

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İMLANT DİZAYNININ KEMİKTEKİ STRES
DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Doktora Tezi

Diş Hekimi
Sakhavat MAMMADZADA

DANIŞMAN
Prof. Dr. Celal ARTUNÇ

İZMİR

2009

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof.Dr.Celal ARTUNÇ

.....

(Danışman)

Üye : Prof.Dr. Engin ARAS

.....

Üye : Prof.Dr. Rifat Sami AKSOY

.....

Üye : Doç.Dr.Mehmet Ali GÜNGÖR

.....

Üye : Doç.Dr. Uğur TEKİN

.....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Doktoram sırasında beni her türlü konuda destekleyen, hoşgörü ve teşvikiyle sönmek üzere olan bir ateşi tekrar canlandıran, mesleki açıdan beni yeni ufuklara yönlendiren çok değerli hocam, danışmanım, Prof. Dr. Sayın Celal Artunç'a,

Bana gösterdikleri samimiyet ve her konuda verdikleri destek için Doç. Dr. Sayın Mehmet Ali Güngör'e ve Doç. Dr. Sayın Uğur Tekin'e,

Tezimin hazırlanması ve mesleki eğitimim sırasında her türlü deneyim ve bilgilerini esirgemeyen, başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Sayın Birgül Özpınar olmak üzere Anabilim Dalımız Öğretim Üyelerine ve Öğretim Elemanlarına,

Ve beni büyük emeklerle yetiştiren ve yaşamımda attığım her adımda hep yanımda olan çok sevgili aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İzmir 2009

Sakhavat MAMMADZADA

İÇİNDEKİLERSayfa No

İÇİNDEKİLER.....	IV
RESİM LİSTESİ.....	VIII
TABLO LİSTESİ.....	XII
GRAFİK LİSTESİ.....	XIII
BÖLÜM I GİRİŞ.....	1
1.1. GENEL BİLGİLER.....	2
1.1.1. İmplantolojinin Tarihçesi ve Sınıflaması.....	2
1.1.1.1. Jenerik İmplant Gövde Terminolojisi.....	7
1.1.1.2. İmplant Gövdesi.....	7
1.1.1.3. Dental İmplant Materyalleri.....	9
1.1.1.3.1. Dental İmplant Materyali Olarak Kullanılan Biyomateryalleri...	11
1.1.2. Gerilme Analizleri.....	12
1.1.2.1 Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler.....	12
1.1.2.2. Gerilme Analiz Yöntemleri.....	19
1.1.2.2.1. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Metodu.....	20
1.1.2.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin İmplantolojide Kullanımı.....	23
1.1.3. Dental İmplant Dizaynı İçin Bilimsel Esaslar.....	27

1.1.3.1. Dental İmplantlara Uygulanan Kuvvetlerin Karakteri.....	27
1.1.3.2. Dizayndaki Fizyolojik Kısıtlamalar.....	28
1.1.3.3. Biyomateryal Seçimindeki Kriterler.....	28
1.1.3.4. Biyomateryal Seçimine Bağlı Dizayn Başarısızlıkları.....	29
1.1.3.5. Kuvvet Süresi.....	30
1.1.3.5.1. Dizaynda Fizyolojik Kısıtlamalar.....	30
1.1.3.5.2. Kuvvet Süresinin İmplant Gövde Dizaynı Üzerine Etkisi.....	30
1.1.3.5.2. Kuvvet Süresi İle İlgili Klinik İmplant Dizayn Başarısızlığı.....	32
1.1.3.6. Kuvvet Tipi.....	33
1.1.3.6.1. Dizayndaki Fizyolojik Kısıtlamalar.....	33
1.1.3.6.2. İmplant Gövde Dizaynı Üzerine Etkisi.....	33
1.1.3.7. Kuvvet Yönü.....	34
1.1.3.7.1. Dizayn Üzerindeki Fizyolojik Kısıtlamalar.....	34
1.1.3.7.2. İmplant Gövde Dizaynı Üzerine Etkisi.....	35
1.1.3.8. Kuvvet Büyüklüğü.....	35
1.1.3.9. Kemik Hacmi (Kemiğin Eksternal Yapısı).....	36

1.1.3.10. Kemik Niteliği (Kemiğin İnternal Yapısı).....	37
1.1.4. Osseointegrasyon.....	37
1.1.5. Fonksiyonel Yüzey Alanı ile Toplam Yüzey Alanı.....	38
1.1.6. İmplant Makrogeometrisi.....	40
1.1.7. İmplant Genişliği.....	41
1.1.8. Yiv Geometrisi.....	42
1.1.9. İmplant Uzunluğu.....	46
1.1.10. Krest Modülü.....	49
1.1.11. İmplantın Apikal Dizaynı.....	51
1.1.12. İmplant Dizaynının Biyomühendisliği.....	51
BÖLÜM II MATERYAL VE YÖNTEM.....	55
2.1. Çalışmada Kullanılan İmplantların ve Abutmentlerin Boyut ve Özellikleri...	55
2.2. Porselen'in Modellenmesi.....	56
2.3. Metal Altyapı'nın Modellenmesi.....	58

2.4. İmplantların ve Abutmentların Modellenmesi.....	58
2.5. Kortikal Kemiğin Modellenmesi.....	60
2.6. Materyal Özellikleri.....	61
2.7. Sınır Koşulları.....	62
2.8. Yükleme ve Stres Analizleri.....	63
BÖLÜM III BULGULAR.....	69
3.1.Kortikal Kemikteki Gerilme Dağılımı.....	69
3.2. Seramik Üstyapı ve Metal Altyapıdaki Gerilme Dağılımı.....	79
3.3. İmplant ve Abutmentteki Gerilme Dağılımı.....	81
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	91
BÖLÜM V SONUÇ.....	101
BÖLÜM VI ÖZET VE ABSTRACT.....	102
BÖLÜM VII KAYNAKLAR.....	104
ÖZGEÇMİŞ.....	122

RESİM LİSTESİ

Resim 1- Mandibulada taş implant.....	3
Resim 2- Vida tip implant.....	4
Resim 3- Dahl'in subperiostal implantı.....	5
Resim 4- Weinberg'in subperiostal implantı.....	5
Resim 5,6- Blade implant.....	5
Resim 7- Kemik içi implant.....	6
Resim 8- İmplant gövde bölümleri.....	8
Resim 9- İmplant gövde tasarımları.....	9
Resim 10- Stres tipleri.....	14
Resim 11- Elemanlara ayrılmış bir modelde stres analizi	21
Resim 12- Pürüzlü ve yivli implant.....	34
Resim 13- Yiv eğimi, yiv şekli ve yiv aralığı.....	43
Resim 14- Yiv aralığı.....	43
Resim 15- Makaslama kuvvetinin yivlere oranı.....	45
Resim 16- Farklı yiv şekilleri.....	46
Resim 17a,b- Sağ alt 2. premolar diş modelinin 3 boyutlu görüntüsü	57

Resim 18- Porselen üstyapı modeli.....	57
Resim 19- Metal altyapı modeli.....	58
Resim 20- Nextengine 3 boyutlu tarayıcı.....	58
Resim 21- Bego implant-abutment modeli.....	59
Resim 22- Astra implant-abutment modeli.....	59
Resim 23- Friadent implant-abutment modeli.....	59
Resim 24- Straumann implant-abutment modeli.....	59
Resim 25- SPI implant-abutment modeli.....	60
Resim 26- Zimmer implant-abutment modeli.....	60
Resim 27- Kortikal kemik modeli.....	60
Resim 28- Sınır koşullarının bilgisayarda belirlenmesi.....	63
Resim 29- Uygulanan kuvvetlerin bilgisayar kuron modelde noktaları.....	64
Resim 30- Uygulanan kuvvetin bilgisayar abutment-implant modelde noktası.....	65
Resim 31- Uygulanan kuvvetin bilgisayar Kuron-kemik modeli.....	66
Resim 32 a,b- Maksimum ve Minimum asal gerilme (Astra- abutment).....	70
Resim 33 a,b- Mak. ve Min. asal gerilme (Astra- kuron).....	70
Resim 34 a,b- Min. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Astra).....	72

Resim 35 a,b- Min. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Bego).....	72
Resim 36 a,b- Min. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Friadent).....	73
Resim 37 a,b- Min. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(SPI).....	73
Resim 38 a,b- Min. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Zimmer).....	74
Resim 39 a,b- Min. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Straumann).....	74
Resim 40 a,b- Mak. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Astra).....	76
Resim 41 a,b- Mak. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri.(Bego).....	76
Resim 42 a,b- Mak. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Friadent).....	77
Resim 43 a,b- Mak. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(SPI).....	77
Resim 44 a,b- Mak. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Zimmer).....	78
Resim 45 a,b- Mak. asal gerilme 2b ve 3b görüntüleri(Straumann).....	78
Resim 46 - Metal altyapılı seramik kuron (Astra).....	80
Resim 47a- Gerilmenin lingual görünümü(Astra).....	81
Resim 47b- Gerilmenin bukkal görünümü(Astra).....	81
Resim 48a,b- Gerilmenin abutmentten görünümüleri (Astra).....	82
Resim 48c,d- Gerilmenin kurondan görünümüleri (Astra).....	82
Resim 49a,b- Gerilmenin abutmentten görünümüleri (Bego).....	83

Resim 49c,d- Gerilmenin kurondan görünümleri (Bego).....	83
Resim 50a,b- Gerilmenin abutmentten görünümleri (Friadent).....	84
Resim 50c,d- Gerilmenin kurondan görünümleri (Friadent).....	84
Resim 51a,b- Gerilmenin abutmentten görünümleri (SPI).....	85
Resim 51c,d- Gerilmenin kurondan görünümleri (SPI).....	85
Resim 52a,b- Gerilmenin abutmentten görünümleri (Straumann).....	86
Resim 52c,d- Gerilmenin kurondan görünümleri (Straumann).....	86
Resim 53a,b- Gerilmenin abutmentten görünümleri (Zimmer).....	87
Resim 53c,d- Gerilmenin kurondan görünümleri (Zimmer).....	87

TABLO LİSTESİ

Tablo 1- Tarih boyunca kullanılan dental implant materyalleri.....	10
Tablo 2- Araştırmada kullanılan setler.....	56
Tablo 3- Kullanılan dişin boyutları (mm).....	56
Tablo 4- Setlerde kullanılan Düğüm ve Eleman sayısı.....	61
Tablo 5- Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri.....	62

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1- Lingual bölgeden elde edilen minimum asal gerilme değerleri.....	71
Grafik 2- Bukkal bölgeden elde edilen maksimum asal gerilme değerleri.....	75
Grafik 3- Lingual bölgeden hesaplanan Coulomb değeri.....	79

BÖLÜM I

GİRİŞ

İnsan tarih boyunca ortaya koyduğu yeni buluşlarda, meydana getirdiği bilimsel ve teknolojik ilerlemelerde, hep doğal örnek almış, onu taklit etmiş ve doğala en yakın sonuçları elde etmeye çalışmıştır. Zaten insanın doğayı kendisine böyle örnek almasındaki, onu rehber edinmesindeki neden de, ancak doğa şartlarının kendisine en üst düzeyde fayda sağladığını göstermesidir. Aynı yaklaşım bütün bilimler ve bu arada sağlık bilimleri için de geçerlidir. Diş hekimliğinde, bugün bu doğrultuda, iki bilim dalı ön plana çıkmaktadır. Bunlardan birincisi insan doğasındaki şartları yani tabii dişleri korumaya yönelik olan koruyucu diş hekimliğidir. İkincisi ise, bugün diş hekimliğinin önemli bir uğraşı olan ağızdaki eksik dişlerin tamamlanması yollarını aramaktır. Bu yolda ön plana çıkan ise, ağızdaki diş eksikliklerinin giderilmesinde doğala en yakın şartların elde edildiği, diş hekimliğinin özel bir eğitim ve hüner gerektiren bilim dalı olan oral implantolojidir.

Doğal dişler, sabit protetik restorasyonlarda kullanıldığında, oklüzal kuvvetler, periodontal membran sayesinde hafifletilerek çevre kemik dokusuna dağıtılır. Dental implantlarda ise, kuvvetler kemik dokusuna direkt olarak yansıtılırlar. Kuvvetlerin kemiğe dengeli bir şekilde dağıtılmaması stresin bazı alanlarda aşırı yoğunlaşmasına, bu durum çevre kemiğin rezorpsiyonuna ve sonuç olarak implantın kaybına neden olabilmektedir. Bu olumsuz sonucu engellemek için dikkat edilmesi gereken faktörlerin başında implant dizaynı ve protetik planlama gelmektedir.

Çalışmamızda altı adet farklı tip ticari marka implant alt yapı ve üst yapı materyallerinin dizayn farklılıklarından kaynaklanan implant ve kemik ara yüzeyindeki stres dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmiş, implant tip ve materyal seçiminin biyomekanik yönden implant başarısındaki önemi tartışılmıştır.

1.1. GENEL BİLGİLER

1.1.1. İmplantolojinin Tarihçesi ve Sınıflaması

İmplantasyon, canlı olmayan dokuların ya da biyomateryallerin canlı organizmaya transferi ve içine yerleştirilmesi anlamına gelir. İmplant ise insan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek amacıyla doku içine yerleştirilen suni aygıtlara verilen isim olarak tanımlanabilir (117).

Diş hekimliği açısından implantasyona şöyle bir yaklaşımda bulunulabilir: Diş kayıpları sonucu oluşan fonksiyonel, estetik ve fonetik bozuklukların ilk haline en yakın şekilde hastaya iadesine, klasik yöntemlerin ortaya çıkardığı sorunların ve bir noktadan sonra eksik kalmalarının sonucu olarak implantoloji doğmuştur (62).

İmplantasyon yöntemi, diş hekimliğinde sabit veya hareketli protezlere destek olmak amacıyla uygulandığı gibi çene ve yüz defektlerinin restorasyonunda da kullanılmaktadır. İmplant destekli protetik restorasyonlar, günümüz diş hekimliğinde tek diş eksikliğinden, tam dişsizlik vakalarına kadar oldukça geniş bir uygulama alanı bulmuştur. Oral implantoloji uygulamalarının ana hedefi implant materyalini kemik dokusu ile direkt temasını amaçlayan oseointegrasyonu sağlayarak protetik tedavi uygulamalarını gerçekleştirmektir (53).

Tarihte oral implantlarla ilgili en eski bilgi Çinde M.Ö. 3210 yıllarındaki Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yıllarındaki Hon-Ang-Tu dönemlerinde yazılan kayıtlardaki diş transplantasyonları ve reimplantlarla ilgili bilgilerdir (117).

Dental implantlar hakkında ilk bulgu 1931 yılında Honduras'ta Ulva Vadisinde, milattan sonra 600 yılları civarında yaşamış olan mayalara ait bir mezar kazısından elde edilmiştir (resim1). Bulunan alt çene üzerinde, kaydedilmiş üç kesici diş yerine deniz hayvanları kabuklarından diş şekline getirilmiş parçaların yerleştirildiği tespit edilmiştir (15,123).



Resim 1- Mandibulada taş implant

Bu dişler 1970'de radyografiyle incelendiğinde implantların çevresinde, bugünkü modern implantların (blade) etrafındakilere çok benzeyen kompakt kemik oluşumları görülmüştür. Bu bulgular yaşayan bir şahsa uygulanan ilk başarılı bir kemik içi alloplastik diş implantı olarak diş hekimliği tarihine geçmiştir. Orta çağ ve sonrası dönemde 19yy'a gelinceye kadar daha çok transplantasyon üzerinde durulmuş, Pierre Fouchard, Ambroise Pare gibi isimler bu konuda birçok çalışma yapmışlardır (171).

Kemik içi implantlarla ilgili modern çağlardaki ilk bilgi 19yy'da Maggiolo'nun yaptığı çalışmalarla başlar. Altından yaptığı kökleri ayak olarak kullanan Maggiolo doku iyileşmesi sonrası bu altın alt yapıların üzerine kuronlar yapmıştır (103). Harris 1877 de kurşun kaplamalı platine sabitlenmiş porselen kullanımını rapor etmiştir (69). Bir çok malzeme test edilmiş ve 1900 lerde Lambotte alüminyum, gümüş, pirinç, kırmızı bakır,

magnezyum, altın ve yumuşak çelik kaplama implant üretmiştir. Çeşitli vücut dokularında bu maddelerin elektrolitike bağlı olarak ortaya çıkan korozyonlarını tanımlamıştır (93). 20yy'a gelindiğinde implantoloji ile ilgili ilk önemli çalışmayı Greenfield 1909 yılında yapmıştır. Metal bir kafes şeklinde hazırladığı implantı kemik içine yerleştiren araştırmacı kemiğin kafes yapısının içine gelişmesini amaçlamıştır (61).

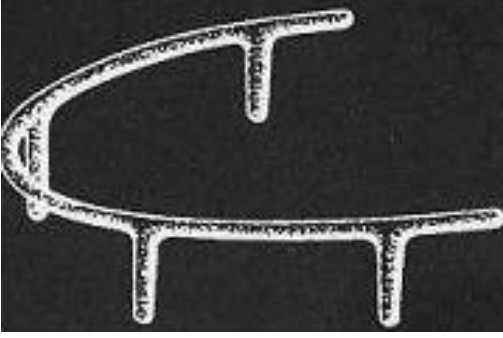
1937 yılında Müller kemik üzerine oturan ve periost altına yerleştirilen bir implant protezini tarif ederek ilk subperiostal implantı tanıtmıştır. Cerrahi kobalt cromium molybdenum alaşımı (vitalyum) Strock tarafından 1938 yılında ilk defa oral implantolojiye sunuldu (161). Yine aynı araştırmacı endodontik pinleri apeksten taşıtarak ilk endodontik implant uygulamasını tanıtmıştır.



