modeli yerine araştırmaların uygun ideal bir çene modeli üzerinde yapılmasının klinik kullanıma daha uygun sonuçlar vereceği düşünülmüştür. Bu nedenle tomografi görüntüsü temel alınarak yeni bir üst çene modeli hazırlanmıştır. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün

oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır.

Literatürde doğal dişlerin alveol kavsi üzerindeki açılanmaları incelendiğinde; açıların ön kesici dişler için 28°, yan kesici dişler için 26°, kanin dişleri için ise 16° olduğu saptanmıştır (Ash, 1993; Zitzmann ve Marinello, 1999). Diş kayıplarından sonra alveol kretinin genişliği ilk bir yılda %25, ilk üç yılda ise %40-%60 oranında azalmaktadır (Pietrokowski, 1975; Carlsson ve ark., 1998). Vestibül yüzeyden palatinal doğru olan bu rezorpsiyonlar sonucu dental implantlar doğal dişlere göre daha açılı yerleştirilmektedir. Bu durum anterior maksilladaki implant uygulamalarını güçleştirmektedir (Ulm ve ark., 1999; Wildmark ve ark., 1998). Dental implantlar daha palatinal ve süperior pozisyonda yerleştirilmek zorunda kalınır. Çalışmamızda diş kayıplarından sonraki rezorpsiyonlar dikkate alınarak implantların etrafındaki kemik kalınlığının labial ve palatinal yönde eşit olacak şekilde frontal düzleme göre açılı yerleştirilmesi uygun görülmüştür.

Modelin doğru bir şekilde çözümlenebilmesi için ideal mesh elemanı seçilmelidir. Sonlu elemanlar metodunda pek çok eleman tipi bulunduğundan doğru yapıdaki elemanı seçmek zordur. Hesaplamalar sırasında keskin uçlu, kenarları birbiri ile orantısız elemanlar istenmemektedir. Meshleme sırasında elemanların boylarının enlerine oranlarının 3'ün üstüne çıkmaması tercih edilir. Daha yüksek değerlerde sonuçların hatalı elde edilmesi riski yüksektir. Çene modeli, dental implantlar veya implant-üstü protezler gibi oldukça sivri kenarlar, girintili ve çıkıntılı alanlar içeren modellerde doğru eleman seçimi çok önemlidir (Sevimay ve ark., 2005; Petrie ve Williams, 2005). Bu nedenle çalışmamızda 4 düğüm noktalı tetrahedral elemanlar kullanılmıştır.

Kortikal kemik, trabeküler kemik, titanyum parçalar (dental implantlar ve üst yapıları), hassas tutucular ve akrilik materyallere ait elastiklik modülü ve Poisson oranı için kabul edilmiş genel değerler bulunmamaktadır. Çalışmamızda kullanılan bu materyaller için geçmişte yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan ve Çizelge 2.2'de

belirtilen Elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri kullanılmıştır. (Çankaya, 2005; Sağat, 2002; Türkoğlu, 2006).

Maksillanın farklı bölgelerinde farklı kemik yoğunluğu bulunmaktadır (Jaffin ve Berman, 1991; Engquist ve ark., 1988; Friberg ve ark., 1991; Orenstein ve ark., 1994). Maksillada sıklıkla rastlanılan kemik yoğunluğu tipi D3'tür. Anterior maksillada vakaların %65'i, posterior maksillada ise %50'si D3 kemiğinin özelliğini taşımaktadır (Bathe, 1995; Misch, 1990). Bu nedenle çalışmada tüm maksilla D3 tipi kemiğinin özelliklerine uygun olarak modellenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak kabul edilmiştir (Sevimay ve ark., 2005).

Osseointegrasyon miktarı ile peri-implant kemikte oluşan stres miktarı orantılıdır (Spivey ve ark., 1993). Spivey ve arkadaşlarının (1993) yapmış oldukları çalışmada, osseointegrasyonun %83,3 olduğu durumda peri-implant kemikte ölçülen gerilme miktarının osseointegrasyonun %100 olarak kabul edildiği duruma göre %5 arttığını bildirmişlerdir. Sonlu eleman analizi çalışmalarında osseointegrasyon miktarının ve bölgelerinin tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir (Clelland ve ark., 1995; Tosun, 1997; Sevimay ve ark., 2005; Himmlova ve ark., 2004; Çankaya, 2005; Sağat, 2002; Clelland ve ark., 1993; İplikçioğlu ve Akça, 2002; Sütpideler ve ark., 2004; Türkoğlu, 2006).

Maksimum ısırma kuvveti bireyden bireye ve ağzın farklı bölgelerinde kas kuvveti, cinsiyet, dişsizlik durumu ve parafonksiyonlara bağlı olarak değişmektedir. Oral implantolojide yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında 100 N'dan 2000 N'a kadar değişen farklı oklüzal kuvvetler uygulanmıştır (Clelland ve ark., 1995; Bozkaya ve ark., 2004; Tosun, 1997, Çankaya, 2005; Sağat, 2002; Çağlar ve ark., 2006; Türkoğlu, 2006, Tada ve ark., 2003; Saab ve ark., 2007). Çalışmamızda geçmişte yapılmış çalışmalar referans alınarak dikey ve yatay yönde 100 N'luk ortalama çiğneme kuvveti seçilmiştir (Çankaya, 2005; Sağat, 2002; Türkoğlu, 2006).

Çalışmamızın amacı 3 farklı hassas tutucu (ball, bar ve Locator), 2 ve 4 implantla desteklenmiş, tam palatinal plak ve U plak tasarımına sahip maksiller overdenture protezlerinin implant ve onu çevreleyen kemik üzerinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile kuvvet analizi yapmaktır.

Aynı model içerisinde farklı implantlar çevresindeki kemikte veya aynı implantın farklı bölgelerinde gerilme ve şekil değiştirme miktarları ölçülebilir. Ancak kritik bölgeler maksimum gerilmelerin ve şekil değiştirmelerin ölçüldüğü alanlardır. Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemikte gerilme ve sıkışma; implantlarda ise Von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarını içeren tablolarda, ball, bar ve Locator hassas tutucularının, implant sayısının ve protez tasarımının şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerine etkisi incelenebilmektedir. Sonuçlar değerlendirildiğinde seçilen yükleme şekline bağlı olarak modeller arasında gerilme değerleri açısından çok yüksek farklar bulunmamıştır.