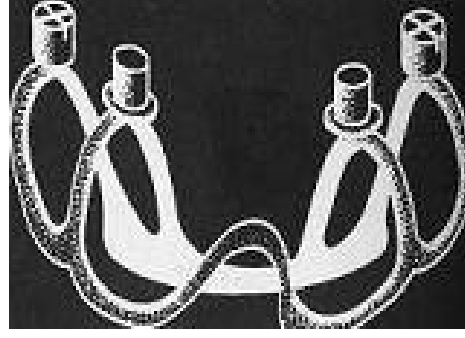
Resim 2- Vida tip implant

Kemiğin titanyuma kaynaması ilk olarak 1940 yılında Bothe ve ark. tarafından rapor edilmiştir (20).

Subperiostal implantların gelişimi 1948 yılından itibaren Gustav Dahl ile başlamıştır (23).



Resim 3- Dahl'in subperiostal implantı

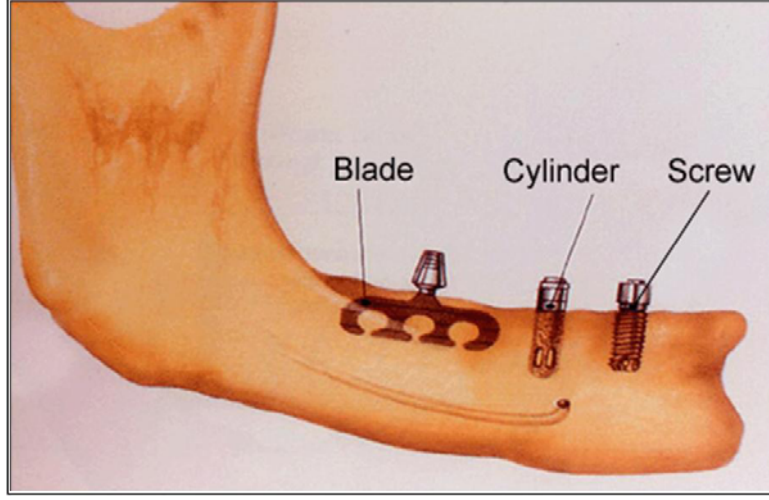


Resim 4- Weinberg'in subperiostal implantı

1947 yılında Formiggini içi boş vida şeklinde vityum implantı piyasaya sürmüştür. 1953'de Soliver ve Chercheve ilk transosseöz implantları tanıtmıştır. 1961'de Tremonte içi dolu vida tasarımını geliştirmiş, 1962'de ise Peron – Andre Formiggini'nin içi boş vida tasarımını daha da geliştirmiştir. 1967'de Leonard Linkow titanyumdan yapılmış Blade implantlarını tanıtmıştır (22,23,108).



Resim 5,6- Blade implant



Resim 7- Kemik içi implant

Bränemark 1952 yılında mikroskobik kemik iliği dolaşımı iyileşmesi konusunda kapsamlı deneysel çalışmalara başlamıştır. Bu çalışmalar 1960'ın başlarında diş implant uygulamalarına öncülük etmiştir; köpeklerde sert ve yumuşak dokularda kayda değer karşı reaksiyona sebep vermeden 10 yıllık implant entegrasyonları gerçekleştirilmiştir (22). Yine 1960'lı yıllarda 1952 yılından itibaren konu üzerinde çalışan Per İngvar Bränemark 'osseointegrasyon' olayını tanıtmış, böylece daha önceleri Linkow ve arkadaşlarınca ortaya atılan implant ve kemik arasındaki fibröz bağ dokusunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirerek oral implantoloji dalında büyük bir adım atmıştır (24). Osseointegrasyon için implant materyali olarak saf titanyum, yüzeyindeki titanyum oksidin kemikle direkt kimyasal bağlantı yapması nedeni ile uygun bulunmuştur. Bränemark kendi sisteminde, yüzey genişliği ve kuvvet dağılımının sağlanabilmesi için vida tip implant önermiştir (5,52,108). Adell ve ark. 1981 yılında tamamen dişsiz çenede kullanılmak üzere 15 yıllık klinik vaka raporlarını yayınlamıştır. Mandibular anterior implantlar hastaların %90 ında 5-12 yıl sonra hala ağızda fonksiyon göstermektedir. Ayrıca, anterior maksillada daha düşük yaşam oranı bulunduğu gözlemlenmiştir. Orijinal klinik denemelerde ağzın posterior

bölgesine hiçbir implant uygulanmamıştır. İmplantların parsiyel veya tam dişsizlik durumunu tedavi için kullanımı restoratif dişhekimliğinin ayrılmaz bir tedavi şekli olmuştur (2,116). 1990 yılında yapılmış olan bir araştırma, oral ve makillofasiyal cerrahların, periodontologların ve prostodontistlerin %90 dan fazlasının ve genel diş hekimlerinin de %50 sinin son üç yılda bir profesyonel geliştirme kursuna katılmış olduklarını göstermiştir (148). 1988 de diş implantı üzerine yapılan Ulusal Sağlık Enstitü konsensüsü panelinde, implant kullanılarak yapılan restorasyonun geleneksel dişhekimliğinden farklılık gösterdiğini ve ileri düzey eğitim gerekliliğini ortaya koymuştur (127).

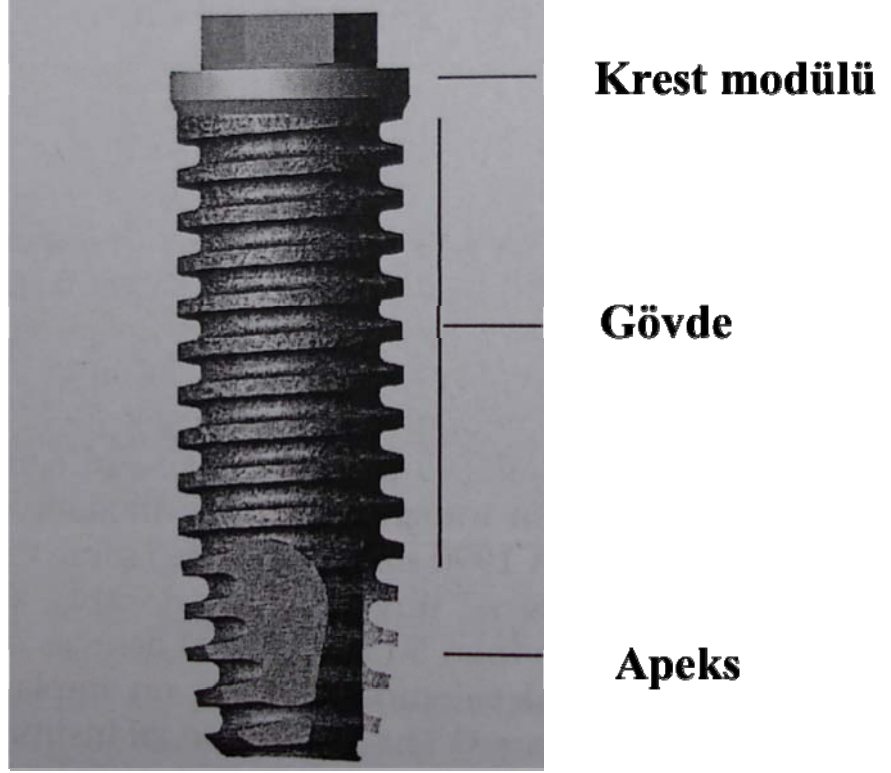
Günümüzde, dental implantoloji her geçen gün gelişme göstermektedir. İmplant üreticileri, Bränemark'ın osseointegrasyon sistemi temelinde, çeşitli implant dizaynlarıyla avantaj sağlayacak alternatif değişikliklere yönelmişlerdir.

1.1.1.1. Jenerik İmplant Gövde Terminolojisi

Kök formu implantlar, doğal diş köküne benzer dikey kemik kolonu kullanılarak yapılan endosteal implant katagorisindedir. Bir çok isim verilmiş olmasına rağmen, 1988 de diş implantı üzerine yapılan Ulusal Sağlık konsensusunda ve Amerikan Academy of Implant Dentistry, bunu *kök formu* olarak kabul etmiştir (1,127). Son 20 yılda implant üstü protezlerin kullanımının artmasına paralel olarak implant üretim sektöründe bir patlama olmuştur. Halen, sayısız kombinasyonu bulunan implant gövde dizaynları, platform şekilleri, çaplar, uzunluklar, prostetik bağlantılar, yüzey kondüsyonları ve arayüzlerini içeren 90 dan fazla dizayn bulunmaktadır (117,163).

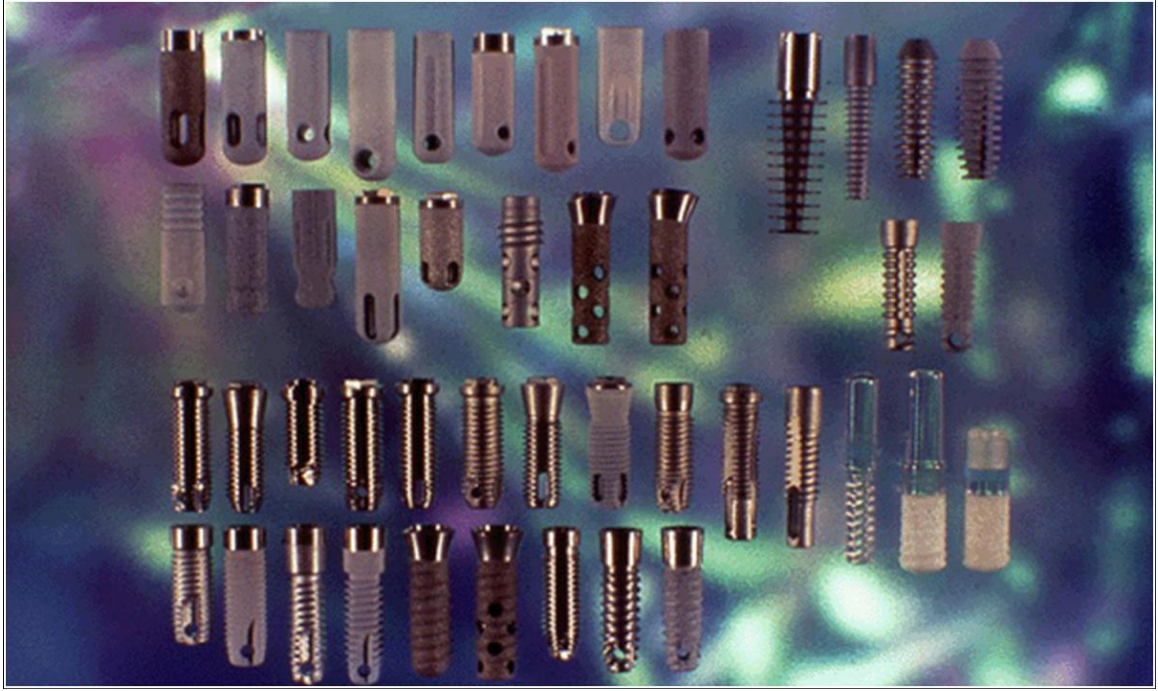
1.1.1.2. İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi; krest modülü (servikal geometri), gövde ve apeksten oluşacak şekilde bölünebilir (Resim 8).



Resim 8- İmplant gövde bölümleri

Küt apexli bir solid vida implant dizaynı sınırlı tecrübe ve imkana sahip olan hekimlere önemli avantajlar sağlar. Solid vida implant gövdesine penetre olan herhangi bir vent veya deliksiz, dairesel bir kesite sahip implant olarak tanımlanabilir. Bir çok firma bunu üretmektedir. V şekilli vidalı implantın klinik kullanımının uzun bir tarihi vardır (22). En yaygın olanının çapı 3.75 mm, diş derinliği 0.4 mm, krest modülü 2 mm ve krestal çapı 4.1 mm dir. Boyları 7 ile 20 mm arasındadır, ama 10-16 mm en yaygın kullanılanlardır. Bu dizayn şu anda ağız içi herhangi bir yerde kullanımında her türlü ihtiyacı karşılamak üzere değişik çaplarda (dar, standart, geniş) sunulmaktadır (17,18).



Resim 9- İmplant gövde tasarımları (123)

1.1.1.3. Dental İmplant Materyalleri

Tarih boyunca insanlar kaybedilen veya hastalıklı dokuları, doğal veya sentetik materyallerle telafi etmeye çalışmışlardır. Çekilmiş dişler, tahta malzemeler, fildişi, kemik, altın, gümüş ve taşlar gibi birçok materyal dental uygulamalarda kullanılmıştır. Tablo 1-de tarih boyunca kaybedilen dokuları telafi etmek için kullanılan materyaller ve yaklaşık olarak kullanım tarihleri verilmiştir.

Dental implant materyalinin organizma tarafından kabul edilir olması, materyalin fizik, mekanik, kimyasal ve elektriksel özelliğine bağlıdır. Materyalin üretim, kullanım şartları direkt olarak başarı oranını etkiler (97,46).

TARİH	REFERANS	MATERYAL
M.Ö	Mısır ve Çin'den arkeolojik	Fildişi ve taştan yapılmış dişler
1565	bulgular	Altın
1666	Petronius	Altın ve fildişi
1775	Fabricicus	Pirinç
1827	Pujol	Gümüş
1829	Rodgers	Platin
1860	Levert	Aseptik
1902	Lister	Tantal
1912	Lambotle	Paslanmaz çelik
1936	Sherman	Kobalt alaşımı
1937	Venable	Polimetilmetakrilat
1951	-	Titanyum
1962	Leventhal	Alüminyum oksit seramikler
1960'lar	Smith	Grafik, camı ve pirolitik karbonlar
1970'ler	-	Trikalsium fosfatlar ve hidroksilapatitler
	-	

Tablo 1- Tarih boyunca kullanılan dental implant materyalleri

Dental implantlarda kullanılan biyomateryaller esas olarak; metaller, polimerler, seramikler, karbonlar ve bunların kombinasyonlarıdır. Metalden yapılmış kemik içi dental implant materyali olarak Co-Cr-Mb alaşımları, deneysel olarak kullanılmış ve daha çok ortopedik implantlarda kullanımı tercih edilmiştir (85,97,134).

Seramik ve karbon tek başlarına implant materyali olarak kullanılırken, ayrıca Co-Cr-Mb alaşımlarında kaplama malzemesi olarak da kullanılmaktadır.

Aluminyum oksit seramikler ve karbon-silikon malzemeler de en yaygın olarak kullanılan dental implant materyalleridir. HA ve trikalsium fosfat seramikler de dental implant materyali olarak kullanılmaktadır. Polimer dental implant materyalleri ise, polimetilmetakrilattan yapılmış, krun ve kök kısımlardan oluşmuş, poröz veya düz formdadırlar. Polimerler, seramik ve karbonlar, dental implant materyallerinde kaplama malzemesi olarak kullanılmalarına rağmen kullanım alanları geniş değildir (46).

1.1.1.3.1. Dental İmplant Materyali Olarak Kullanılan Biyomateryaller (97,46).

1. Metal ve Alaşımalar

- Titanyum ve titanyum 6-Aluminyum 4-Vanadyum
- Kobalt-krom-molibden (döküm formu)
- Demir-krom-nikel (316 L paslanmaz çelik)

2. Seramikler

- Alüminyum oksit (alumina ve safir)
- Hidroksilapatit
- Trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum aluminat

3. Karbonlar

- Polikristalin camsı karbon
- Karbon-silikon

4. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetrafluor etilen
- Polietilen
- Silikon lastik

- Polisulfon

Biyomateryallerde, malzemenin özellikleri ve dokuların reaksiyonu önemlidir. Pasif veya inert biyomateryaller kimyasal reaksiyona girmezken, yüzey aktif veya biyoaktif materyaller ise, kimyasal reaksiyon gösterirler (97,46).

İmplantolojide genel olarak iki esas materyal olan metaller ve seramikler kullanılır. Metalik implant materyalleri, büyük oranda titanyum bazlıdır ve saf olarak, (TS Ti= Ticari saf titanyum) ya da, Ti-6Al-4V alaşımı şeklindedir (46).

Materyalin döküm işlemi ve işlenişi, mikroyapısını, yüzey kimyasını ve özelliklerini etkiler. Benzer şekilde, seramiklerin de yoğunluğu, metal üzerine yapılan izostatik kaplama da yüzey kompozisyonunu, yapısını ve özelliklerini etkileyebilir. Kullanılan materyallerde öncelikle yüksek dayanıklılık ve korozyona rezistans aranmaktadır. Bu nedenle titanyum yüksek mukavemeti ve minimum biyolojik reaksiyonu nedeni ile tercih edilmektedir. Titanyumun mukavemeti hexagonal, kristal hücre yapısı ve korozyona rezistans yaratan stabil pasif oksit tabakasının sağladığı biyolojik uyum ile sağlanmaktadır (90).

Streslerin yarattığı mekanik şartlar implant materyalinin ve üzerindeki oksit tabakasının özelliklerini değiştirerek korozyon çatlakları ve kırılmalarının oluşmasına neden olur. Bu da implantın mekanik olarak kaybına sebep verebilir. Titanyum alaşımına katılan alüminyum ve vanadyum korozyon kırıkları oluşmasını önler ve alaşıma üstünlük kazandırır (133,46).

1.1.2. Gerilme Analizleri

1.1.2.1 Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler

Gerilme analizlerinin amacı iki ya da üç boyutlu bir cisme uygulanan değişik yön ve büyüklükteki kuvvetler ile hacim içerisinde 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.

A. Gerilme ve Gerilim (Stres ve Strain)

1- Stres

En basit tanımıyla kuvvetin uygulandığı yüzey alanına oranı şeklinde tanımlanabilir (30,154). 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 (39).