Konvansiyonel maksiller tam protez kullanan hastalar tutuculuğun ve desteğin artması, palatal örtünmenin kaldırılabilmesi sebebiyle implant destekli overdenture protezleri tercih etmektedirler (Engelman, 1996). Plak tasarımının geleneksel protezlerin kullanımına etkisi daha önceki çalışmalarda incelenmiştir. Strain (1952), Giddon ve ark. (1954) palatinal bölgenin protez tarafından kapatılmasının tad alma duyusundaki azalmalara, Shannon ve ark., (1970) ise tükürük salgılanmasındaki azalmalara etkisini belirtmişler.

Konvansiyonel maksiller protezlerin sınırları, sert damağın anatomisine ve desteklik miktarının artmasına, protezin kenar uyumu ve adaptasyonuna bağlıdır (Colon ve ark., 1952; Shannon ve ark., 1970; Barbenel, 1971). Palatinal bölgenin kaldırılması doku desteği alanını azaltmakla ve protezin vestibuler kenar tutuculuğunu zorlamakla birlikte, protez tutuculuğunu olumsuz etkilediği çalışmalarda vurgulanmıştır (Floystrand ve ark., 1986; Akeel ve ark., 2000). Bu olumsuz verilere

rağmen U plak tasarımına sahip protezlerle ilgili başarılı hasta kullanım sonuçları da mevcuttur (Floystrand ve ark ., 1986).

İmplant destekli overdenture protezlerde de palatinal kenarın kısaltılması daha az doku yüzeyi kapatması sebebiyle hastalar için daha komforlu hale gelmektedir (Orstravik ve Floystrand, 1984).

Yapılmış olan bir çalışmada çiğneme ve çiğneme kuvvet testleri uygulanarak tam ve U plak tasarımına sahip protezler incelenmiştir. Çalışma sonucuna göre U plak tasarımına sahip protezler konvansiyonel protezler kadar efektif kullanılabilir (Akeel ve ark., 2000).

Albuquerque ve ark. (2000) tarafından yapılmış klinik çalışmada hastaların, implant destekli maksiller overdenture protezlerin palatinal uzunluğuna tepkisi araştırılmış ve çalışmanın sonucuna göre implant üstü bar tutuculu maksiller overdenture kullanan hastalar protezlerin palatinal uzunluğundaki farka bakmayarak protezlerden eşit derecede memnun kalmışlardır.

Maksiller overdenturelerde protez tasaramının implantlar üzerindeki biyomekanik etkisi sadece bir çalışmada incelenmiştir. Ochiai ve ark. (2004) yapmış oldukları çalışmada protez tasarımı ve hassas tutucu şeklinin implantlar üzerindeki stres dağılımını fotoelastik yöntem ile incelemişler. Çalışma sonucunda tam plak tasarımına sahip protez tipinin U plak tasarımına sahip proteze göre daha avantajlı bulunmuştur. Karşılaştırılan hassas tutucuların kuvvet iletimindeki rolü, protez tasarımı kadar belirgin bulunmamıştır.

Bizim yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçları da bütün modellerde tam plak tasarımına sahip protezlerin daha avantajlı olduğunu göstermiştir. İster açılı kuvvet uygulandığı zaman, isterse de hassas tutucu tipi ve implant sayısı değiştiği zaman modellerde iki tasarım arasındaki kuvvet iletim farkını incelediğimiz zaman tam plak tasarımına sahip modeller daha olumlu sonuçlar göstermiştir.

Maksiller overdenture protezi destekleyen implantların sayısı değişebilir. Uygulanacak implantların sayısı, maksillanın alveolar kret genişliği ve yüksekliği, sinüslerin lokalizasyonu gibi mevcut anatomik yapısı sonucu sınırlı sayıda olabilir. Genellikle anterior maksillaya implant yerleştirilmesi sinüs pozisyonu dolayısıyla sorun oluşturmamaktadır ve 4 adet implanttan destek alan maksiller overdenture protezler geleneksel seçim haline gelmiştir (Ochiai ve ark., 2004).

4 implantla destekli maksiller overdenture protezlerle ilgili veri çokluğuna karşın 2 implantla desteklenmiş maksiller overdenture protezleri ile ilgili çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Yapmış olduğumuz çalışmada implant sayısının etkisi sonucu; implant, kortikal ve spongios kemik üzerindeki stres dağılımını incelediğimiz zaman ortalama veriler esas alınarak 4 implantla desteklenmiş bütün modellerde daha fazla stres birikimi görülmüştür. 2 implantlı modellerde en iyi sonucu tam plak tasarımına ve Locator tipli hassas tutucuya sahip modelin göstermesine rağmen en olumsuz sonuçlar da yine 2 implantla desteklenmiş U plak tasarımına sahip bar tipli hassas tutucu ile desteklenmiş protez modellerinde görülmüştür. Bu durum plak tasarımının kuvvet iletiminde araştırdığımız diğer parametrele kıyasla daha etkili olduğunu göstermektedir.

Meijer ve ark., (1994) tarafından yapılan ve implant sayısının iki veya dört olmasının etkisini inceleyen sonlu eleman analizi çalışmasında, implant sayısının artmasıyla yükün dağıtılmasında esas strese azalma olmadığı belirtilmiştir.

Bergendal ve Engquist (1998), maksilla ve mandibulaya yerleştirilmiş farklı sayılarda (2,3,4,5) implantlar üzerine, bar ve ball tutucu kullanarak overdenture protez yapmışlar ve 7 yıl takip etmişlerdir. Çalışma sonucuna göre, rastgele uygulanan tutucu sistemler arasında implant ömrü açısından farklılık bulunmamıştır.

Klinik duruma göre uygun tip ve tasarıma sahip hassas tutucu seçimi günümüz diş hekimliğinde önemini korumaktadır. Hassas tutucu seçimi zamanı tutucunun retansiyon ve stres dağıtım özellikleri; restorasyon aralığı dikkate alınmalıdır.

Yapmış olduğumuz çalışmada hassas tutucuları 2 kategoride inceleme şansımız olmuştur. Bunlardan ilk olanı hassas tutucuların bütün modellerde oluşturdukları stres değerlerinin ortalama verilerinin hesaplanması, diğeri ise implant sayısı ve protez tasarımlarının kombinasyonlarından oluşan 4 ayrı alt-grup (2I-TP, 2I-UP, 4I-TP ve 4I-UP) içinde ortalama stres verilerinin hesaplanmasıdır.