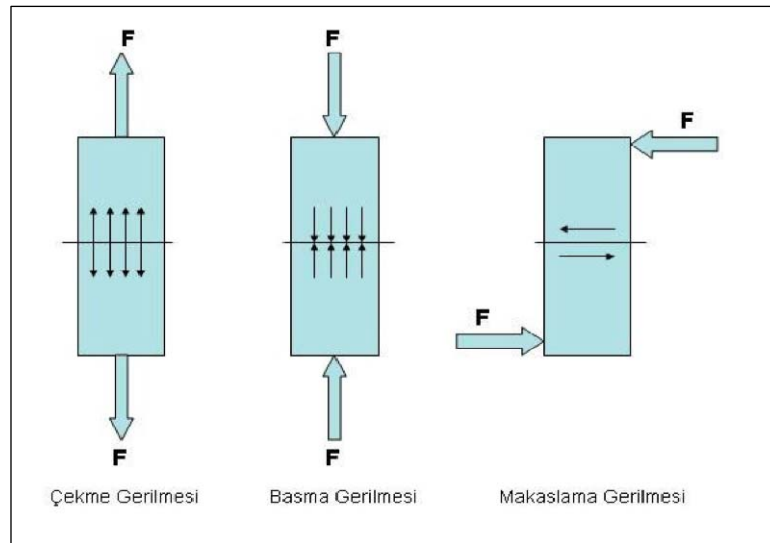
Uygulanan kuvvet ve iç direnç (stres) yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki gerilme birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Bu bakımdan gerilme basınca benzer, her ikisi de kuvvetin birim alana bölünmesi denklemiyle ifade edilir. Stres, birim alana uygulanan kuvvet terimiyle ifade edilen 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 ($1\text{Pa}=1\text{N/m}^2=1\text{MN/mm}^2$). Yayınlarda stres sıklıkla MPa (Mega paskal) olarak rapor edilmektedir. ($1\text{MPa}=10.6\text{Pa}$) (181,44,65).

Bir yapıdaki stres, kuvvet ile doğrudan, alan ile de ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirtmek önemlidir. Dış hekimliğinde kullanılan restorasyonlar için kuvvet uygulanma alanların çok küçük olmasından dolayı bu konu göz önünde bulundurulmalıdır (39,44).

Stres her zaman bir metrekarelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdir. Ancak diş hekimliğinde kullanılan restorasyonların okluzal yüzey alanlarınının 1m^2 'lik bir yüzey olması düşünülemez (39,44).

I Stres Tipleri

Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı veya doğrultudan yönelebilir ve çoğu zaman bir yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. 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 (29,39,92,64).



Resim 10- 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 gelmektedir (16,130,12).

a) 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 gerilmelere *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 (146).

b) Mohr Dairesi

Birleşik gerilme durumlarının mevcut olduğu cisimde kesit değişikçe gerilme türünün değişimi grafik ile gösterilmekte ve *Mohr Dairesi* olarak adlandırılmaktadır. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir. Kesite döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_2) ile en büyük normal gerilme (σ_1) bulunmaktadır. Bu asal gerilmelerle uyuşan eksenlere asal eksenler (Principle axes) denir. Bu dairede yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen ise kayma gerilmelerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis eksenini üzerindedir (77).

c) Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kriter gere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir” (130). 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 (77).

2- Strain

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 açıdaaki değişim olarak tanımlanabilir (29).

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 (182,29,40,45).

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 (182,45).

3-Elastisite:

Streslerin etkisi altındaki cisim, gerilmeler ortadan kalktığı zaman başlangıçtaki Şekline geri dönebiliyor ise elastik olarak adlandırılır (93).

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 (93).

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 (45).

6- Elastiklik Modülü (Young Modülü):

Materyalin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de young modülü olarak da bilinir. Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar (29).

Elastiklik modülü, gerilmenin gerinime oranıdır. Bu bakımdan bir gerilme ne kadar küçük gerinime karşılık geliyorsa modülün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin, eğer bir tel veya benzeri bir yapının bükülmesi zor ise bunda görünür bir gerinim veya deformasyon yaratmak için büyük bir stres uygulanması gerekir. Bu tip bir malzemenin yüksek elastiklik modülü vardır denilir.

$$E = \text{Gerilme}/\text{Gerinim} = \sigma / \varepsilon \text{ (Hooke Kuralı)}$$

Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm^2 'dir. Bu özellik mekanik özellikleri ile dolaylı bir ilişki içerisindedir (182,45).

7-Linear Elastik Cisim

Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir (69,84,131).

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 (69,84,131).

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) bağlı olarak ifade edilebilir (69,84,131).

Bir materyalin mekanik özelliklerinin (örn. Elastiklik modülü) o materyalin yapısına (örn. Yapı üzerinde kuvvetlerin yönleri) bağlı olması miktarı anizotropi olarak tanımlanır (69,84,131).

10-Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (69,84,131).

11-Esneyebilirlik

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir (69,84,131).

1.1.2.2. Gerilme Analiz Yöntemleri

Gerilme dağılımlarının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli gerilme analizlerinden faydalanılmaktadır (4,69,84,131).

Bunlar:

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

Gerinim ölçer ile analiz metodunda gerinim ölçerin elektriksel direnci yapıştırılan malzemenin bağlı olduğu iletkenin yük altında şekil değiştirmesiyle değişir. Malzemenin birim şekil değiştirme değeri gerinim ölçerin yapıştırıldığı noktada ölçülerek gerinim değerleri hesaplanır. Isırma kuvveti ile yapılan çalışmaların çoğu gerinim ölçerlerle yapılmaktadır (4,69,84,131).

Kırılğan vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine 0.005-0.010 inç arasında bir vernik tabakasının püskürtülmesi ve bu verniğin fırınlanmasından sonra bu bölgeye kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (84,131).

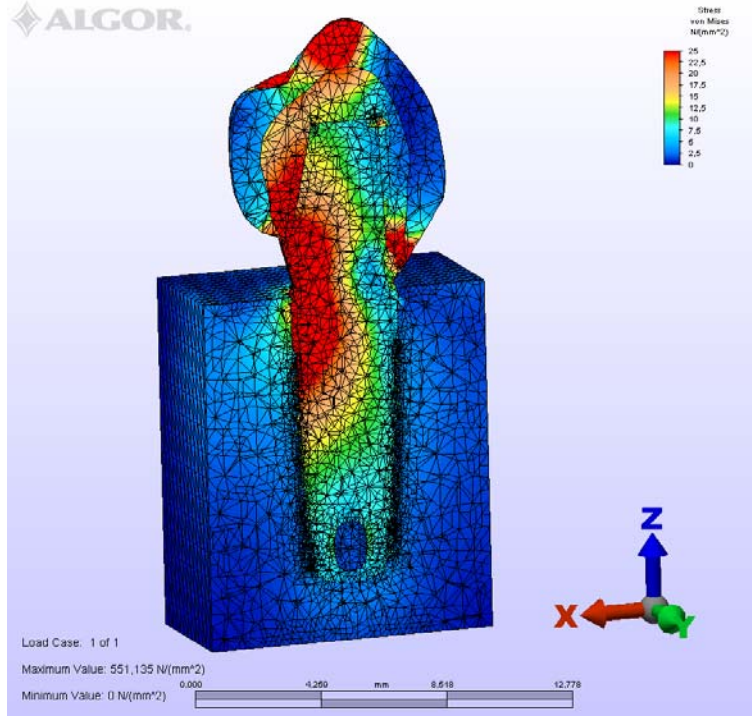
Fotoelastik yöntem optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının fotoelastik niteliği olan bir materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla polarize ışık altında belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle incelenmek istenen malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür. Gerinim ölçerle yapılan ölçümden farklı olarak tek bir noktanın değil tüm kesitin durumu hakkında bilgi edinmek mümkündür fakat fotoelastik yöntemde sayısal

bilgiler kısıtlıdır (69,84,131).

Holografik Interferometre, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskopik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir (4).

1.1.2.2.1. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

Sonlu elemanlar gerilme analizi; gerçek geometrik cismin, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmasıdır (resim 11). Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulur. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline matematik model denilmektedir. Matematik modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak çok önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, poisson oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışardan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur (12,59,84,95,131,147).



Resim 11- Elemanlara ayrılmış bir modelde stres analizi

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu mühendislik alanından implant biyomekaniğine adapte edilmiş etkili bir hesaplama aracıdır. İlk olarak 1956 yılında bulunmuş ve uçak mühendisliğinde kullanılmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970’lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makina, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır (59,69,84,131,147).

Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang’ın 1968 yılında yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik

dokusunda meydana getirdikleri stresleri değerlendirmişlerdir (12,95).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanmak mümkündür (69,131): MR ve CT görüntülerinin bilgisayar;

1. Ortamına aktarılarak modelin oluşturulması.
2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması.

Bu iki yöntem ile yapılacak uygulamalarda, belli başlı iki sorunla karşılaşmaktadır (69,131):

1. MR ve CT görüntüleme sistemleri ile CAD (Computer Aided Design) programları arasındaki uyum sorunu,
2. Koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler (41,69,131):

- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların poisson oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri,
- Modele uygulanan kuvvetler,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılacak olan analizin tipi.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunun avantajları (34,113,131,147,12):

- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,

- Yapay bir materyal kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilmesi,
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,
- Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.

Bütün bu avantajlarının yanı sıra, bu yöntem ile yapılan araştırmanın doğruluğunda büyük önem taşıyan malzeme özellikleri, sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğunda olması sebebiyle çok detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur (75,147). Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır (69,12,67,132).

1.1.2.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin İmplantolojide Kullanımı

SEA, implant diş hekimliğinde ilk olarak 1973'de Tesk ve Widera tarafından 1973 yılında kullanıldı (168). Bundan sonra bu alanda SEA 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 (10). Borchers ve Reichart, 1983'de kemik arayüz gelişiminde farklı aşamalarda olan bir implanta üç boyutlu SEA'nı uygulamıştır (19).

Cook ve arkadaşları, 1982’de SEA analizini poröz yüzeyli dental implantlara uygulamışlardır (38). Williams ve ark., 1990 yılında yaptıkları çalışmalarında, dental implantlara bağlanmış kantileverli bir protez sebebiyle kemikte meydana gelen gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir (177). Akpınar ve ark. 1996 yılında doğal diş ve implant bağlantısını taklit etmek için SEA’ni kullanmışlardır (3).

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 kantititesine bağlıdır (12,36,48,59).

Karmaşık geometrileri içeren problemler için bir analitik çözüm bulabilmek zordur. Bu sebeple, SEA gibi sayısal metotların kullanılması oldukça yararlıdır. SEA, kompleks mekanik problemleri küçük bölümlere bölerek ve bu küçük bölümleri bir takım şekillere çevirerek çalışan bir metottur. Dental implant ve kemik sistemi içindeki komponentler aşırı derecede karmaşık bir geometriye sahip olduklarından, SEA bunları analiz ederken kullanılabilecek en uygun araç olarak görülmektedir. SEA’de bütün hacmi elemanlara bölmek için bir ağa ihtiyaç vardır. Elemanlar, elemanları birbirlerine bağlayan düğümler ve sınır koşullarının belirlenmesi bir problemin sonlu elemanlar analizi ile çözülmesinde ilk aşamayı oluşturan komponentlerdir (48,59,107,108).

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 kompleksliliği ve implant sistemleri ile ilişkisi, çalışmacıları önemli basitleştirmelere yönlendirmiştir (48,59,168).

Kemiğe ve implanta ait bazı özellikler SEA sonuçlarının anlamlılığını etkilemektedirler. Bunlar (59,36):

1. Modellenecek 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 (36,58,59).

SEA, implantlar ve çevre dokular arasındaki etkileşimi taklit edebilir. Fonksiyonel adaptasyon prosesinin analizi, farklı yüklenmeler, implant ve çevre doku değişkenlerini araştırma açısından önemli bir analiz aracıdır. Her ne kadar hassas mekanizmalar çok iyi şekilde anlaşılmasa da, implant çevresinde meydana gelen streslere karşı kemiğin adaptif bir yeniden şekillenme tepkisinin olduğu açıktır. Aşırı yüksek veya düşük streslere sebep olan kuvvetler, patolojik kemik rezorpsiyonuna veya kemik atrofisine sebep olabilir (36,58,59).

Farklı yüklenme durumlarında meydana gelebilecek stres seviyelerini araştırmak üzere implant geometrisinin idealleştirilmesine yönelik bir çok çalışma yapılmıştır (36,59,12).

Geniş implant çapları daha kabul edilebilir stres yayılımlarına sebep olurlar. SEA, hem vertikal hem de lateral yükler altında implant yarıçapının artırılmasına yönelik çalışmalar yapmak amacıyla kullanılmaktadır. Fakat, Holmgren ve ark, 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında çevre kemikteki stres dağılımlarını göz önünde tuttuklarında, en geniş implant yarıçapının en iyi çözüm olmadığını göstermişlerdir (75). Genel olarak kısa implantların kullanımı da tavsiye edilmemektedir çünkü, geniş bir implant alanında okluzal kuvvetlerin daha iyi dağılacağına inanılmaktadır. Son zamanlarda yapılmış klinik

çalışmalarda, kısa implantların ancak implant çevresi dokular iyi durumda olduğu zaman başarılı olacağı sonucuna varılmıştır (36,58,59).

Özet olarak, uzun süreli başarı için gerekli optimum uzunluk ve çap kemik desteğinin durumuna bağlıdır. Eğer kemik kriterlere uygunsa, implant başarısı açısından uzunluk ve yarıçap çok önemli faktörler değildir. Kemiğin durumu zayıf ise, geniş çaplı implantlar kullanılmalı, kısa implantlardan kaçınılmalıdır (59).

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların alınmasında Poisson ve Young modülünün bilinmesi gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda bu değerler için verilmiş tek bir değer yoktur (50,84,110,131,169).

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

Bu biyomekanik faktörlerden implant uzunluğu, çapı ve şekli kolaylıkla değiştirilebilir. Bu değişiklikleri in vitro olarak test etmede SEA gibi sanal ortamda mekanik analiz yapabilen araçlara ihtiyaç vardır (59).

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. SEA kullanımı ile, bir implantın başarısı veya başarısızlığı optimum düzeyde öngörülebilir ve elde edilen sonuçlar doğrultusunda ihtiyacı karşılayacak bir tasarımı hayata geçirmek mümkün olabilir (36,59).

1.1.3. Dental İmplant Dizaynı İçin Bilimsel Esaslar

Dental implantlar çevre biyolojik dokulara yükleri transfer etmek için fonksiyon görürler. Bu nedenle öncelikli fonksiyonel dizayn, implant destekli protez fonksiyonunu en iyi şekilde kullanmak için biyomekanik yükleri yönetir. Biyomekanik yük yönetilmesi; uygulanan kuvvete ve yükün dağıtıldığı fonksiyonel yüzey alanına göre değişir. 90 dan fazla dental implant gövde dizaynı vardır. İmplantın izole parçalarına odaklanmaktan çok (implant-abutment bağlantısı, tüm yüzey alanı, implant uzunluğu ve genişliği) tüm sistem yaklaşımları (tedavi planlamasını içeren) yararlıdır. Kuvvet ve yüzey alanı ile ilişkili temel bilimsel ilkeler, istenen klinik amaçların elde edilmesi için daha sonra mühendislik çözümleriyle birleştirilmiştir. Bu bölüm temel biyomekanik kuralları uygular ve bu ilkelerin çağdaş ve gelecek implant dizaynları ile nasıl ilişkili olduğunu gösterir (123).

1.1.3.1. Dental İmplantlara Uygulanan Kuvvetlerin Karakteri

Fibröz dokunun varlığı, kök formu implantların uzun dönem başarısını azaltıcı olarak bilinir. Osteointegre implantların üzerine gelen aşırı yükler desteğin mobilitesine neden olabilir ve ayrıca implant komponentini veya gövdesini kırabilir. Birçok durumun krestal kemik kaybına neden olmasına rağmen, bunlardan biri protetik aşırı yük olabilir. Kemik üzerindeki aşırı yük, gerilme durumlarının artmasına neden olur (26).

Stres ve gerilme, kristal kemiğin korunması ve implantın hayatta kalması için önemli parametrelerdir. Bu faktörler farklı implant gövde dizaynları için ölçülebilir ve karşılaştırılabilir. Sonuç olarak farklı genetik dizaynlar için göreceli risk faktörleri

açıklanabilir. Daha yüksek krestal stres, daha yüksek krestal kemik kaybı riskidir. İmplant boyunca olan yüksek stres faktörleri, implantın başarısızlığı riskini artırır. Dental implantlara uygulanan kuvvetler 5 farklı şekilde açıklanabilir; büyüklük, süre, tip, yön ve magnifikasyondur. Diş hekimi her faktörü dikkatlice düşünmelidir (123).

1.1.3.2. Dizayndaki fizyolojik kısıtlamalar

Isırma kuvvetinin büyüklüğü anatomik bölgenin fonksiyonuna ve dentisyon durumuna göre değişir. Isırma kuvvetleri 42 den 1245 N'a kadar değişir (26). Kuvvet molarlar bölgesinde daha fazlayken (200 Ib), kanin bölgesinde daha azdır (100 Ib), en az anterior kesici bölgesindedir (25-35 Ib) (151). Bu ortalama ısırma kuvvetleri parafonksiyon ile artar, posterior bölgede 1000 Ib olur (60).

Sürekli dişsizlik durumunda, sıklıkla kemik daha az yoğunluktadır. Aslında daha az yoğunluktaki kemik, implantlar üzerindeki normal fizyolojik ısırma kuvvetlerini uzun süre destekleyemez. Ayrıca dişli ve dişsiz mandibulada yapılan çalışmalar, premolar ve molar bölgelere göre anterior mandibula daha fazla trabeküler kemik yoğunluğu olduğunu göstermiştir (121).