Hassas tutucuların genel olarak karşılaştırılmasıyla ortaya çıkmış olan ortalama stres değerlerinin miktarını, çoktan aza doğru bar, ball, Locator olarak sıralayabiliriz.

Hassas tutucuları ayrı gruplar içinde incelediğimiz zaman da Locator tipli hassas tutucular bütün modellerde en olumlu sonuçları göstermiştir.

Yapmış olduğumuz literatür taraması sonucu maksiller implant üstü overdenture protezlerle yapılmış çalışmalarda hassas tutucuların kuvvet analizi yöntemleriyle karşılaştırılmasına çok az rastlanılmıştır. Çalışmaların çoğu mandibular implant destekli overdenture protezlerin ve onu destekleyen hassas tutucuların stres dağılımına etkisini inceleyen verileri içermektedir.

Meijer ve arkadaşları (1992), iki implantlı modelde üst yapı planlamasının, implantlar etrafında oluşturduğu strese etkilerini sonlu eleman analiz yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucuna göre implantların tek tek kullanılmasının barla birleştirilmesine göre daha düzenli stres dağılımı oluşturduğu belirtilmiştir.

Sonlu eleman analizi ile yapılmış bir çalışmada bar ve ball tutucular arasında implantlar çevresinde stres dağılımında istatistiksel farklılık bulunmamıştır (Meijer ve ark., 1996).

Menicucci ve ark. (1998) 2 implant üzerinden ve 2 farklı hassas tutucudan desteklenmiş overdenture protezleri karşılaştırdıkları zaman bar tipi hassas tutucuların

peri-implant kemik üzerinde ball tipi hassas tutucuya göre daha fazla stres oluşturdıklarını belirtmişler.

Menicucci ve arkadaşları (1998), iki implant destekli mandibular sonlu eleman modelinde ball ve bar tutucuları karşılaştırmışlar, ball tutucunun bara göre periimplant kemikte daha az stres yarattığını belirtmişlerdir.

Kenney ve Richards (1998) iki implantlı modelde ball/ O-ring ve bar tutucuların stres iletimine etkisini fotoelastik analizle incelemişler. Ball/ O-ring tutucunun bara göre implantlarda daha az stres oluşturduğu sonucuna varmışlardır.

El-Sheikh ve arkadaşları (1999) üst yapı planlamasının implant overdenture'larda kuvvet iletimine belirgin etkisi olduğunu belirtmişler ve abutment'lar üzerinde en az yükü ball, en fazla yükü ise bar planlamasının gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Tokuhisa ve arkadaşları (2003) gerilim ölçer yardımıyla iki implant destekli mandibular overdenture'da ball, magnet ve bar tutucuların yük iletimini karşılaştırmışlardır. Bar tutucu her iki implantta da en fazla strese neden olmuştur. (Payne ve Solomons, 2000).

İki implant destekli bar ve ball tutuculu overdenture hastalarının 5 yıllık takip çalışmasında implant çevresi sağlık ve protezlerin bakım ihtiyaçları değerlendirilmiştir. Marjinal kemik kaybı veya implant çevresi mukoza sağlığı yönünden farklılık bulunmamasına rağmen, teknik komplikasyon ve tamir görülme sıklığı bar tutucuda daha fazla bulunmuştur (Gotfredsen ve Holm, 2000).

Ochiai ve ark. (2004) yapmış oldukları fotoelastik stres analizi çalışmasında splintlenmiş veya splintlenmemiş hassas tutucuların destek implantlar üzerine eşit miktarda stres ilettiklerini vurgulamışlar. Çalışmaları sonucunda bar tipi hassas tutucu

sistemlerinin Locator ve Zaag hassas tutcularına nazaran daha fazla stres oluşturdıklarını belirtmişler (Ochia ve ark., 2004).

İki implant kullanılan in vivo çalışmada, Mericske-Stern, tutucu sistemlerin etkisinin sanılandan çok daha az olduğunu, anatomik-morfolojik durum, üst yapı uyumu ve okluzyon gibi diğer parametrelerin de implantların yüklenmesine etki edebileceğini belirtmiştir (Mericske-Stern, 1998).

Dental implantlar çevresindeki kemiğin uzun ömürlü olmasında biyomekaniğin etkin bir rolü bulunmaktadır (Skalak, 1983). Abutment'lar üzerine gelen kuvvetler implantlara iletilmekte ve implant çevresindeki kemikte strese neden olmaktadır. Kemik dokunun mekanik strese karşı cevap olarak yapısını yeniden düzenlediği bilinmektedir. İmplant sisteminin uzun dönem fonksiyonu kemik-implant arasındaki biyomekanik etkileşime bağlı olmaktadır (Meijer ve ark., 1993).

Isidor (1996), implantlar üzerine gelen aşırı yüklerin osseointegrasyona etkilerini maymunlarda yaptığı çalışmayla incelemiştir. Dört maymunun herbirinin mandibulasına beş implant yerleştirilmiş, iki tanesinin protezi supra okluzal temasta bırakılarak aşırı okluzal kuvvet oluşması sağlanmıştır. Supra okluzal temasa maruz kalan sekiz implantın beşinde osseointegrasyon kaybı olduğu görülmüştür. Plak birikimi olan fakat aşırı yükleme uygulanmayan diğer implantlar osseointegre kalmıştır. Osseointegrasyon kaybı kemikte tamir potansiyelini aşan yorulma mikrokırıklarına bağlanmıştır.

Diğer bir çalışmada ise yine aşırı yüklemenin osseointegrasyona etkisi incelenmiştir. Çalışmada altı köpeğin herbirine 8 implant yerleştirilmiştir. Kontrol tarafındaki implantlar kronsuz bırakılmış, test edilen tarafta ise supra-okluzal kontaklı kronlar hazırlanmıştır. Böylece aşırı okluzal yüke maruz kalan implantlar, yüklenmemiş implantlarla karşılaştırılmıştır. Isidor'un aksine, aşırı okluzal yüklerin osseointegrasyon veya marjinal kemik kaybına neden olmadığı sonucuna varılmıştır (Heitz-Mayfield ve ark., 2004).

İmplant başarısızlıkları implant üzerine gelen aşırı yükler sonucunda olabileceğinden, bilimsel çalışmalar arayüz stres iletiminin biyolojik etkilerini belirleyene kadar, hekimin bir amacı da kuvvetlerin protetik planlama yoluyla implantlara iletimini en uygun şekilde sağlamak ve implantları aşırı stresten korumak olmalıdır (Kenney ve Richards, 1998; Tokuhisa ve ark., 2003).

SONUÇ VE ÖNERİLER

Üst çene tam dişsizlik olgularında bir tedavi seçeneği olan implant destekli overdenture protezlerin farklı hassas tutucu, protez tasarımı ve implant sayısı karşısında, kemikte ve implantta oluşturduğu stres analizi çalışması sonucunda:

1. Locator hassas tutucuları ball tipli hassas tutucularla kıyasladığımız zaman belirgin olmayan farkla daha başarılı olduğu, bar tutucuların ise Locator ve ball tutuculara göre belirgin derecede olumsuz kuvvetler oluşturduğu belirlenmiştir.

2. Tam plak tasarımına sahip modelleri U plak tasarımına sahip modellerle karşılaştırdığımız zaman belirgin olmayan farkla tam plak tasarımına sahip protezler implant ve onu çevreleyen kemik üzerinde daha olumlu sonuçlar göstermiştir.

3. 2 implantla desteklenmiş overdenture protezler 4 implantla desteklenmiş overdenture protezlere kıyasla daha az stres yoğunlaşması göstermiştir. 2 implantla desteklenmiş overdenture protezlerde sonuçların implantlar üzerinde oluşan stresler açısından daha düşük olması implant sayısının azalmasının protezin rijiditesindeki azalmaya bağlı olduğu düşünülmüştür. Diğer taraftan kuvvetin uygulandığı 1. Molar dişin distal implanta daha yakın olmasında sonuçları etkileyebilmekte olup 4 implantlı modellerde oluşan stresleri daha yüksek çıkmasına sebep olabilmektedir.

4. Oblik ve vertikal yükleme sonuçlarını karşılaştırdığımız zaman bütün modellerde 45° oblik yükleme sonuçları daha yüksek olmuştur.

Yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçları doğrultusunda klinik çalışmalarımızda hassas tutucu olarak Locator, protez tasarımı olarak ise tam plak kaideli protez tasarımını tercih etmeliyiz. SESA yöntemi doğal ortamı tam yansıtmadığı için modelleri karşılaştırdığımız zaman elde edilen sonuçlar invivo çalışmalarla desteklenmelidir.

ÖZET

Üst Çene Tam Dişsizlik Olgularında Kullanılan Farklı Tutucu ve Kaide Tasarımına Sahip İmplant Üstü Overdenture'ların Çevre Dokularda Oluşturdukları Yük Dağılımının İncelenmesi.

Günümüzde, implant destekli overdenture protezler minimal inviziv olması, kullanılan implant sayındaki azalma ve kolaylığı dolayısıyla tam dişsiz hastaların tedavisinde tercih edilen yöntem olmuştur. Fonksiyonel kuvvetlerin kemik-implant protez bütününe iletilmesi bu yapıların her komponentinin fiziksel özelliklerine ve geometrik konfigürasyonuna bağlıdır. Gelen kuvvetler sonucu streslerin devamlı indüksiyonu, implantlar etrafındaki kemik iyileşmesini etkileyerek implantın başarılı olmasında önemli role sahiptir.

Bu çalışmanın amacı implant üstü maksiller overdenture protezlerin bir parçası olan hassas tutucuların, protez tasarımının ve implant sayısının implant ve çevresindeki kemik dokularda oluşturduğu stresleri analiz etmektir.

Çalışmamızda 12 adet 3 boyutlu sonlu eleman modeli hazırlanmıştır. Tam ve U plak tasarımı sahip maksiller implant destekli overdenture protezlerden oluşan modeller hassas tutuculara (ball, bar, Locator), 2 ve 4 implantla bağlanmıştır. Molar dişin merkezinden 100 N vertikal ve 100 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Oluşan stresler Algor Fempro programı kullanılarak incelenmiştir.

Çalışmanın sonucuna göre Locator tutucular, ball tipi tutucularla kıyaslandığı zaman belirgin fark olmasada en avantajlı sonuçlar göstermiştir. Bar tutucular öncekilerine kıyasla daha fazla stres oluşturmuştur. İmplant sayısının etkisini karşılaştırdığımız zaman 2 implantlı modeller, protez kaidesinin palatinal uzunluğunu karşılaştırdığımız zaman ise tam plak tasarımı daha başarılı sonuçlar göstermiştir.

Anahtar Sözcükler: ball ataçman, bar ataçman, implant overdenture, Locator, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

SUMMARY

Evaluation of Stress Distribution in Surrounding Tissues Created by Implant-Retained Overdenture Prostheses with Different Types of Attachment Systems and Prostheses Designs Used in Maxillary Edentulous Cases.

Currently, implant overdentures have become one of the most preferred options for treating completely edentulous patients because of minimal invasiveness, a lower number of implants used, and its relative simplicity. The transfer of functional loads and accompanying stress distribution in a bone-implant prosthesis assembly depends on the physical properties and spatial geometric configuration of each component. The continual induction of stresses caused by the superimposition of such loads affects the bone remodeling process around implants, which plays a substantial role in implant survival.

The purpose of this study was to evaluate the effect of the precision attachment type, implant number and prostheses designs on stress distribution around dental implants and surrounding bone used with maxillary overdenture prostheses.

In our study we prepared twelve, three dimensional finite element models representing maxillary implant retained overdenture prosthesis connected to two and four dental implants with three types; ball, bar, Locator, precision attachments. 100 N vertical and 100 N oblique forces were applied on the first mandibular molar teeth in each model. The stresses were investigated using the Algor Fempro program.

According to the results of this study, Locator attachments were found to be most favorable with little difference to ball attachments. Bar attachments showed unfavorable results comparing to previous ones. In comparison of effect of implant number two implant supported overdentures were more acceptable. Palatal extension of maxillary implant supported overdentures also was more favorable than plateless design.

Key Words: ball attachment, bar attachment, Locator, finite element stress analysis, implant overdenture.