1.1.3.3. Biyomateryal Seçimindeki Kriterler

Birçok biyoyumlu materyal, dental implantların maruz kaldığı parafonksiyonel yüklere karşı koyamaz. Silikon, hidroksilapatit ve karbon gibi materyaller biyolojik dokularla uyumlu olmalarına rağmen, ilk implant biyomateryali olarak kullanıldığında dayanıklılıkları çok düşüktür. Güncel uygulamalarda bu materyaller, daha güçlü altyapı materyallerine uygulanan kaplama olarak düşünülür.

Titanyum ve titanyum alaşımları dental ve ortopedik uygulamalarda uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılır. Titanyum ve alaşımlarının mkemmел biyoyumluluğu onaylanmıştır (176). TiO_2 tabakası ile materyal canlı dokular uyumludur. Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımı, en iyi mekanik ve fizyolojik özellikleri, korozyon direnci ve tüm metalik biyomateryallerin genel biyoyumluluğunu gösterir (176,101,156,25). Ticari saf titanyum ile karşılaştırıldığında titanyum alaşımların ilk avantajı dayanıklılığıdır. Titanyum alaşımların mekanik özellikleri, ticari saf titanyumdan çok yüksektir (101,157,158).

Dört farklı derecedeki titanyumun elastiklik modülü benzerdir (103 GPa) ve titanyum alaşımları birmiktar yüksektir (113 GPa). Bu nedenle ticari saf titanyum dereceleri ve alaşımları arasında önemli dayanıklılık farklılığı olmasına rağmen, tüm bu materyaller için elastik modülü yüksektir. Titanyum alaşımı, biyomekanik dayanıklılık, biyoyumluluk ve kemik-implant arayüzünde elastiklik modülü uyumu bakımından en iyi czm sunar (123).

1.1.3.4. Biyomateryal seçimine bağlı dizayn başarısızlıkları

Biyomateryal seçimine bağlı olarak implant gövde başarısızlığının 2 rneği geçmiş implant literatüründe yer almıştır. Camsı karbon materyalleri biyomateryalin elastiklik modülünü en iyi şekilde kullanır. Tam tersi Al_2O_3 seramik implantları elastiklik modülüne dikkat etmeden son dayanıklılığı en iyi şekilde kullanırlar.

Camsı karbon implant dizaynı, internal paslanmaz elik postu ile karbon gövdeden oluşur. Karbonun sertliği evre kemik ile karşılaştırılır; fakat karbon gövdesi fizyolojik yüklere karşı koyamaz (148). Gövdede mikroçatlaklar gelişir ve biyolojik sıvılar internal paslanmaz elik postunda ortaya çıkar. Dokuların arayüzüne metalik iyonların salınımı ile

postta korozyon ortaya çıkar. İmplant başarısızlığı ile doku enflamasyonu ve yerinden çıkarılması gerçekleşir. Tek başına biyomateryal ve kemik materyal kalınlığının yakınlığı, klinik başarıyı sağlayamaz (123).

Seramik implantlar karbon implantlara zıttır. Seramikler için elastiklik modülü kemikten 33 kez daha fazladır (99). Sonuç kemik arayüzünün stres korumasıdır. Kemik fizyolojik yükleme için 50'den fazla mikrogerilme almalıdır (57). Çok sert olan seramik implantlar aşırı miktarda yük taşırlar ve arayüz kemiği atrofi olur.

1.1.3.5. Kuvvet Süresi

1.1.3.5.1. Dizaynda Fizyolojik Kısıtlamalar

Dentisyon üzerinde ısırma kuvvetleri süresi çok geniştir. İdeal durumlarda dişler sadece kısa temaslar için yutkunma ve çiğneme sırasında bir araya gelir. Bu kısa temasların toplamı her günde 30 dakikadan daha azdır (61). Bruksizm, diş gıcırdatması veya diğer parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar, her gün birçok saat dişlerini temasta tutabilirler.

1.1.3.5.2. Kuvvet Süresinin İmplant Gövde Dizaynı Üzerine Etkisi

Tekrarlayan yüklere maruz bırakılan materyaller, yorgunluk başarısızlığı riskini arttırırlar. Dayanıklılık limiti veya yorgunluk direnci, materyalin kırılmadan devir yapabildiği en yüksek strestir. Materyalin dayanıklılık limiti, son gerilme direncinin birbuçuk katı daha azdır. Bu nedenle yorgunluk ve son dayanıklılık değerleri bağlantılıdır, özellikle parafonksiyon alışkanlıkları olan hastalar için yorgunluk daha önemli bir faktördür. Çünkü bu hastalar daha yüksek stres değerleri ve daha fazla yük döngüsü yüklenirler. Titanyum alaşımın yorgunluk direnci, Grade 1 titanyumdan 4 kez daha fazladır, Grade 4 titanyumdan yaklaşık 2 kez daha fazladır (156,157,158). Bu nedenle implant

komponentlerinin ve gövdesinin uzun dönem kırılması, ticari saf titanyumun herhangi derecesinden çok titanyum alaşımının kullanımı ile dramatik bir şekilde azalabilir.

Eksensel olmayan implantın döngü yükü veya protetik komponentleri, düşük kuvvetle bile implant komponentlerinin kırılmasına ve yorgunluğuna neden olabilir. Dental implantlar uzun eksenleri boyunca yüklenmeleri için tasarlanmıştır ve bukkolingual düzlemde implant gövdesi germe yükleri ile yorgunluk kırılması için özellikle yatkındır. Prematür kontaklar, brüksizm veya özellikle açılı implantlar transvers germe yüklerine neden olabilir (123). Bu nedenle implantı yıkıcı transvers veya germe yüklerinden korumak için, tedavi planlamasında önlem alınmalıdır.

Bükücü kuvvetlerden kırılmayı engellemek için implant ve abutment vidalarının yeterliliği, komponentlerin hareketsizlik momenti ile (veya bükücü kırılma direnç faktörü) direkt ilişkilidir. Bu parametre komponentin kesit alan geometri fonksiyonudur. İmplant gövdeleri, implant gövde içindeki abutment vidasının apikal uzatmasında veya direkt teması olmayan (örneğin internal hex içinde) abutment vida etrafındaki kret modülünde yorgunluk kırılması için özellikle yatkındır. Bu bölgelerde implant gövdesinin kesit alanı halka gibi modele edilebilir. Bu durumlarda bükücü kırılma direnci için formül, dış yarıçapın dördüncü kuvveti ile iç yarıçapın dördüncü kuvveti farkı ile ilgilidir. Bu bölgede implant gövde kalınlığı, yorgunluk kırılması için direnci kontrol eder. Örneğin 3.75 mm dıştaki çapı olan implantın 0.4 mm yiv derinliği varsa, minor çap 2.95 mm dir (yarıçapı 1.47). Eğer bu implant 2.5 mm abutment vida deliğine sahipse, bükme kırılma direnci, dış yarıçapın $(1.47)^4$ iç yarıçap $(1.25)^4$ farkına eşittir. Duvar kalınlığının az bir artışı bile bükme kırılma artışına neden olabilir. Dış çap 0.1 mm arttığında ve iç çap aynı kaldığında, bükme kırılma direnci %33 artar. Dış çap aynı kaldığında ve iç çap 0.1 azaldığında artış %20'dir. Dış çap artışının

(ayrıca kemik desteğinin tüm yüzey alanlarını arttıran), vücut duvar dayanıklılığında önemli etkisi vardır. Tüm bükme stresi, atalet kırılma direnci artışı sırasında gittikçe artar (123).

Protez veya koping vidası, sıklıkla eş implant gövdesinden daha küçük atalet momentine sahiptir. Eğer okluzal yüzeye gelen transvers yük içermesi dolayısıyla protez vidası kısmi gevşekse, daha düşük bükme yorgunluğu nedeniyle vida kırılacaktır. Bazı araştırmacılar implantların uzun dönem avantajı için vida kırılma olgusunu önermişlerdir. Vidanın kırılması implant kırılmasından daha iyidir, çünkü vida kolaylıkla düzeltilebilirken implantın telafisi mümkün değildir. Bu konsept değerli olmasına rağmen bazı hataları da vardır. Çoğu implant protezlerinde birden fazla implant abutmanı vardır. Bir vida gevşediğinde veya kırıldığında kalan implantlarda, komponentlerde ve kemik arayüzünde stres artar. İlave kantilaverler stresi artırır, kemik kaybı ve implant komponenti kırılması gerçekleşebilir (123).

Kuvvetin süresi ayrıca implant kemik arayüzünün reaksiyonunu değiştirebilir. Kortikal kemiğe olan yorgunluk zararı, yüksek sıklıkta yükleme oranları altında rapor edilir. Bu zararın literatürde belirtilmesine rağmen, alveol kemiğin parafonksiyonel yüklere reaksiyonu farklıdır. Roberts , implantın çevresindeki kemiğin her yıl yeniden şekillenme oranını %500, normal trabeküler kemiğin fizyolojik şekillenmesini %20 olarak belirtmiştir (144). Sürekli döngü yorgunluk zararı ile kısmen ilgili olabilir ve Frost'un belirttiği gibi aşırı mikrogerilmeyi belirtebilir (57).

1.1.3.5.3. Kuvvet Süresi İle İlgili Klinik İmplant Dizayn Başarısızlığı

Morgan bükücü yüklere maruz kalan Bränemark implantlarının yorgunluktan kaynaklanan başarısızlığını rapor etmiştir. Ağız içi implantların bilinen konumları ile eşleşen kırılma yüzeylerinin scanning elektron mikrografileri, araştırmacıların yükleme

doğrultusunun bukkolingual yönde bükücü etki gösterdiklerini saptamaya olanak sağlamıştır. Önceden tahmin edildiği gibi, halka şeklindeki kesit alanın azalmasıyla karakterize olan implant kırıkları meydana gelmiştir (125).

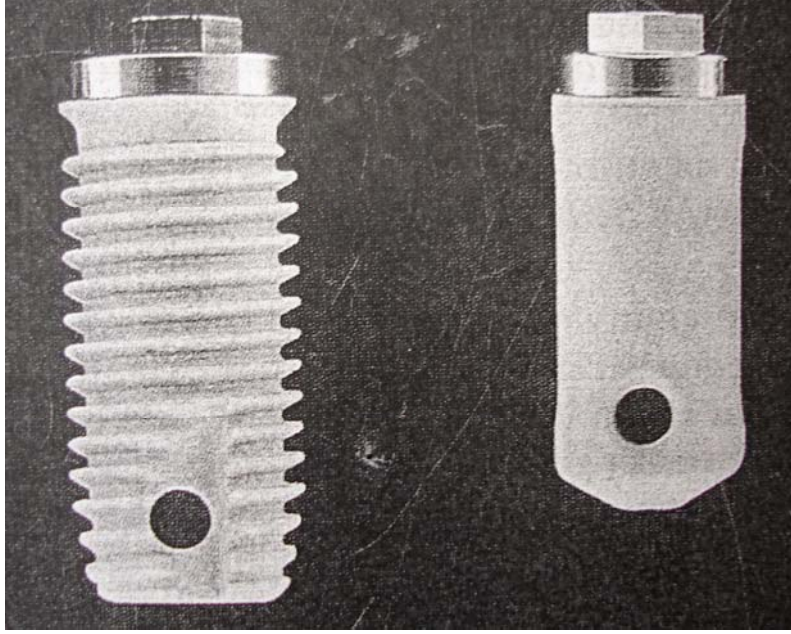
1.1.3.6. Kuvvet Tipi

1.1.3.6.1. Dizayndaki Fizyolojik Kısıtlamalar

Ağız içindeki dental implantlar kuvvetlerin üç tipine maruz kalabilir; baskı, gerilme ve makaslama. Kemik baskı kuvveti altında yüklendiğinde en güçlüdür, gerilme kuvvetine maruz kaldığında %30 daha zayıftır, makaslama altında yüklendiğinde %65 daha zayıftır. Kemik üzerindeki makaslama kuvvetleri sınırlandırılmalıdır çünkü, bu yükleme durumları altında en az kırılma direncine sahiptir (123).

1.1.3.6.2. İmplant Gövde Dizaynı Üzerine Etkisi

Pürüzsüz silindir implant gövdesi, implant-kemik arayüzünde makaslama kuvvetine neden olur (resim 12). Bu nedenle bu gövde geometrisi, implantı titanyum plasma sprey veya hidroksiapatit ile kaplayarak mikroskopik retansiyon sistemi kullanmalıdır. Arayüzün bütünlüğü, hidroksiapatit-kemik bağlantısının makaslama dayanıklılığına göre değişir. Hidroksiapatit kaplamasının niteliği böyle uygulamalarda kesinlikle üstündür. Eğer enfeksiyon veya kemiğin yeniden şekillenmesi nedeniyle hidroksiapatit rezorpsiyona uğrarsa veya periimplantitis tedavisi için mekanik olarak çıkarılması gerekirse, kalan yumuşak kenarlı silindir çevre dokulara sağlıklı yükleme özelliğinde değildir (123).



Resim 12- Pürüzlü ve yivli implant (123)

Yivli implantlar, kemik arayüzüne gelen kuvvet tiplerini geometrileriyle dönüştürme yeteneğine sahiptir. Yiv şekli özellikle kemik arayüzündeki kuvvet tiplerini dğeiştirmekte önemlidir. Dental implant dizaynlarında dörtgen, V şekilli ve destek yiv şekilleri bulunmaktadır. Yiv-kemik arayüzündeki makaslama kuvvetinin azalması, özellikle D3 ve D4 kemikte önemli olan aşırı yükleme riskini azaltır. Yivli implantların ayrıca hidroksiapatit, TPS veya diğer pürüzlü yüzeyleri olabilir (121).

1.1.3.7. Kuvvet Yönü

1.1.3.7.1. Dizayn Üzerindeki Fizyolojik Kısıtlamalar

Mandibula ve maksilla anatomisi, implantların uzun aksları boyunca yüklenmesi amacıyla cerrahi olarak kök formu implantların yerleştirilmesi için önemli kısıtlamalara

sahiptir. Uzun süre dişsizliği takiben oluşan rezorpsiyon, normal oluşan açığı zorluklarını daha da artırır. Kemik andırkatları ayrıca implant yerleşimini ve bu nedenle kuvvet yönünü engeller. Andırkatların çoğu, posteriyor mandibulada submandibuler fossa haricinde kemiğin fasial yüzünde meydana gelir. Bu nedenle yerleşme sırasında fasial andırkata girmesini önlemek için sıklıkla implant gövdeleri linguale açıldırılmıştır. Baskı ve gerilme kuvvetleri implantın uzun aksı boyunca yüklendiğinde kemik en güçlüdür. 30 derece yükleme kemiğin basma dayanıklılığını %11 azaltırken, gerilme dayanıklılığını %25 azaltır (122).

1.1.3.7.2. İmplant Gövde Dizaynı Üzerine Etkisi

Yükleme açısı artarken özellikle krestal kemik bölgesinde implant çevresindeki stresler artar. Sonuç olarak aslında tüm implantlar okluzal düzleme dikey yerleşim için tasarlanmıştır. Bu yerleşim implant gövdesinde daha aksiyel yüklemeye ve krestal stresin azalmasına izin verir. İlave olarak aksiyel ayarlama, abutment komponentleri üzerine daha az stres yüklerken kısa ve uzun dönem kırılma riskini azaltır.

Yivin veya yüzey açısı yükleme yönünü, protez veya abutment bağlantısından kemikte farklı kuvvet yönüne değiştirebilir. Sonuç olarak implant platformu üzerindeki aksiyel yük baskı yükü olabilir fakat 30 derece açılı olan V şeklindeki yivler, kemik arayüzündeki yük miktarını azaltabilir. Destek yiv dizaynı protez-abutment bağlantısının aksiyel yüklerini alabilir ve yüke dönüştürmekten ziyade kemiği sıkıştırmak için implant gövdesi boyunca daha fazla aksiyel yük transfer eder (123).

1.1.3.8. Kuvvet Büyüklüğü

Kantilaverler ve kuron yükseklikleri kaldıraçtır ve bu nedenle kuvvet büyültücüdürler. Klinik vakalar kuvvet büyütücü zorluklar sunduğunda, fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için birçok implant kullanımında dikkatli tedavi planlaması ile özel dikkat gösterilmiştir. Bireysel implant etrafındaki kuvvet büyütücü, ayrıca kemiğin yoğunluğu ile ilişkilidir. Çünkü yoğunluk direkt olarak kemik dayanıklılığı ile ilgilidir ve D4 kemik, D1 kemikten 10 kez daha zayıf olarak belirtilmiştir, daha yumuşak kemik tiplerine kuvvet geldiğinde, oluşan kuvvetin büyüklüğü artar (121). Sonuç olarak implant dizaynı, boyutu, kaplaması ve stresi azaltmak veya kemik dayanıklılığını arttırmak için ilerleyen yüklemeyi içeren kemik yoğunluğu etkisini azaltmak için dikkat edilmelidir. İlave olarak stresin azaltılmasında implant sayısının artırılması etkili bir yöntemdir. Ayrıca implant sayısı, kuvvet büyütmesini engelleyen kantilaver uzunluğunu kısalmasına neden olur.

1.1.3.9. Kemik Hacmi (Kemiğin Eksternal Yapısı)

Mevcut kemiğin hacmi, anatomik konuma ve kemik rezorpsiyon seviyesine göre değişir. Orjinal kemik hacmi, posteriyor bölgede daha fazladır. Genel kural olarak anteriyor ve premolar bölgede orjinal kemik genişliği 6 mm veya daha azdır. Bu nedenle bu bölgelerde sıklıkla 4 mm çaplı implantlar kullanılır. Posteriyor molar bölgede kemik genişliği 7 mm den fazladır, ve sonuç olarak 5 mm çaplı implantlar kullanılabilir. Bu nedenle anteriyordan posteriyora artan kuvvet büyüklüğüne göre implant genişliği artabilir. Ters olarak kemik yüksekliği genellikle anteriyor mandibuladan azalır, anteriyor maksilla ve posterior mandibulayla kıyaslandığında en az dişsiz posterior maksilladadır. Okluzal kuvvetlerin artışı gibi, kemik yüksekliği (hacmi) azalır. Bu nedenle kemik hacminin anatomik kısıtlamalarıyla fonksiyonel yükler için implant dizaynını en iyi hale getirmek için

dikkatli ve yenilikçi mühendislik tasarımı gereklidir. Kemik niteliği ayrıca yüzeydeki anatomik kısıtlamalardan etkilenir (123).