KAYNAKLAR

- AKEEL, R., ASSERY, M., al-DALGAN, S. (2000). The effectiveness of palate-less versus complete palatal coverage dentures (a pilot study). *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, **8**: 63-6.
- AKPINAR I, DEMİREL F, PARNAS L, ŞAHİN S. (1996). A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int.*, **27(1)**: 11-7
- ALBREKTSSON, T., WENNERBERG, A. (2004) Oral implant surfaces: Part 1—review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int. J. Prosthodont.* **17(5)**: 536-43.
- ALBREKTSSON, T., WENNERBERG, A. (2004) Oral implant surfaces: Part 2—review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int. J. Prosthodont.* **17(5)**: 544-64.
- ALBREKTSSON, T., WENNERBERG, A. (2005). The impact of oral implants – past and future, 1966-2042. *J. Can. Dent. Assoc.* **71(5)**: 327.
- ALLEN, P.F., MCMILLAN, A.S., WALSHAW, D. (2001). A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, **85(2)**: 141-7.
- ALSIYAB, A.S., FELTON, D.A., COOPER, L.F. (2005). The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J. Prosthodont.* **14(3)**: 184-90.
- ASH, M.M. (1993). Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion ed. 7. Philadelphia: WB Saunders, p.: 128-273.
- ASUNDI, A., KISHEN, A. (2000). A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch. Oral. Biol.*, **45(7)**: 543-550.
- ATMARAM, G.H., MOHAMMED, H. (1983). Stress analysis of single-tooth implants. III. Effect of elastic modulus and thickness of pseudo periodontal ligament. *Implantologist*, **84**; **3(1)**: 69-72
- BAGNO, A., DÍ BELLO, C. (2004). Surface treatments and roughness properties of Tibased biomaterials. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **15(9)**: 935-49.
- BAKKE, M., HOLM, B., GOTFREDSEN, K. (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5 year study. *Int. J. Prosthodont.* **15(6)**: 575-81.

- BALIK A. (2007). Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- BARBENEL, J.C. (1971). Physical retention of complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, **26**: 592-600.
- BATHE, K.J. (1995). Finite element procedures. Prentice-Hall, Engelwood Cliff.
- BECKER, M.J. Ancient "Dental Implants": A Recently Proposed Example from France Evaluated with Other Spurious Examples. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **14**:1929
- BERGENDAL, T., ENGQUIST, B. (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 253-262.
- BIDEZ ,W.M., MISCH, C.E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant. Dent.*, **1**: 289-294
- BORCHERS, L., REİCHARD, P. (1983). Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*, **62**: 155-159
- BRANEMARK, P.I. (1985). Introduction to osseointegration. In: *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry* Ed.: P.I. Branemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc., p.: 11-14.
- BRANEMARK, P-I., ADELL, R., BREINE, U., HANSSON, B.O., LINDSTROM, J., OHLSSON, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, **3**: 81-100.
- BREKELMANS, W.A.M., POORT, H.W., SLOOF, T.J.H. (1972). A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta. Orthop. Scandinav.*, **43**: 301-317.
- CALLAN, D.P., HAHN, J., HEBEL, K., KWONG-HING, A., SMILER, D., VASSOS, D.M. (2000). Retrospective multicenter study of an anodized, tapered, diminishing thread implant: success rate at exposure. *Implant Dent.*, **9**: 329-336
- CAPUTO, A.A., CHACONAS, S.J., HAYASHI, R.K. (1974). Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, **65(3)**: 250-259.
- CAPUTO, A.A., STANDLEE, J.P. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry, Illinois, Quintessence Pub. Co.
- CARLSSON, L., RÖSTLUND, T., ALBERKTSSON, B. (1998). Implant fixation improved by close fit. Cylindrical implant-bone interface studied in rabbits. *Acta. Orthop. Scand*, **59(3)**: 272-275.

- CARTER, D.R., ORR, T.E., FYHRIE, D.P., SCHURMAN, D.J. (1987). Influences of, mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinic. Orthop. Relat. Res.*, **238**: 237-50
- CHERN LIN, J.H., LO, S.J., JU, C.P. (1996). Biocorrosion study of titanium-nickel alloys. *J. Oral Rehabil.*, **23(2)**:129-34.
- CHUNG, K.H., CHUNG, C.Y., CAGNA, D.R., CRONIN, R.J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J. Prosthodont.* **13(4)**: 221-6.
- CLELLAND, N.L., LEE, J.K., BIMBENET, O.C., GILAT, A. (1993). Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J. Prosthodont.*, **2(3)**: 183-189.
- CLELLAND, N.L., LEE, K.L., BIMBENET, O.C., BRANTLEY, W.A. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J. Prosthodont.*, **4(2)**: 95-100.
- COLON, A., KOTWAL, K., MANGELSDORFF, A.D. (1982). Analysis of the posterior palatal seal and the palatal form as related to the retention of complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, **47**: 23-7.
- COOK, S.D., KLAWITTER, J.J., WEINSTEIN, A.M. (1982). A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J. Dent. Res.* **61(8)**: 1006-9
- COOPER, L.F., MASUDA, T., YLIHEIKKILA, P.K., FELTON, D.A. (1998). Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13(2)**: 163-74.
- COWIN, S.C., MOSS-SALENTYIN, L., MOSS, M.C. (1991). Candidates for mechanosensory system in bone. *J. Biomech. Eng.* **113(2)**: 191-197
- CRAIG, R.G. (1993). Restorative Dental Materials. Ninth ed., St. Louis: Mosby Year Book Inc.
- CRUBEZY, E., MURAIL, P., GIRARD, L., BERNADOU, J.P. False teeth of the Roman world. *Nature*, **391(6662)**: 29.
- CUNE, M., VAN KAMPEN, F., VAN DER BILT, A., BOSMAN, F. (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int. J. Prosthodont.*, **18(2)**:99-105.
- CURREY, J.D. (1984). The mechanical adaptations of bones. Princeton, NJ: Princeton University Press.
- ÇAĞLAR, A.(2003). Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres

Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ÇAĞLAR, A., AYDIN, C., YILMAZ, C., KORKMAZ, T. (2006). Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **21(1)**: 36–44.

ÇANKAYA, Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

de ALBUQUERQUE JUNIOR, R.F., LUND, J.P., TANG, L., LARIVÉE, J., de GRANDMONT, P., GAUTHIER, G., Within-subject comparison of maxillary long bar implant-retained prostheses with and without palatal coverage: patientbased outcomes. *Clin. Oral Implants Res.*, **11**: 555-65.

DE WIJS, F.L., CUNE, M.S., DE PUTTER, C. (1995). Delayed implants in the anterior maxilla with the IMZ implant system. *J. Oral Rehabil.*, **22(5)**: 319-26.

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(2)**: 77-81.

DEVREE, J.H., PETERS, M.C., PLASSCHAERT, A.J. (1983). A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J. Oral. Rehabil.*, **10(6)**: 505–517.

DOUNDOULAKIS, J.H., ECKERT, S.E., LINDQUIST, C.C., JEFFCOAT, M.K. (2003). The implantsupported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J. Am. Dent. Assoc.* **134(11)**: 1455-8.

EL-SHEIKH, A.M., HOBKIRK, J.A., KELLEWAY, J.P. (1999). Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* **7(2/3)**: 45-50.

ENGELMAN, M. (1996). Clinical decision making and treatment planning in osseointegration. Chicago: Quintessence, p.: 187–92.

ENGQUIST, B., BERGENDAL, T., KALLUS, T., LINDEN, U. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **3(2)**: 129–134.

ERICSSON, I., JOHANSSON, C.B., BYSTEDT, H., NORTON, M.R. (1994). A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.*, **5(4)**: 202-6.

- FARAH, J.W., CRAIGH, R.G., SIKARSKIE, D.L. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J. Biomech.*, **6(5)**: 511-520.
- FLOYSTRAND, F., KARLSEN, K., SAXEGAARD, E., ORSTAVIK, J.S. (1986). Effects on retention of reducing palatal coverage of complete maxillary dentures. *Acta. Odontol. Scand.* **22**:77-83.
- FRIBERG, B., JEMT, T., LEKHOLM, U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **6(2)**: 142-146.
- GASSNER, R., VASQUEZ G.J., LEIJA, W., STAINER, M. (2000). Traumatic dental injuries and Alpine skiing. *Endod. Dent. Traumatol.*, **16**:122-127.
- GENG, J.P., TAN, K.B., LIU, G.R., (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **85(6)**: 585-598.
- GIDDON, D.B., DREISBACH, M.E., PFAFFMAN, C., MANLAY, R.S. (1954). Relative abilities of natural and artificial dentition patients for judging the sweetness of solid foods. *J. Prosthet. Dent.*, **4**: 263-8.
- GOTFREDSSEN, K., HOLM, B. (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomised prospective 5-year study. *Int. J. Prosthodont.*, **13(2)**: 125-130.
- GURLEK, A., MILLER, M.J., JACOB, R.F., LIVELY, J.A., SCHUSTERMAN, M.A. (1998). Functional results of dental restoration with osseointegrated implants after mandible reconstruction. *Plastic Reconstructive Surgery*, **101**: 650-659.
- GÜNGÖR, M.A., DÜNDAR, M., KARAOĞLU, Ç., ARTUNÇ, C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using three dimensional finite element analysis. *J. Oral Rehab.*, **31**: 172-178
- HAHN, J.A. (1990). The Blade Implant. *J. Am. Dent. Assoc.*, **121**:394-402.
- HANCI, M., BOZDAĞ, E., ARPACI, A. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 10–55.
- HEITZ-MAYFIELD, L.J., SCHMID, B., WEIGEL, C., GERBER, S., BOSSHARDT, D.D., JÖNSSON, J., LANG, N.P. (2004). Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin. Oral Impl. Res.*, **15**: 259-268.
- HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. (1990). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Tokyo: Quintessence Pub.

ICHIKAWA, T., KANITANI, H., KAWAMATO, N., MATSUMATO, N., WIGIANTO, R. (1997). Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin. Oral. Implants Res.*, **8**: 18-22.

ISIDOR, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin. Oral Impl. Res.*, **7**: 143-152.

ISMAIL, Y.H., PAHOUNTIS, N.L., FLEMIING, J.F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a Blade implant. *Int. J. Oral. Implant.*, **4(2)**: 25-31.

İPLİKÇİOĞLU, H., AKÇA, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J. Dent.*, **30 (1)**: 41-46.

JAFFIN, R., BERMAN, C.L. (1991). The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis. *J. Periodontol.*, **62(1)**: 2-4.

JIVRAJ, S., CHEE, W. (2006). Rationale for dental implants. *Br. Dent. J.*, **200(12)**: 661-5.

KARAYAZGAN B. (2005). Yüz defeklerinde kullanılabilir farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

KENNEY, R., RICHARDS, M.W. (1998). Photoelastic stress patterns produced by, implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 559-564.

KESKİN, C. (1996). Farklı yöntemlerle kanin distalizasyonu biomekaniğinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

KLOKKEVOLD, P.R., NISHIMURA, R.D., ADACHI, A., CAPUTO, A. (1997). Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface; A torque removal study in the rabbits. *Clin. Oral Implants Res.*, **8(6)**: 442-7.

KO, C.C., KOHN, D.H., HOLLISTER, S.J. (1992). Micromechanics of implant tissue interfaces. *J. Oral Implantol.* **18**:220-230

KORKMAZ, T. (1995). İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

LANG, N.P. (2004). In memoriam. *Clin. Oral Implants Res.*, **15(4)**: 504.

LAU, K.H., BAYLINK, D.J. (1998). Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *J. Bone Miner. Res.*, **13(11)**: 1660-7.

- LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, B. (1993) Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent. J.* **43**:245-53.
- LE GUEHENNEC, L., SOUEIDAN, A., LAYROLLE, P., AMOURIQ, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent. Mater.*, **23(7)**: 844-54.
- LEE, C.K., AGAR, J.R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **95(2)**:102-5.
- LEGEROS, R.Z. (2002). Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, **395**: 81-98.
- LOBBEZOO, F., BROUWERS, J.E.I.G, CUNE, M.S, NAEIJE, M. (2006). Dental implants in patient with bruxing habits. *J. Oral Rehabil.*, **33**: 152-159
- MAMMADZADA, S. (2009). İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ege Üniv. Sağlık Bilimler Enstitüsü.
- MASSARO, C., ROTOLO, P., DE RICCARDIS, F., MILELLA, E., NAPOLI, A., WIELAND, M. (2002) Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **13(6)**: 535-48.
- MCMILLAN, A.S., NUNN, J.H., POSTLETHWAITE, K.R. (1998). Implant-supported prosthesis in a child with hereditary mandibular anodontia: the use of ball attachments. *Int. J. Paediatric Dent.*, **8**:65-69.
- MEIJER, H.J.A., KUIPER, J.H., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F. (1992). Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 96-102.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J., BOSMAN, F., STEEN, W.H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J. Oral. Rehabil.*, **20(2)**: 147-157.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F. (1994). A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int. J. Prosthodont.*, **7(3)**: 271-279.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous mandible: A three-dimensional, finite-element study. *J. Oral Rehab.*, **23**: 757-763.
- MENICCUCCI, G., LORENZETTI, M., PERA, P., PRETI, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*, **13(3)**: 369-376.

MERICSKE-STERN, R., PIOTTI, M., SIRTES, G. (1996). 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin. Oral Impl. Res.*, **7**: 387-396.