Doğal diş kökleri, implant yüzey alanı için gösterge olarak kullanılabilir. En küçük çaplı ve yüzey alanlı kökler mandibuler kesicilerde bulunur. Maksiller anterior dişler, mandibuler kanin ve premolar ve maksiller premolarlara benzerdir. En geniş çap ve yüzey alanlı diş her iki çenede posterior bölgede bulunur. Bu bilginin ışığında mandibuler kesiciler 3.5 mm implant, maksiller anterior ve premolarlar, mandibuler kanin ve premolarlar 4 mm çapta implant ve her iki çenede molarlar 5 mm çapında implant olabilirler (123).

1.1.3.10. Kemik Niteliği (Kemiğin İnternal Yapısı)

Maksilla ve mandibulada dört farklı kemik yoğunluğu bulunur (114,116). Özellikle daha yoğun bir kemikle karşılaştırıldığında zayıf özellikteki kemikte artan klinik başarısızlık oranı, 10 yıldan fazladır birçok farklı araştırmacı tarafından belgelenmiştir (116,2,51,55,82,174,166,130). D4 kemikte %35 lik başarısızlık oranı rapor edilmiştir ve çoğu aşırı yüklemekten kaynaklanan implant başarısızlığı nedeniyledir (82). Stresi azaltmak için implant sayısının artırılmasına veya geniş yüzey alanlı implantların kullanılmasına karar verilmelidir. Konvansiyonel düşünce, değişik kemik özelliğine göre özel dizayn edilmiş implantların yararları olmadan bu durumu yönetmek için diş hekimlerinin üzerine ağır sorumluluk getirir. Kemik niteliği için yüzey alan optimizasyonu, toplam yüzey alanı ve fonksiyonel yüzey alanı arasındaki farklılığın anlaşılmasını gerektirir.

1.1.4. Osseointegrasyon

Osteointegrasyonu ilk kez Bränemark 1965'te tanımlamıştır. Bu tanıma göre osteointegrasyon; yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temastır (46,170,179,12). Bu tanım, 1985 yılında

canlı kemik dokusu ile yükleme altında implant yüzeyi arasında direk yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı olarak genişletilmiştir.

Osseointegrasyon, implantı çevreleyen kemikten bile sağlam bir bağlantıdır. Metalik implantlarda yapılan çekme testlerinde implant çıkarılmaya çalışılınca, kemik veya implant kırıkları oluşur, fakat metal-implant birleşimi bozulmaz (6,47).

Implant materyali ve doku arasındaki ilk etkileşim kan ve plazma proteinlerinin implant yüzeyi tarafından absorpsiyonudur. Nonkollojen kemik, protinin absorpsiyonu ve acellular matriks tabakasının formasyonunu takiben ilk mineralizasyon, osteoblastlar tarafından bu tabaka üzerinde oluşmakta ve morfolojik olarak tanımlanabilen kemik matriksi yapılabilmektedir (154,47).

Kemikte açılan yivler ile implant arasında kalan boşluğa dolan hematoma iyileşme fazında callus formasyonu ile yeni kemiğe dönüşür. Kemikte açılan diş yuvalarının çevresindeki kemik, nispeten tahrip olmuştur ve iyileşme fazında remineralizasyon ve revaskülerizasyon ile tekrar yapılır (23).

İyileşme döneminde implantlar yük almadan 3-6 ay kemik içinde kalırlar. Bu süre, kemiğin tamir potansiyeline bağlı olarak değişir. Protetik üst yapı bağlandığı ve implant fonksiyona sokulduğunda, implant çevresindeki kemik dokusuna tekrar yapılanma (Remodeling) süreci başlar ve bu süre bir yıl ve daha fazla sürer (33,47). Neticede kemik dokusu durağan faza ulaşır (Steady state) ve kemiğin yeniden şekillenme süreci biter. Bu süre içinde cerrahi travma ve mastikatör kuvvetlere adaptasyon neticesinde, implant çevresindeki marjinal kemikte bir miktar kayıp gözlenir (23,47).

1.1.5. Fonksiyonel Yüzey Alanı ile Toplam Yüzey Alanı

Verilen kemik (ve implant) hacmi için implant yüzey alanı fonksiyonel yükler için en iyi hale getirilmelidir. Bu nedenle fonksiyonel yüzey alanı ve toplam yüzey alanı

arasında önemli fark vardır. Fonksiyonel yüzey alanı, implant-kemik arayüzü boyunca baskı ve gerilme yüklerini dağıtan alan olarak tanımlanır ve cerrahi yerleştirmeyi takiben implantın başlangıç stabilitesini sağlar. Bu yüzeyler arası yükler ideal olarak baskı olmalıdır. Fonksiyonel (veya aktif) yüzey alanı vurgulanmalıdır, çünkü gerilme yüklemesine maruz kalındığında kemikte dayanıklılık azalması %30, makaslama yükünde %65 iken kemiğin baskı yüklemesi ile en güçlü olduğu görülmüştür (39). İlave olarak dengeli veya açılı kuvvetler hemen hemen kemik dayanıklılığını azaltır. Yazarlar aksiyel okluzal yük altında baskı yük iletimine katılan fonksiyonel yivli yüzey alanı tanımlamıştır. Tam tersi toplam yüzey alanı, yük transferine katılmayan “pasif” alan içerebilir. Örneğin plasma sprey kaplama sıklıkla %600 toplam yüzey alanı sağlamak için rapor edilmiştir, fakat baskı ve gerilme yükleri için kemiğe maruz kalan alan miktarı, toplam yüzey alanının %30undan az olabilir. Ayrıca implant kemik arayüzüne gelen çoğu stres krestalde olduğu için, krestal tabaka stresleri uygun bir şekilde dağıtmak için en önemlidir (123). Fonksiyonel yüzey alanı ayrıca kemik yoğunluğu ile ilgili olan değişken implant-kemik temas bölgelerini belirlemede en büyük rolü oynar. Çenelerde en yoğun olarak bulunan D1 kemik en güçlüdür ve başlangıç implant yüklemesinde yivli, kök formu implant ile yakın temas sağlarlar. İmplant arayüzündeki kemik oranı D1 kemikte en fazladır ve %80 oranındadır. D2, D3 ve D4 kemikte implant arayüzünde gittikçe azalan kemik oranı vardır, başlangıç iyileşmesinde ve kaplı olmayan titanyum implantta D4 kemik ile birlikte %25 arayüz teması vardır (116).

Hatırlanacağı üzere, mekanik stress, uygulanan yükün uygulandığı yüzey alanı bölümüne eşittir (166). D4 kemik en az biyomekanik dayanıklılığa ve implant-kemik arayüzünde yüklerin dağıtılması için en düşük temas alanına sahiptir. Bu nedenle bu zayıf kemiğe gelen mekanik stresleri azaltmak için implant uzunluğu birim başına gelişen fonksiyonel yüzey alanı gerekir. Örneğin konvansiyonel 20 mm V şekli veya destek yivli

implant, 13 mm yivli implanta göre daha fazla toplam yüzey alanına sahip olabilir. D4 kemik-implant temas bölgesinde sıkıştırıcı biyomekanik yüklere karşı koyabilen fonksiyonel alan, yiv geometrisine bağlı olarak 13 mm implantta önemli miktarda daha yüksek olabilir. Ayrıca krestal kemik bölgesine yakın alınan büyük stres miktarı ve sonuç olarak krestal bölgede daha fazla kemik rezorpsiyonu nedeniyle, daha uzun implantlar apikal bölgede daha az stres transferi yapabilirler ve çoğu kritik bölgede stresi azaltamazlar. Fonksiyonel yüzey gereksinimleri D1 kemik için minimum implant dizaynından D4 kemikte maksimum implanta kadar artar. Yük transferi için fonksiyonel yüzey alanını en iyi şekilde getirmek amacıyla dental implantlarda spesifik dizayn özellikleri sayısı, beraber veya bağımsız olarak değişebilir (166).

İmplant makrogeometrisi veya implant genişliği, yüzey alanını en uygun hale getirmek için iki önemli dizayn değişkenidir.

1.1.6. İmplant Makrogeometrisi

İmplant makrodizaynı veya şeklinin, kemik cevabında önemli ilişkileri vardır; yük transfer edildiğinde, stres yükselticileri gibi davranan kret, dişler veya yiv ucu gibi implant yüzeyinin çıkıntılı elemanları üzerinde büyüyen kemik yoğunlaşır. İmplant şekli, stres transferi için mevcut olan yüzey alanını belirler ve implantın başlangıç stabilitesini yönetir. İmplantların sonlu eleman analiz çalışmaları, implant şekline göre değişen kemik stres dağılımlarını ve büyüklüğünü belirler (140,141).

Pürüzsüz, silindirik implantlar cerrahi yerleşimde rahatlık sağlar; fakat kemik-implant arayüzü önemli miktarda daha büyük makaslama durumlarına maruz kalır (önceden bahsedildiği gibi). Ters olarak pürüzsüz, konik implant, sıkıştırma yük bileşenlerinin kemik-implant arayüzüne dağıtılması için konikliğin derecesine bağlı olarak izin verir.

Daha geniş koniklikte, daha fazla sıkıştırma yük komponentleri arayüze dağıtılır. Fakat koniklik miktarı 30 dereceden fazla olmamalıdır veya implant gövde uzunluğu, başlangıç iyileşmesi için gereken fiksasyon ile azalır. Pürüzsüz implantların daha fazla konikliğine ek olarak, pürüzsüz yüzeyli implantın sivriliği arttıkça, implant gövdesinin yüzey alanı azalır (123).

Dairesel kesit alanlı yivli implantlar, cerrahi yerleşimin rahatlığını sağlar ve kemik-implant arayüzüne baskı yüklerini iletmek için daha fazla fonksiyonel yüzey alanına izin verir. Ayrıca yivli implantlar, iyileşme sırasında mikrohareketleri engellemek için kolaylıkla rijit bir şekilde bağlanır. Pürüzsüz silindirler, kemiğe yük transferi için kaplama veya mikroyapıya göre değişir. Bu yüzey tedavisi, fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için ayrıca vida tasarımına uygulanabilir(123).

Silindir implantın aksine, konik yivli implant, fonksiyonel yüzey alanı avantajı sunmaz. Yiv şekli baskı ve gerilme yüklerini taşır. Konik yivli, paralel yivli implanta göre daha az yüzey alanına sahiptir. Konik yivli implant, ideal protetik konumunda yerleştirildiğinde yivsiz olamaz. Diş çapın azalmaya devam etmesi nedeniyle, konik yivli implantta ayrıca daha az derinlikte yivler vardır. Diş kökleri apekse doğru incelse de, yivli implant daha az avantaja ve diş kök dizaynını takiben birçok dezavantaja sahiptir (123).

1.1.7. İmplant Genişliği

Kemik içi implantın 50 yılı aşkın hikayesinde, implantlar kademeli olarak genişlemişlerdir. 1960'lar ve 1970'lerde Scialom'un pin implantları 2 mm daha az genişliktedir. Bränemark implantları ilk kez implant gövdelerini 3.75 mm olarak sunmuştu. Günümüzde dental implantlar genellikle implant genişliğinin artmasının, okluzyon

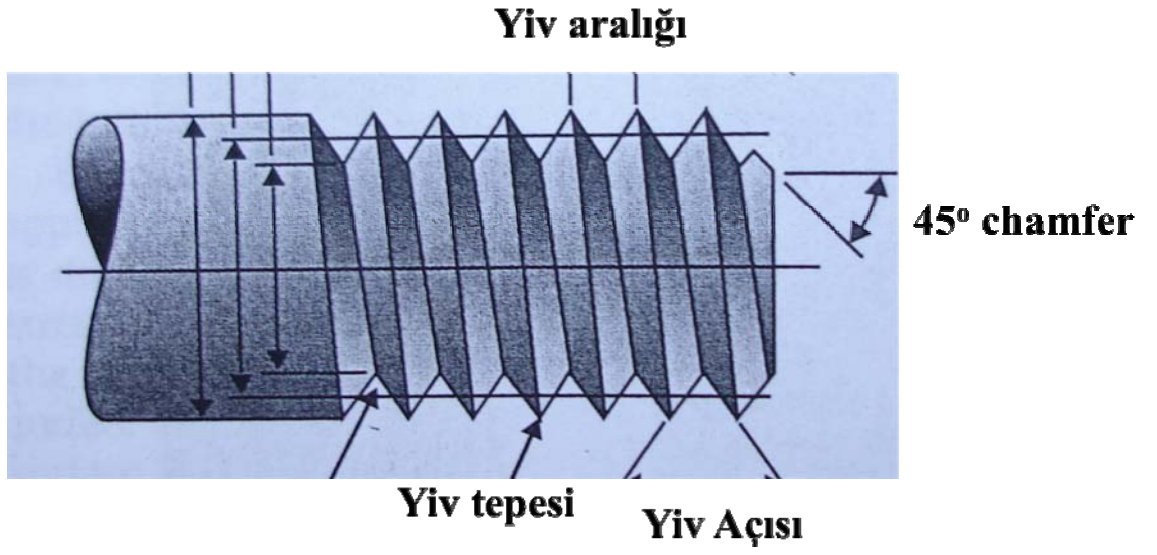
kuvvetlerin dağılabileceği alanı yeterli derecede arttıracak bilimsel prensipini yansıtmaktadır.

Ek olarak daha geniş kök formu dizaynlar çevresel kemik temasının artması nedeniyle, aynı dizayndaki daha dar implantlardan daha geniş kemik temas alanı gösterirler. Ayrıca streslerin kret tepesinde yoğunlaşması nedeniyle, bir kere başlangıç fiksasyonu ve tork direnci için minimum yükseklik elde edildiğinde genişlik yükseklikten daha önemli gözüktür (140,102,103). Kök formu implantların dairesel kesit alanı için abutment platformun yük taşıyan alanı, kare çapın fonksiyonu gibi artar. 4 mm kök formu implant, 3 mm kök formu implanttan %33 daha geniş yüzey alanına sahiptir.

İmplant genişliğinin büyüklüğü daha çok doğal dişin çıkış profiline benzer. Çünkü dişlerin çoğu 6-12 mm genişliktedir, klinik olarak istenen benzer boyutlarda implant uygulamaktır. Fakat titanyum implantlar, doğal dişlerden 5-10 kez daha rijittir. Materyalin rijitliği sadece materyalin doğal elastik modülü (camsı karbon ile alüminyum oksit) ile ilgili değil aynı zamanda materyalin fiziksel boyutu (bükülme kırılma direnci) ile de ilgilidir. İmplantların 6-12 mm'ye artan genişliği, çapın dördüncü kuvvetine artması ile ilişkili olarak implantın bükülme direncini etkiler. Bunun gibi stres koruması daha çok meydana gelebilir.

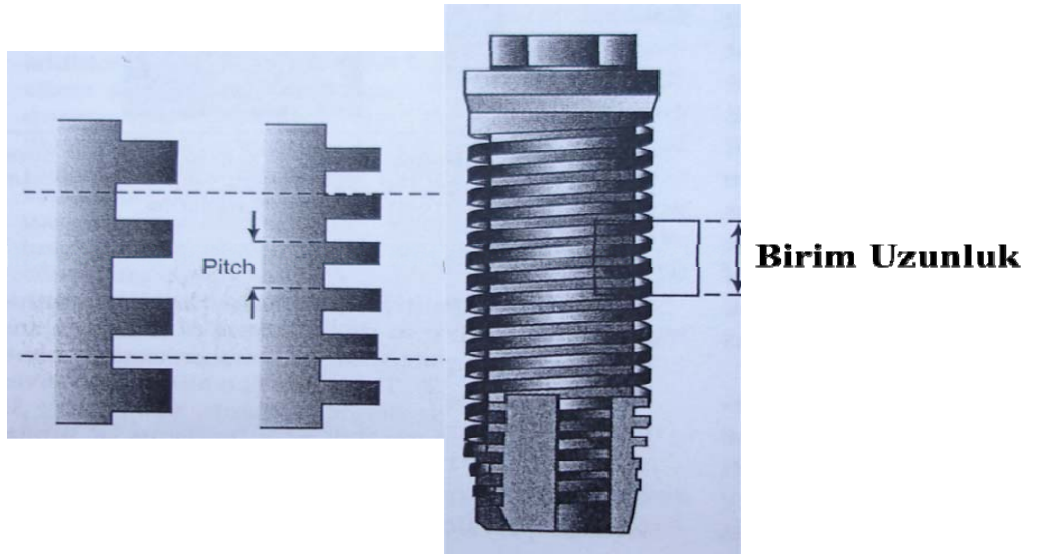
1.1.8. Yiv Geometrisi

Yivler, başlangıç teması maksimuma çıkarmak, yüzey alanını geliştirmek ve kemik-implant arayüzünde stres dağılımını kolaylaştırmak için tasarlanır (81). İmplantın birim uzunluğu başına düşen fonksiyonel yüzey alanı, yiv eğimi, yiv şekli ve yiv derinliği olan 3 yiv geometri parametresini değiştirerek modifiye edilebilir (resim 13).