MERICSKE-STERN, R. (1998). Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13(1)**: 36-43.

MERICSKE-STERN, R., OETTERLI, M., KIENER, P., MERICSKE, E. (2002). A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **17(5)**: 678-86.

MERICSKE-STERN, R., TAYLOR, T.D., BELSER, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin. Oral Implants Res.*, **11(1)**: 108-25.

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

MISCH, C.E., (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis. Elsevier Mosby

NAERT, I., GIZANI, S., VUYLSTEKE, M., VAN STEENBERGHE, D. (1999). A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J. Oral Rehabil.*, **26(3)**: 195-202.

NAERT, I., ALSAADI, G., QUIRYNEN, M. (2004). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int. J. Prosthodont.*, **17(4)**: 401-10.

NORTON, M.R. (2006). The History of Dental Implants. *U.S. Dentistry*, **7**: 24-7.

OCHIAI, K.T., WILLIAMS, B.H., HOJO, S., NISHIMURA, R., CAPUTO, A.A. (2004). Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant supported overdenture designs. *J. Prosthet. Dent.* **91**: 421-7.

OKUMURA, N., STEGAROIU, R., NISHIYAMA, H., KUROKAWA, K., KITAMURA, E., HAYASHI, T., NOMURA, S. (2011). Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. *J. Prosthodont. Res.*, **55(1)**: 24-31.

ORENSTEIN, I.H., SYNAN, W.J., TRUHLAR, R.S. (1994). Bone quality in patients receiving endosseous dental implants, DICRG Interim Report No 1. *Implant. Dent.*, **3(2)**: 90-94.

ORSTAVIK, J.S., FLOYSTRAND, F. (1984). Retention of complete maxillary dentures related to soft tissue function. *Acta. Odontol. Scand.*, **42**: 313-20.

ÖZGÖVDE N.O. (2003). Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

- PAYNE, A.G.T., SOLOMONS, Y.F. (2000). The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa and implant-supported overdentures: A review of the literature. *Int. J. Prosthodont.*, **13(3)**: 238-245.
- PETRIE, C., WILLIAMS, J.L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three dimensional finite-element analysis. *Clin. Oral Implants Res.*, **16(4)**: 486-494.
- PIETROKOWSKI, J. (1975). The bony residual ridge in man. *J. Prosthet. Dent.*, **34(4)**: 456- 462.
- PORTER, J.A., VON FRAUNHOFER, J.A. (2005). Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *Gen. Dent.*, **53(6)**:423-32.
- PREISKEL, H.W., TSOLKA, P. (1998). Telescopic prostheses for implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **13(3)**: 352-7.
- PREISKEL, H.W. (2004). Magnetic Applications in Clinical Dentistry. In: New Magnetic Applications in Clinical Dentistry. Ed.: Ai, M., Shiau, Y.Y., Chicago: Quintessence Pub Co Inc., p.: 22-7
- PULEO, DA., THOMA, M.V. (2006). Implant surfaces. *Dent. Clin. North Am.*, **50(3)**: 323-38.
- QUIRYNEN, M., ALSAADI, G., PAUWELS, M., HAFFAJEE, A., VAN STEENBERGHE, D., NAERT, I. (2005). Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin. Oral Implants Res.*, **16(3)**: 277-87.
- RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L., BROSE, M.O. (1989). Finite element analysis of bone adapted and bone-bonded endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, **62(4)**: 436- 440.
- RING, M.E. (1995). A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 1. *Compend. Contin. Educ. Dent.* **16**:1060-1069.
- ROBERTS, W.E., TURLEY, P.K., BREZNIAK, N., FIELDER, P.J. (1987). Implants: bone physiology and metabolism. *CDA J.*, **15(10)**: 54-61.
- Roughness. Experimental and Clinical Knowledge of Surface Topography and Surface Chemistry. *Inter. Dent. S.A.*, **8(6)**: 14-8.
- RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E., YI, H. (1983). Stres Analysis of The Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model. *J. Dent. Res.*, **62(2)**: 82- 6
- SAAB, X.E., GRIGGS, J.A., POWERS, J.M., ENGELMEIER, R.L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J. Prosthet. Dent.*, **97(2)**: 85-92.

SADOWSKY, S.J. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J. Prosthet. Dent.*, **86(5)**: 468-73.

SAGAT, G. (2002). Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin FEM analiz yöntemiyle araştırması. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

SCACCHI, M. (2000). The development of the ITI Dental Implant System. Part I: A Review of the literature. *Clin. Oral Implants Res.*, **11(1)**: 8-21.

SEVİMAY, M., TURHAN, F., KILIÇASLAN, M.A., ESKİTAŞÇIOĞLU, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J. Prosthet. Dent.* **93(3)**: 227-234.

SHAFIE, H.R.(2007). Principles of attachment selection. In: Clinical and Laboratory manual of implant overdentures. Ed.: H. SHAFIE, Roxford: Blackwell, p.: 31-6

SHANNON, I.L., TERRY, J.M., NAKAMOTO, R.Y. (1970). Palatal coverage and parotid flow rate. *J. Prosthet. Dent.*, **24**: 601-7.

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

SMITH, D.C. (1993). Dental Implants: Materials and design consideration. *Int. J. Prosthodont.* **6(2)**: 106-115

SPIEKEMANN, H., DONATH, K., HASSELL, T., JOVANOVIĆ, S., RICHTER, J. (1995). Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. New York: Thieme

SPIVEY, J.D., KONG, W., FOTOS P.G. (1993). Stress distribution at the bone-to-implant, interface. A 3-D finite element analyses (Abstract 106). *J. Dent. Res.* **72**:117.

STELLINGSMA C, VISSINK A, MEIJER HJ, KUIPER C, RAGHOEBAR GM. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, **15(4)**: 240-8.

STELLINGSMA, K., SLAGTER, A.P., STEGENGA, B., RAGHOEBAR, G.M., MEIJER, H.J. (2005). Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J. Oral Rehabil.* **32(6)**: 403-10.

STRAIN, J.C. (1952). The influence of completed dentures upon taste perception. *J. Prosthet. Dent.*, **2**: 60-7.

SUL, Y.T., JOHANSSON, C., ALBREKTSSON, T. (2006) Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces. *Int. J. Prosthodont.*, **19(4)**: 319-28.

SUL, Y.T., JOHANSSON, C.B., RÖSER, K., ALBREKTSSON, T. (2002). Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials*, **23(8)**: 1809-17.