Resim 13- Yiv eğimi, yiv şekli ve yiv aralığı (123)

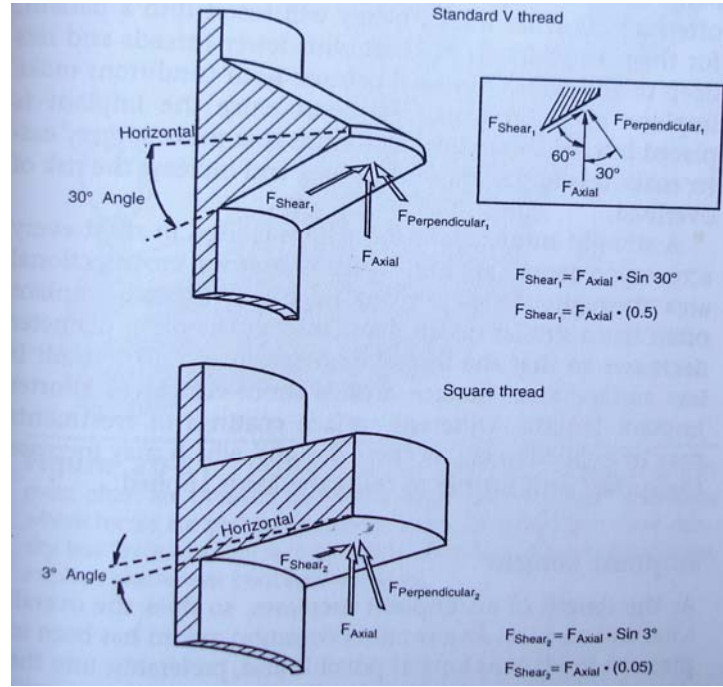
Yiv aralığı komşu yiv formları arasında akslara paralel ölçülen mesafe veya aynı aksiyel düzlemde ve aksın aynı yüzünde uzunluk başına yiv sayısı olarak tanımlanır (resim 14) (8). Daha küçük yivler, verilen üye uzunluğu için implant gövdesinde daha çok yivler ve bu nedenle implant gövdesi uzunluğu başına daha fazla yüzey alanı demektir. Diğer bir deyişle, yivler arasında mesafenin azalması, uzunluk başına yiv sayısını artırır.



Resim 14- Yiv aralığı (123)

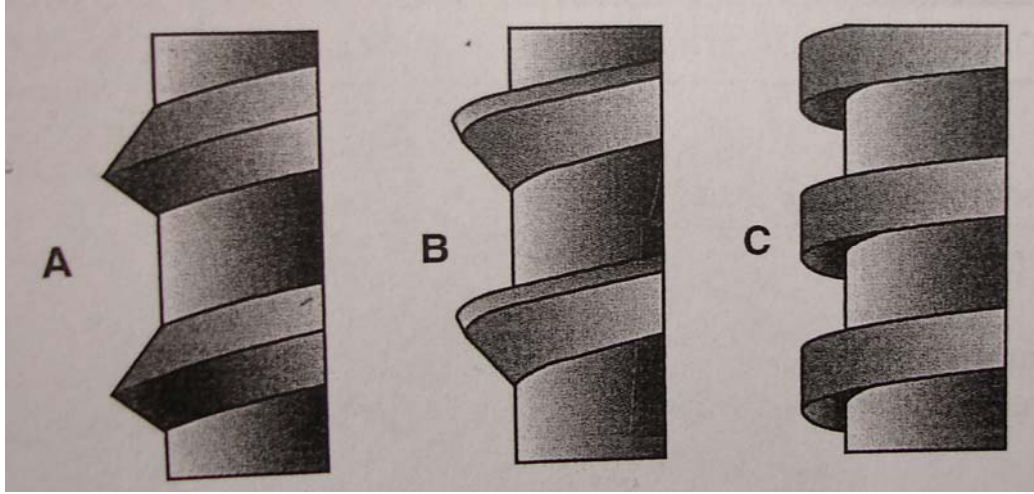
Bugünkü popüler implant dizaynları farklı yiv eğimlerine sahiptir. Örneğin yivler arasındaki mesafe Strauman implantları için 1.5 mm, SteriOss için 0.8 mm, Nobel Biocare-Zimmer ve LifeCore için 0.6 mm ve BioHorizons dental implantları için 0.4 mm'dir. Bunun gibi bu implantların her biri, uzunluk başına farklı yiv sayıları içerir; en fazla yiv sayısı BioHorizons için, en az yiv sayısı Strauman içindir. Eğer tüm faktörler aynıysa, en fazla yiv sayısı en fazla yüzey alanı demektir (123).

Cerrahi yerleştirmenin kolaylığı ayrıca yiv sayısı ile ilişkilidir. Daha az yivli implantlar daha kolay yerleştirilir. Eğer daha az yivler güçlü kemikte kullanılırsa, implantın kolay yerleştirilmesi gelişir, çünkü yivli implantların yerleşimi için sert kemiği hazırlamak daha zordur. Yiv şekli, yiv geometrisinin diğer önemli özelliğidir. Önceden açıklandığı gibi dental implantlarda yiv şekilleri dörtgen, V şekli ve destek şekli içerir. Geleneksel mühendislik uygulamalarında, V yiv şekli 'fixture' olarak adlandırılır ve öncelikle yük transferi için değil metal parçaları birlikte sabitlemek için kullanılır (153). Destek yiv şekli ilave yükler için tasarlanmıştır. Dental implant uygulamaları okluzal, intrüsv yük yönleri altında uzun dönem fonksiyon için uygun yiv şeklini belirler. Dörtgen yiv, intrüsv baskı yük dağılımı için en uygun yüzey alanını sağlar. Makaslama kuvveti kemik için en zararlıdır (16,127,91,115,92,85). V yiv yüzeyi üzerindeki makaslama kuvveti, dörtgen yiv üzerindeki makaslama kuvvetinden 10 kez daha büyüktür (resim 15). Destek yiv dizayn uzunluğu başına makaslama komponenti, okluzal yüke maruz kaldığında V şekli yiv ile benzerdir. Yiv-kemik arayüzündeki makaslama yükünün azalması, özellikle D3 ve D4 kemik için önemli olan daha fazla sıkıştırma yük transferine neden olur.



Resim 15- Makaslama kuvvetinin yivlere oranı (123)

Kim, V, Ters destek ve Dörtgen şeklindeki yivler için üç boyutlu sonlu eleman analiziyle farklı yiv şekilli aynı sayıda ve derinlikteki yivli implantları değerlendirmiştir (resim 16) (85). V şekli ve ters destek yivler benzer değerlere sahiptir. Dörtgen yivde sıkıştırma stresi ve daha önemlisi makaslama kuvveti daha azdır. Üç yiv şeklinin hayvan çalışmaları (V şekli, ters destek ve dörtgen) uygulanmıştır. Tüm üç implant dizaynı aynı yiv sayısı ve derinliğine sahiptir (160,161). Dörtgen şeklindeki yiv başlangıç iyileşmesinden sonra daha yüksek geri tork değerleri gösterirken, V şekli ve geri destek yivlerin tork değerleri benzerdir. Literatürde dörtgen yiz dizaynının, maksilla ve mandibulada benzer başarı oranları sağladığı belirtilmiştir (161). Bu nedenle yiv şekli fonksiyonel yükleri değiştirebilir ve kemiğe iletilen yükün şeklini etkileyebilir.



Resim 16- Farklı yiv şekilleri (85)

Yiv derinliği, büyük ve küçük çaplı yivler arasındaki mesafeyi belirtir (8). Konvansiyonel implantlar, implantın uzunluğu boyunca uniform yiv derinliği sağlarlar. Tüm faktörler eşitse, daha fazla yiv derinliği daha fazla implant yüzey alanı demektir. Farklı üreticilerin farklı yiv derinlikleri vardır.

Çoğu vida tipi implantlarda kullanılan düzgün küçük çap, implant uzunluğu boyunca uniform kesit alanlara neden olur. Konik implantlar sıklıkla benzer küçük çapa sahiptir, fakat dış çap azalması durumunda yiv derinliği de azalır. Sonuç daha az yüzey alanıdır. Yüzey alanı kısa implantlarda daha önemlidir. Uygulanan yüklere karşı koymak için yüzey alanını arttırabilen farklı yüzey kaplamaları veya tedavileri bu dizynların herbirine uygulanabilir (123).

1.1.9. İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu arttıkça, genel toplam yüzey alanı da artar. Genellikle gerçek mümkün olduğu kadar uzun implant ve tercihe göre karşıt kortikal tabakaya yerleştirmektir. Bu görüş yeniden gözden geçirildiğinde, birçok zorlukların olduğu görülmüştür. Karşıt

kortikal tabaka öncelikle ağızın anterior bölgesinde tutulmuştur. Anterior bölgede ısırma kuvvetleri daha azdır ve kemik yoğunluğu daha büyüktür. Varolamayan (maksilla) veya anatomik yapılar (mandibulada nörovasküler kanal) olması nedeniyle, posterior bölge karşıt kortikal tabaka ile bağlanamaz (123).

Anterior mandibula hariç D1 kemik, nadiren klinik olarak gözlemlenmiştir. D1 kemik ağızdaki en güçlü ve en yoğun kemiktir. Kemiğin dayanıklılığı ve kemik-implant arası yakın temas, lateral yüklemeye direnç sağlar. Bikortikal stabilizasyon, uzun implantdan sıklıkla bahseden gerekçe basitçe D1 kemikte gereksizdir, çünkü zaten homojen kortikal kemiktir. Anterior mandibulada bulunan D2 veya D3 kemikteki uzun implant, pratisyen için cerrahi riskin artmasına neden olabilir. Kemiğin fazla ısınması, cerrahi başarısızlığın birinci nedenidir. Karşıt kortikal tabaka ile bağlanmak ve daha uzun osteotomi hazırlamak, kemiğin aşırı ısınmasına neden olabilir.

Genelde kısa implantların kullanımı tavsiye edilmez, çünkü kemiğin korunması için okluzal kuvvetlerin geniş implant alanlarına yayılması gerektiğine inanılır (102). Klinik çalışmalarda kısa implantların daha az başarılı oldukları gözlemlenmiştir (174,28,139,97). Diğer çalışma, implant çapı ve uzunluğunun implant başarı oranı üzerindeki etkisini karşılaştırır (178). Daha kısa ve küçük çaplı implantlar, daha uzun ve geniş çaplı implantlara göre daha düşük başarı oranına sahiptir.

Uzun implantlar, lateral yük altında daha büyük stabilite sağlamak için önerilirler. Fakat artan uzunluğun, gerçek boyutun dışına çıktığı zaman kuvvet transferini orantılı olarak azaltamayacağı görülmüştür (103). Sonlu eleman analizi, aşırı yük altında fonksiyonel yüzey alanına ait implant uzunluğunun etkisini araştırmak için kullanılır. Farklı uzunluktaki ideal silindirik implantlar, bilgisayar kemik modeline yerleştirilmiş ve 5, 10, 15,

20 ve 30 mm'ye gömülmüştür. Her implant 10 mm uzunluk kemik seviyesinin üzerindedir ve üstten 50 N lateral kuvvet uygulanır. Bu yükleme için maksimum stres oranı, gömülen uzunluğun oranına karşı çizilmiştir. En yoğun stresler 5 mm uzunluğundaki implant modelde tamamen dağılamaz, implantın apeksinde maksimum stresin hala %30'u bulunmaktadır. Bu nedenle 5 mm implant model, lateral kuvvetlere karşı yeterli uzunlukta değildir. Maksimum stresin %80'i, 10 mm implant modelde gömülen uzunluğun %95'inde dağılmıştır. 15 mm ve 20 mm için, maksimum stresin %80'i gömülen uzunluğun %90'ında dağılmıştır. 30 mm için maksimum stresin %80'i gömülen uzunluğun %70'inde dağılmıştır (16,127). Tüm implant uzunluklarında stres krestal bölgede yoğunlaşmıştır.

En yüksek stresler, implant uzunluğundan bağımsız olarak krestal kemik bölgesinde gözlemlenir. Bu biyomekanik analiz, daha uzun implantların gerekli olmadığını destekler. Onun yerine genişlik ve dizayna göre, her kemik yoğunluğu için minimum implant uzunluğu mevcuttur. Daha yumuşak kemik, daha uzun implantı önerir.

Doğal diş kökleri anteriordan posteriora ilerlemez. Başka deyişle molar kökleri (kuvvetin büyük olduğu yer) kesicilerden (ısıрма kuvvetinin daha az olduğu) daha uzun değildir. Onun yerine özellikle molar bölgede çap değişir. İmplant uzunluğu ve genişliğine bağlı olarak diş, ideal implant tedavi planlamasının biyomekanik karşılaştırmasını barındırabilir. Molarlarda genişlik artışına ek olarak, diş şekil değiştirir. Bu nedenle bir köke göre, iki veya üç kök kullanılır. Aynı şekilde sadece molar implantların genişliği artmamalı, aynı zamanda dizaynı değişmelidir (72).

Konvansiyonel implant üreticileri geniş çaplı implantlarda dizaynı değiştirmezler. Sonuç olarak standart 4 mm çaplı implant ile karşılaştırıldığında (örneğin Nobel Biocare,

Paragon/Zimmer, SteriOss, 3i, LifeCore) implant yüzey alanı %15-25 artar. Fakat geniş çaplı implant seçildiğinde ve yiv dizaynı modifiye edildiğinde, yüzey alanında %200 artış görülmüştür (örneğin BioHorizons) (123).

1.1.10. Krest Modülü

İmplant bölgesinin krest modülü transosteal bölgedir ve yüksek yoğunlukta mekanik stres bölgesi olarak karakterize edilmiştir. Bu implant bölgesi yük taşıma için ideal olarak tasarlanmamıştır. Sonuçta dizayn ve tekniğe bakılmaksızın genel olarak kemik kaybı meydana gelmektedir. Bunun yerine krest modülü, implant gövdesinin yük taşıma yapısına bağlantı bölgesidir. Aslında kemik kaybı sıklıkla oluşur, birçok implantın krest modülü, bir kere kemik kaybı meydana geldiğinde plak birikimini engellemek için tasarlanmıştır. Eğer krestal kemik kaybı azaltılamazsa, bu yöntem değer kazanır. Fakat krest modülü dizaynının krestal kemik kaybında payı olabilir. Düzgün, paralel yüzlü krest modülü, bu bölgede kemiğin korunmasını zorlaştıran makaslama streslerine neden olacaktır. 20 dereceden daha fazla açılı ve kemik temasını arttıran yüzey yapılı krest modülü, komşu kemiğe hafif yararlı baskı komponenti yükleyecektir ve kemik kaybı riskini azaltacaktır.

Kemik, daha uzun cilalı boyun ile implantlarda gereksiz ve aşırı makaslama yüküne maruz kalır. Krestal kemiğin önemli kaybı daha çok işlenen (pürüzsüz) koronal bölgeler için belirtilmiştir (83). Bu kemik kaybı, implantın işlenen koronal bölgesi ve çevre kemik arasında etkili mekanik yükleme eksikliğine neden olur. Bu klinik problem, makaslama boyun yüzey alanını en aza indiren biyomekanik dizayn ile azaltılır (123).

Farklı implant sistemleri, yüklemenin ilk yılında farklı krestal kemik kaybını rapor etmiştir. Pürüzsüz krest modülü daha çok kemik kaybına neden olur ve daha uzun pürüzsüz krest modülü daha fazla kemik kaybı demektir. Fakat stres transfer dizaynları ile implant

tasarımlarının (Astra ve BioHorizons gibi) daha az kemik kaybına neden olduğu klinik raporlarda bildirilmiştir (87).

İmplantın krest modülü, dış yiv çapından hafifçe daha geniş olmalıdır. Böylece krest modülü tamamen implant gövde osteotomisi üzerine oturur, bakteri ve fibröz doku girişinin engellenmesini sağlar. Daha geniş krest modülü ile sağlanan sızdırmazlık ayrıca yerleştirmeyi takiben implantın başlangıç stabilitesini artırır, çünkü bölgeyi sıkıştırır. Daha geniş çap ayrıca yüzey alanını artırır, böylece daha küçük çapta krest modülü ile karşılaştırıldığında krestal bölgede stresin azalmasına neden olur. Krest modülü yüksekliği sıklıkla 2 mm veya daha fazla olduğu için, 4.2 mm krest modülünün 4.0 mm krest modülüne göre %5 daha fazla yüzey alanı vardır. Bu artan alan ayrıca, protetik restorasyonlar için abutmentı bağlayan abutment vidasına gelen stresi büyük ölçüde azaltır (123).

Minimum yüksekliğin cilalı yüzey, protetik platformun hemen altındaki krest modülünün üst parçası üzerinde tasarlanmalıdır. 0.5 mm olan biyolojik genişlik, implant-abutment bağlantısının apikalinde rapor edilmiştir. 0.5 mm cilalı yüzey uzunluğu, krest modülünün kalan parçalarının biyomekanik performansını korurken gingiva etrafına yakın istenen pürüzsüz yüzeyi sağlar (181).

Genel klinik gözlem, üretici tipi ve dizaynına bakılmaksızın yüklemeye sonra kemiğin ilk yivde sıklıkla kaybedildiği yönündedir. İyileşme sırasında yivler üzerinde kemik artar, fakat protez yüklendikten sonra sıklıkla kemik kaybı gözlemlenir. İlk yiv Nobel Biocare implantlarda hala platformun 1.2 mm aşağısında, SteriOss dizaynının 2 mm aşağısında ve birçok Paragon implantın 3-4 mm aşağısındadır. Bu nedenle kemik kaybının spesifik anatomik uzunluk ile ilişkili olamaz fakat krest modülü dizaynının kısmen etkisi olabilmektedir. Kemik kaybı sıklıkla ilk yivde durur çünkü kemiğin daha güçlü olduğu

yerlerde ilk yiv, krest modülün makaslama kuvvetini sıkıştırma kuvvetine değiştirir. Krest modülün makaslama için tasarlanmasının yerine, gelişmiş dizayn veya yüzey durumu krestal kemik kaybı riskini azaltabilir (123).

1.1.11. İmplantın Apikal Dizaynı

Çoğu kök formlu implantların kesit alanı daireseldir, böylece tam olarak implant gövdesine uyan dairesel implant deliğinin hazırlanmasına izin verir. Abutment vidaları sıkıştırıldığında veya tek başına duran tek diş implantları dönme kuvveti aldığı anda, dairesel kesit alan dönme/ makaslama kuvvetlerine karşı koyamaz. Sonuç olarak dönme özelliğın olmaması sağlandığında, genellikle implant gövdesinin apikal bölgesinde delik olması en yaygın tasarımıdır. Teoride kemik apikal delik sayesinde büyüyebilir ve implanta uygulanan dönme yüklerine karşı koyabilir. Apikal delik bölgesi ayrıca kemiğe gelen baskı yüklerini dağıtmak için mevcut yüzey alanını arttırabilir (123).

1.1.12. İmplant Dizaynının Biyomühendisliğı

Kemik, sistemik değişiklikler ve lokal mekanik kuvvetler içeren birçok etkene cevap veren bir organdır (44). Wolff mekanik uyarılar ile ilişkili uyabilen kemiğı 1892’de gözlemlemiştir ve “kemiğın şekilsel ve fonksiyonel her değişikliğı veya kemiğın fonksiyonu matematiksel kurallarla uyumlu olarak iç ve dış yapı değişikliklerini takip eder” hipotezini çıkarmıştır. Bu nedenle stres azaldığında sadece kemik değişikliğı hacmi değil, aynı zamanda kalan kemiğın internal organizasyonu değişir.

Kemiğın histolojik tanımı lamelli kemik, örgülü kemik, bileşik kemik ve demet kemik içerir. Bu kemik tiplerinin ilk üçü sıklıkla osteointegre dental implant yakınında bulunur (143). Bileşik kemik, lamelli ve örgülü kemiğın birleşimidir, kortikal kemiğın

kemikiçi ve periostal yüzeylerinde şekillenir. Lamelli kemik en iyi organize olan, yüksek mineralize ve en güçlü kemik tipidir, yük koruyucu kemik olarak bilinir ve implantın yakınlarında en çok istenen kemiktir (142). Örgülü kemik gelişmemiş kemik olarak bilinir çünkü organize değildir, daha az mineralizedir ve diğer tiplerden daha az dayanıklıdır. Bu histolojik terimler kortikal ve trabeküler kemiğin makroskopik tiplerini tanımlamak için kullanılır.

10,000 ve 20,000 makrogerilme seviyesindeki kortikal kemik kırıkları, mineralizasyon oranı ve kemik yoğunluğuna bağlıdır (44). Kemiğin son dayanıklılığından 100 kez daha az olan mikrogerilme seviyeleri, yapı içindeki yeniden şekillenme oranlarından sorumlu olabilir, çünkü kemik hücre membranları kemikte mekanoduyu sistemi olarak davranabilir (39).

İmplant dizaynı biyomühendislik ürünüyse ve bunun sonucunda yükleme uyumlu pencere bölgesinde mikrogerilme oluşacaksa, yükleme sırasında implant arayüzde lamelli kemiği korumalıdır. Bu nedenle implant dizaynının amacı, implanta yakın çevre kemik dokunun cevabını hücresel seviyede etkileyen parametrelerin değişimini içerebilir. En yoğun kemik tipi hariç endosteal dental implantlar öncelikle trabeküler kemik tarafından çevrelenmiştir. Bu nedenle özel gerilme durumları için trabeküler kemikte implant gövde dizaynı amacıyla, Frost'un mikrogerilme değerlerine uyum sağlamak için trabeküler kemiğin son dayanıklılık ve elastik modülü gereklidir.

Gerilme kontrollü kemik turnoverını geliştirme yeteneği olan dizayn özelliklerini belirlemek için, implant geometrisine daha sonra mühendislik prensipleri uygulanmıştır. Normal ve makaslama gerilim denklemleri, genel mekanik makrodizaynı değiştirmek için elastik modülü ve dayanıklılık parametreleri kullanılarak uygulanmıştır. Dolayısıyla kemik

implant arayüzünde normal ve makaslama gerilimi yaratmak, patolojikten daha az veya hafif aşırı yük bölgeleri olabilir, böylece kemik kaybı riskini azaltır veya örgülü kemiği yeniden aktive eder. Kemiğe gelen makaslama kuvvetini azaltmak için aksiyel yüklemeye karşı dental implant gövdesinde dörtgen yiv dizaynı kullanılmıştır (122). Sonuç olarak çenelerin değişik bölgeleri ve yoğunlukları için dizayn özellikleri işlenmiştir. Araştırmacılar tüm kemik yoğunluklarında benzer mikrogerilme elde etmek amacıyla, dörtgen yivlerin bilinen dört kemik yoğunluğu için farklılaşması gerektiğini bulmuşlardır (114,116,119,14).

Hoshaw köpek tibiasındaki kortikal kemikte V şekilli yivli titanyum implantları (Nobel Biocare, Bränemark), gerilme ile yüklemiştir (76). Tibiadaki osteositler genellikle kemik aksına paralel uyumlanmıştır. Fakat aksiyel gerilme yükü veya yüksüz ile implantlar çevresine osteositler yönelmiştir ve ikinci osteositler implant yiv derinliği etrafına yönelmiştir. Dörtgen veya güçlü yiv kullanan hayvan çalışmalarında kemik yivleri tamamen örtmediğinde, dörtgen yivlerin üst kısmına göre alt bölgesinde daha fazla kemik hacmi gözlenmiştir. Ayrıca bir dörtgen yivden diğerine kemik köprüsü bulunmuştur. Kemik köprü olgusu ve yivli implantların inferior kısmı, öncelik olarak aksiyel yükler değildir. Test edilen implantların dörtgen yiv şekli, sıkıştırma kuvvetlerinin geliştirilmesi ve implant arayüzüne gönderilen makaslama kuvvetlerinin azaltılması için tasarlanmıştır. Frost'a göre kalça protezlerinde kemik yeniden şekillenmesi için minimum etkili gerilme, sıkıştırma gerilmeleri için daha fazla olabilir (56).

Gözlenen okluzal kemik köprüsü ve yivin altında ve üstündeki kemik hacim farklılığı, dörtgen yiv dizaynından kemiğe yük transer mekanizması ile ilgilidir. Kohn, Nobel Biocare Bränemark implantların lateral olarak yüklendiğinde bir yiv derinliğinden diğerine kemik köprüsünün şekillendiğini göstermiştir (90). Kohn, kemik implant arayüzündeki lokal gerilme alanlarının homojen olmadığını belirtmiştir. Kemiğin yivin dış

kısmına temas ettiği ve yivin dış kısmından iç kısmına gerilmenin azaldığı yerde, lateral yükleme sırasında gerilme daha yoğundur. Her bir yivin en üstünde gerilmenin en yüksek olması nedeniyle kemik rezorbe olur ve gerilmelerin azaldığı yiv derinliğinde kemik korunur. Bu nedenle kemik köprü bulguları ve Kohn raporu ve dörtgen implant yivlerinin aksiyel yükler ile daha fazla kemik, yivlerin farklı gerilme bölgeleri ile ilişkili olabilir (90).

Endosteal implant etrafında gerilme alanı karışıktır ve kemik yoğunluk değişiklikleri, kemik hacmi ve kemik şekli etkili görünmektedir. Gelecek deneysel modeller, implant dizaynının, yüzey durumunun, yük şiddetinin, yük sıklığının, kuvvet yönünün ve kemik yoğunluğunun dental implantların uzun dönem başarısı ile nasıl ilişkisi olduğunu değerlendirmelidir (123).

BÖLÜM II

MATERYAL VE YÖNTEM

Bu araştırma, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. 'de (Ankara) gerçekleştirildi. Araştırmada, 6 adet marka implant'ın dizayn farklılığından kaynaklanan kemikteki stres oluşumuna etkisi 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirildi.

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 Fenpro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

2.1. Çalışmada Kullanılan İmplantların ve Abutmentlerin Boyut ve Özellikleri

İmplantların tasarım etkenlerinin sabitlenmesi için boyutları standardize edilmiştir. Tüm implantlarda çap: 4.0 mm , boy 10 mm olarak kullanılmıştır. Tüm materyaller linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir ve siman kalınlığı dikkate alınmamıştır (73).

Kortikal Kemik	Kortikal kemik elemanlarının tanımlandığı set
İmplant ve abutment	İmplant ve abutment elemanlarının tanımlandığı set
Metal alt yapı	Metal alt yapı elemanlarının tanımlandığı set
Porselen	Porselen elemanlarının tanımlandığı set

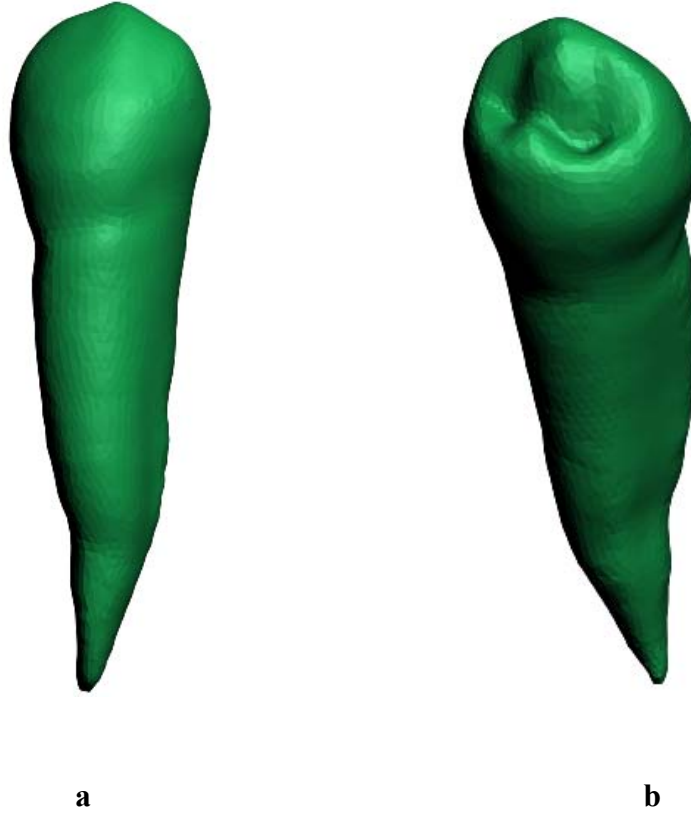
Tablo 2- Araştırmada kullanılan setler

2.2. Porselen'in Modellenmesi

Çalışmada sağ alt 5 numaralı diş kullanıldı. Bu amaçla öncelikle Wheeler atlasından ilgili dişin ön, yan, üst ve alt görüntüleri alındı (175). Diş boyutları da yine aynı atlasan alındı. Daha sonra Rhinoceros yazılımında diş bu görüntülere göre modellendi ve ölçeklendirildi (resim 17a,b). Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu. Çalışmada kullanılan dişin boyutları Tablo 3'de verilmiştir.

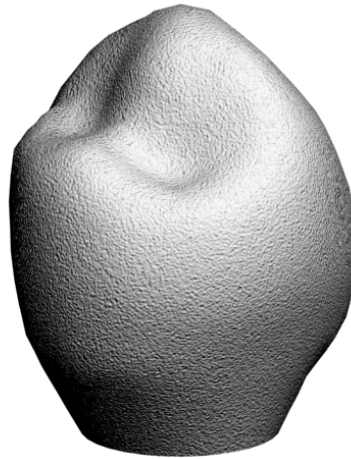
Dişler	Toplam Boy	Kron Boyu	Kök Boyu	Meziyo-Distal kron ekvator	Meziyo-Distal kole	Bukko-Ling kron ekvator	Bukko-Ling. kole
2. Premolar	26,734	8,094	18,640	7,715	6,172	8,643	7,982

Tablo 3- Kullanılan dişin boyutları (mm)



Resim 17a,b- Sağ alt 2. premolar diş modelinin 3 boyutlu görüntüsü

Daha sonra diş modeli, Rhinoceros yazılımında çalışmada modellenmiş olan implantın, metal alt yapının ve abutmentın üzerine getirildi. Gerekli yerden kesildikten sonra metal alt yapı ile uyumlanması boolean işlemi ile yapıldı ve porselen model elde edilmiş oldu.



Resim 18- Porselen üstyapı modeli

2.3. Metal Altyapı'nın Modellenmesi

Modellenmiş olan metal alt yapıya 0.8 mm kalınlık verilmesi ve bu kalınlığın 2 mm kalınlığındaki porselen iç yüzeyi ile uyumlanması sayesinde metal alt yapı modellendi.



Resim 19- Metal altyapı modeli

2.4. İmplantların ve Abutmentların Modellenmesi

Çalışmada kullanılan 6 farklı implant markası için elde edilen implantlar ve abutmentlar, Nextengine tarayıcısında makro moda 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi.



Resim 20- Nextengine 3 boyutlu tarayıcı

Elde edilen nokta bulutu stl formatında kaydedildi. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros yazılımında açıldı ve burada implantların diğer setlerle uyumu sağlandı.

Kullanılan İmplantlar: 6 adet farklı ticari marka implant; 1. Astra Tech (İsveç) 2. Bego Semados RI-line (Bremen, Almanya) 3. Straumann (Instut Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) 4. Friadent – DENTSPLY Friadent (Almanya) 5. Zimmer - Screw Vent (ABD) 6. SPI (Thommen Medical AG □ Waldenburg, İsviçre) kullanıldı.



Resim 21- Bego implant-abutment modeli



Resim 22- Astra implant-abutment modeli



Resim 23- Friadent implant-abutment modeli



Resim 24- Straumann implant-abutment modeli



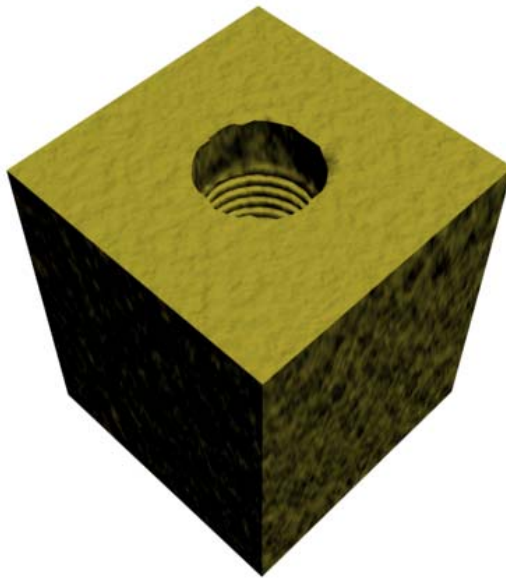
Resim 25- SPI implant-abutment modeli



Resim 26- Zimmer implant-abutment modeli

2.5. Kortikal Kemiğin Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında önce bir kutu modellendi. Kutunun implanta her ekseninde en az 2 mm kalınlıkta olmasına dikkat edildi. Arkasından implantın bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla implant ve kortikal kemik uyumu sağlandı.



Resim 27- Kortikal kemik modeli

Abutment ve implant bağlantısı sabit kabul edildi ve birlikte set oluşturdu. Setlerde kullanılan düğüm ve eleman sayısı tablo 4’de verilmiştir.

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Astra Set	96843	489414
Bego Set	99456	501476
Friadent Set	117883	522885
Straumann Set	90128	436768
SPI Set	98467	498046
Zimmer Set	105789	516123

Tablo 4- Setlerde kullanılan düğüm ve eleman sayısı

2.6. Materyal Özellikleri

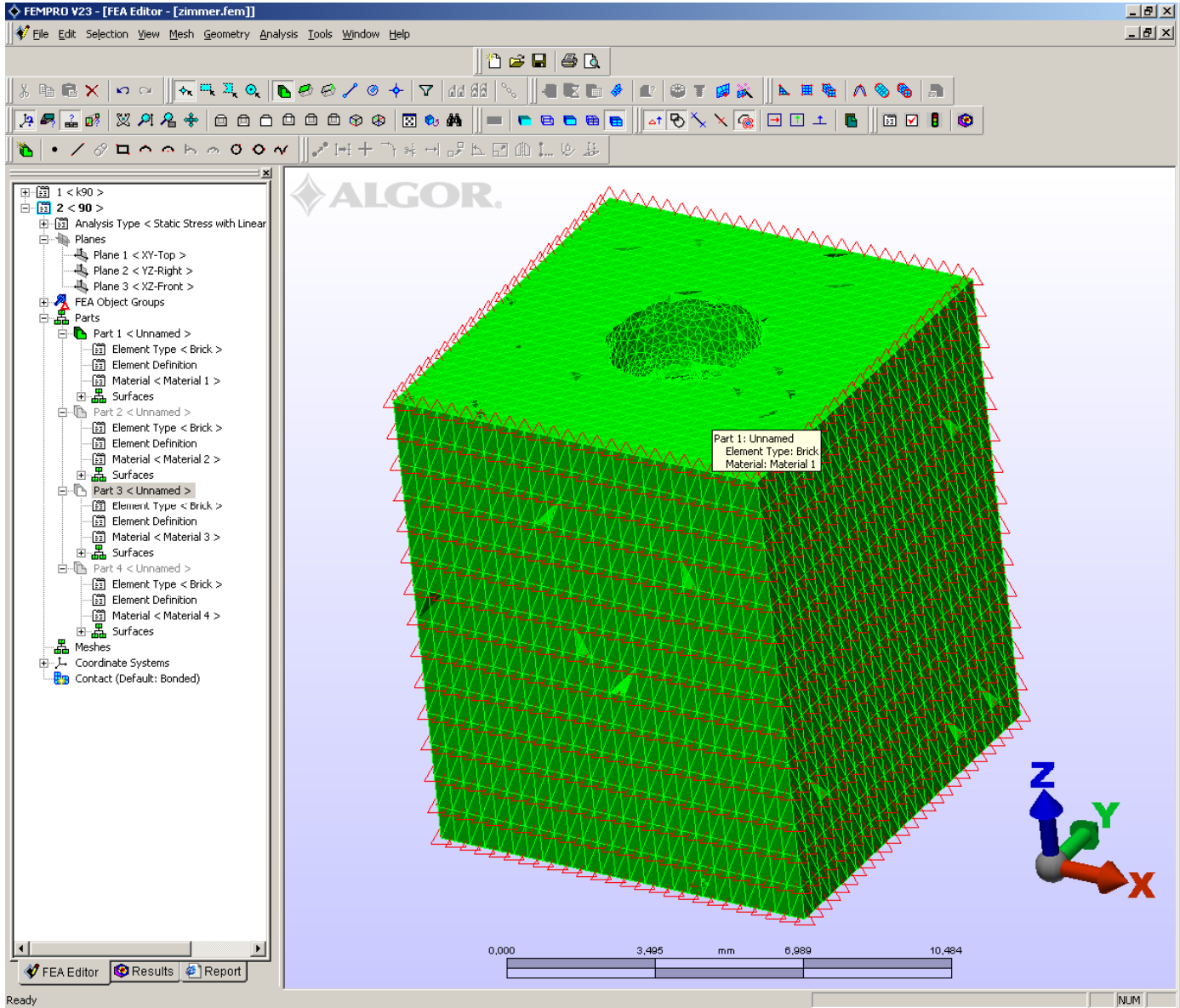
Programda katı cisim özellikleri homojen, izotropik olarak tanımlandı. Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve poisson oranları tablo 5’de verilmiştir.