SÜTPİDELER, M., ECKERT, S.E., ZOBITZ, M., AN, K.N. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **19(6)**: 819-825.

SYKARAS ,N., IACOPINA, A.M., MARKER, V.A., TRIPLETT, R.G., WOODY, R.D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **15(5)**: 675-90.

TADA, S., STEGAROIU, R., KITAMURA, E., MIYAKAWA, O., KUSAKARI, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensionanl finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **18(3)**: 357-368.

TESK, J.A., WIDERA, O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, **7 (3)**: 251-61

The glossary of prosthodontic terms. (2005). *J. Prosthet. Dent.*, **94(1)**:10-92.

TOKUHISA, M., MATSUSHITA, Y., KOYANO, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball,magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int. J. Prosthodont.*, **16(2)**: 128-134.

TOKUHISA, M., MATSUSHITA, Y., KOYANO, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int. J. Prosthodont.* **16(2)**: 128-34.

TOSUN ,T. (1997). Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Bilimleri Enstitüsü.

TÜRKOĞLU, P. (2006). Alt çeneye uygulanan implantların lineer ve doğrusal olmayan yerleşimlerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ULM, C., KNEISSEL, M., SCHEDLE, A., SOLAR, P., MATEJKA, M., SCHNEIDER, B., DONATH, K. (1999). Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin. Oral Implant Res.*, **10(6)**: 459-467.

ULUDAG, B., CELİK, G. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **97**: 229-35

ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003), Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, No:25, cilt 1. 2. Baskı

- VALLITTU, P.K., KOKKONEN, M. (1995). Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium and gold alloy cast denture clasp. *J. Prosthet. Dent.* **74(4)**: 412-9.
- VAN KAMPEN, F.M., VAN DER BILT, A., CUNE, M.S., FONTIJN-TEKAMP, F.A., Bosman, F. (2004). Masticatory function with implant-supported overdentures. *J. Dent. Res.*, **83(9)**:708-11.
- VAN STADEN, R.C., GUAN. H., LOO, Y.C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.*, **9(4)**: 257-270.
- WADDELL, J.N., PAYNE, A.G., SWAIN, M.V. (2006). Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **96(4)**: 283-8.
- WATSON, R.M., JEMT, T., CHAI, J., HARNETT, J., HEATH, M.R., HUTTON J.E. (1997). Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective, study. *Int. J. Prosthodont.* **10(4)**: 345-54.
- WENNERBERG, A., ALBREKTSSON, T. (2000) Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **15(3)**: 331-44.
- WENNERBERG, A., ALBREKTSSON, T. (2006). Implant Surfaces beyond Micron
- WHEELER, S.L. (1996). Eight-year clinical retrospective study of titanium plasmasprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **11(3)**: 340–50.
- WIDMARK, G., ANDERSSON, B., ANDRUP, B., CARLSSON, G.E., IVANOFF, C., LINVALL, A.M. (1998). Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with and without bone grafts. A 1-year follow-up study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 474-482.
- WIE, H., HERO, H., SOLHEIM, T. (1998). Hot isostatic pressing processed hydroxyapatite-coated titanium implants: Light microscopic and scanning electron microscopy investigations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**:837-44.
- WILLIAMS, K.R., WATSON, W.M., SCOTT, J., GREGORY, M., SINOBAD, D. (1990). Finite Element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int.* **21**: 563-570
- WONG, M., EULENBERGER, J., SCHENK, R., HUNZIKER, E. (1995). Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J. Biomed. Mater. Res.*, **29(12)**: 1567–75.
- YI, S.W., ERICSSON, I., KIM, C.K., CARLSSON, G.E., NILNER, K. (2001). Implant-supported fixed prostheses for the rehabilitation of periodontally

compromised dentitions: a 3-year prospective clinical study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **3(3)**: 125-34.

YUKNA, R.A. (1993). Optimizing clinical success with implants: maintenance and care. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **15(suppl)**: 554-561

ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A.E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: A. Ü. Basımevi.

ZARB, G.A., SCHMITT, A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J. Prosthet. Dent.*, **64**: 185-94.

ZITZMANN, N.U., MARINELLO, C.P. (1999). Clinical and technical aspects of implant supported restorations in the edentulous maxilla: the fixed partial denture design. *Int. J. Prosthodont.*, **12(4)**: 307-312.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı: Abulfaz

Soyadı: İsayev

Doğum yeri ve tarihi: Bakü/ 18.06.1983

Uyruğu: Azerbaycan

Medeni durumu: Evli

İletişim adresi: Gazi Mah. Afet Sok. 10/7, Yenimahalle/ Ankara

Tel: 0555 6626099

II- Eğitimi

2006-2011 Ankara Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Protetik Dis Tedavisi
Anabilim Dalı Doktora

2000-2005 Azerbaycan Devlet Tıp Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1990-200 Arif Hüseynzade adına 20 no'lu devlet Okulu

Yabancı dili: Türkçe, Rusca, İngilizce, Almanca

III- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

EPA- European Prosthodontic Association

IV- Bilimsel Etkinlikleri

Mammadzada S.D., **İsayev A.:** Restoration of Maxillary Edentulous and Mandibular Kennedy Class IV Situation with Implant Supported Fixed Prosthesis. J Health 2009;5:192-196 (in Azerbaijanian)

Mammadzada S.D., **Isayev A.**: Overdenture Prosthesis Fabricated with Locator and Bar Anchor Systems: A Clinical Protocol. J Health 2009;7:105-110 (in Azerbaijanian)

Ulusoy M., **Isayev A.**, Cogalan K.:Combination of Telescopic Coping and Ball Attachment for Tooth-Implant Supported Mandibular Overdenture:Case Report, 14th Congress of Balkan Stomatological Society. May, 2009, Varna, Bulgaria

Ulusoy M., Cogalan K., **Isayev A.**:Single Tooth Replacement Using a Modified Resin-Bonded Fixed Partial Denture: A Clinical Report, 14th Congress of Balkan Stomatological Society. May, 2009, Varna, Bulgaria

Kamburoglu K., Murat S., **Isayev A.**, Kursun S., Ozen T.: Visibility of Buccal Caries with Different Imaging Techniques: A Pilot Study,18th International Congress of Dentomaxillofacial Radiology May, 2011, Hiroshima, Japan

V- Seminerler

Total Dişsizlikte İmmediat İmplant Yükleme Protokolü

Dental İmplantların Materyalinin, Formunun ve Yüzey Özelliklerinin Osseointegrasyona Etkisi