	Elastiklik Modülü (N/mm ²)	Poisson Oranı
Titanyum	110000	0,33
Krom-Kobalt	206000	0,3
Porselen	60000	0,265
Kortikal	15000	0,3

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri (136,106,183,100)

2.7. Sınır Koşulları

Çalışmada hazırlanan modeller kortikal kemiğin alt ve yan yüzeylerinden sabitlendi. Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemler stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmelidir. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise destekler çevresinde oluşacak streslerinin etkilenmesi söz konusu olacaktır. Bu nedenle implantlar düzlemlerden yaklaşık 2 mm mesafede olacak şekilde konumlandırıldı. Modellerde 6 serbestlik dereceli tetrahedral eleman tipi kullanıldı.

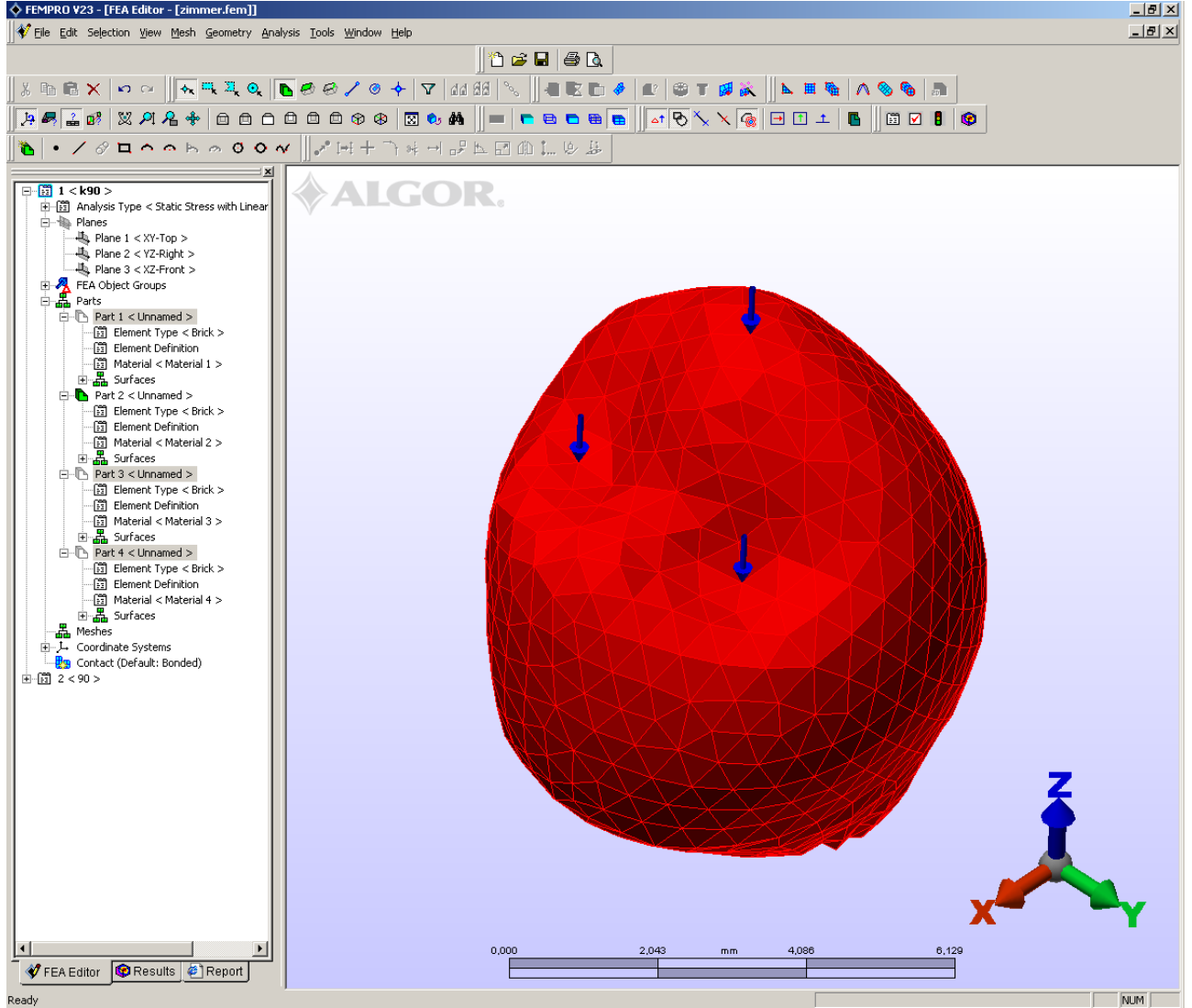


Resim 28- Sınır koşullarının bilgisayarda belirlenmesi

2.8. Yükleme ve Stres Analizleri

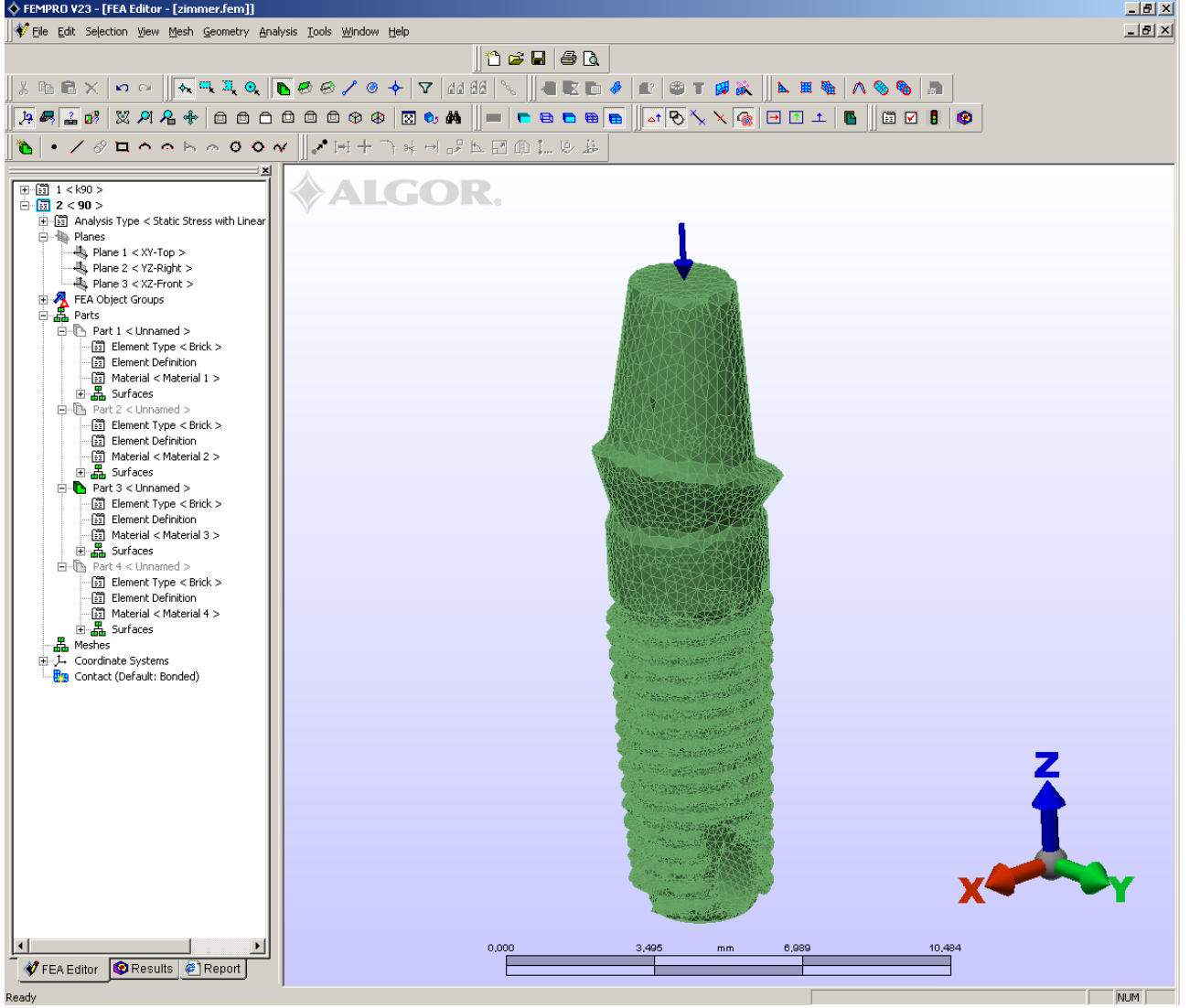
Çalışmada iki farklı senaryoda kuvvet uygulaması yapıldı. İlk senaryoda ortalama çiğneme kuvveti olan 300 Newton, kurunun bukkal tüberkülünden, distal fossasından ve

mezial fossasından 100'er Newton olmak üzere üç noktadan uygulandı (171). Kuvvetler implant doğrultusuna dik olacak şekilde yönlendirildi.



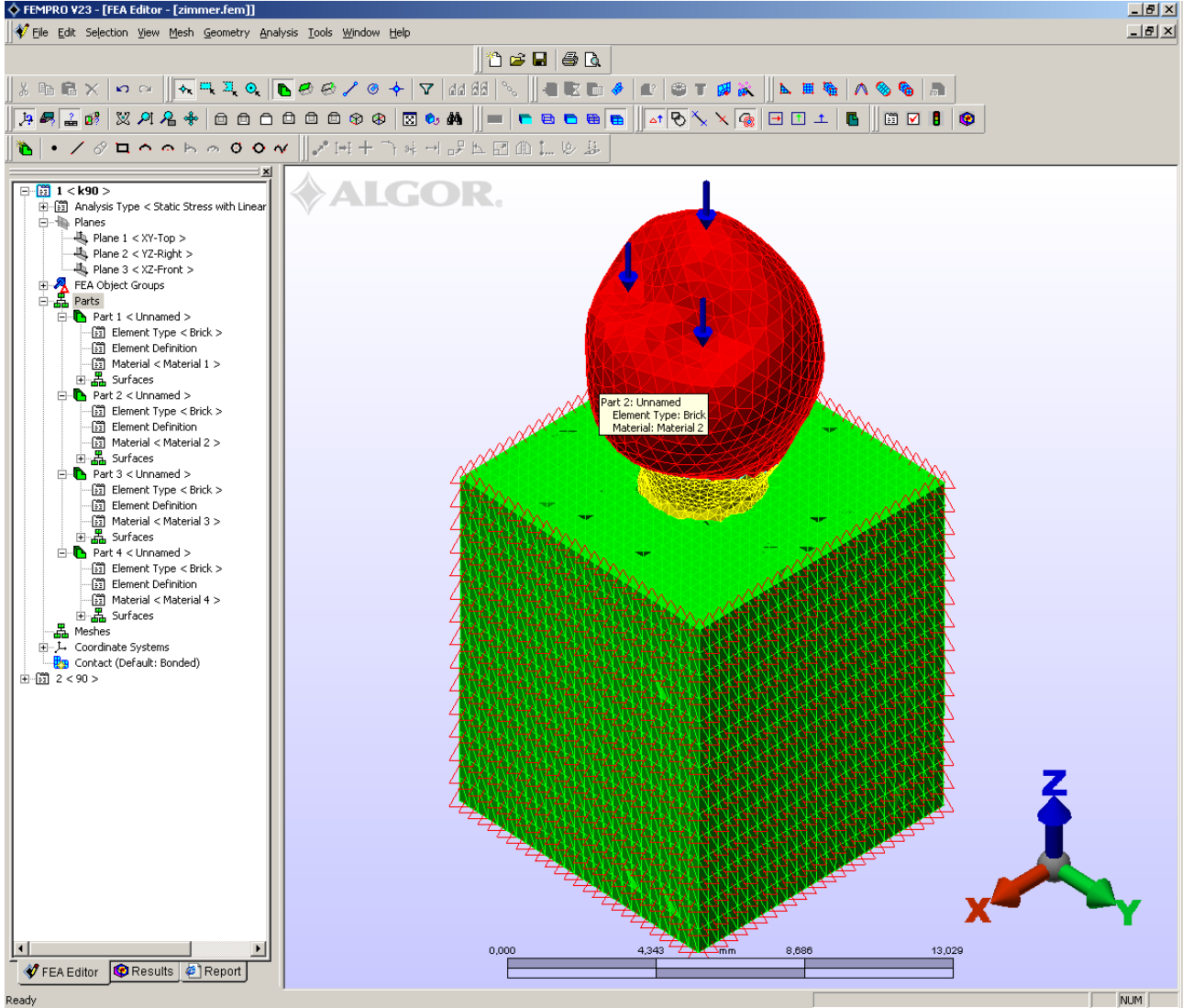
Resim 29- Uygulanan kuvvetlerin bilgisayar kuron modelde noktaları

İkinci senaryoda abutment üzerinden 300N'luk implant doğrultusuna paralel yük uygulaması yapıldı.



Resim 30- Uygulanan kuvvetin bilgisayar abutment-implant modelde noktası

Bu sayede setler analize hazır hale getirildi;



Resim 31- Uygulanan kuvvetin bilgisayar kuron-kemik modeli

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analiz yapılması

söz konusu olmadı. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres (asal gerilme) denir. Principle Stres; maksimum principle stres (maksimum asal gerilme), intermediate principle stres (orta asal gerilme) ve minimum principle stres (minimum asal gerilme) olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir (165).

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur (165).

Coulomb kriterine göre malzemenin kırılması maksimum kayma gerilmesine bağlı olduğu gibi aynı zamanda malzemenin iç sürtünme kuvvetlerine de bağlıdır. Bu katsayılar basit çekme ve basit basma deneyleri ile bulunurlar. Bu kriter gevrek malzemeler için oldukça kullanışlı bir kriterdir. Maksimum principle stres, minimum principle stres, malzemenin çekme (σ_0) ve basma (σ_{oc}) mukavemet değerleri kullanılarak hesaplanır;

$$\sigma_1 / \sigma_0 - \sigma_3 / \sigma_{oc} = 1$$

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma_{vm} = \sqrt{1/2 [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2]}$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca von Mises stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir (68).

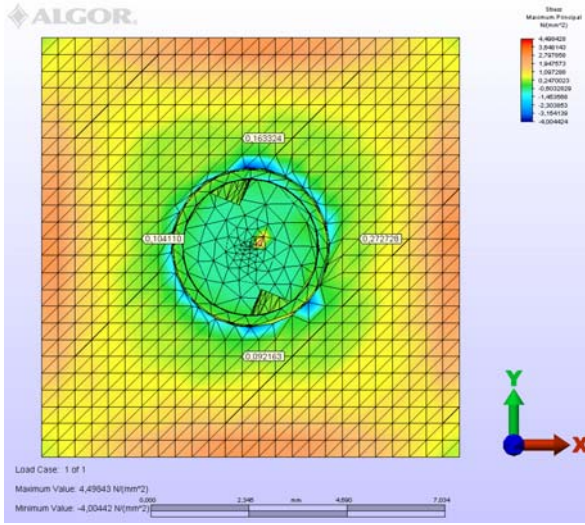
BÖLÜM III

BULGULAR

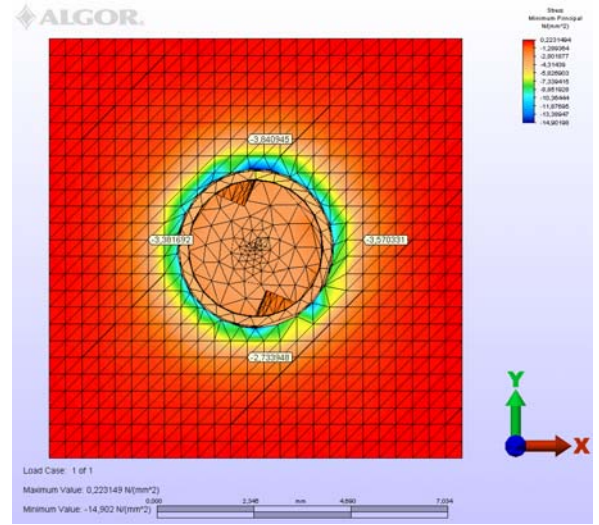
Analiz sonucunda elde edilen bulgular, implant, abutment, metal altyapı ve seramik üstyapılar olmak üzere sert malzemelerde von Mises gerilme değeri olarak incelenirken, kemik gibi kırılğan yapıya sahip malzemede ise asal gerilmeler, belirlenen noktalarda ve gerilmenin yoğun olduğu bölgelerde değerlendirildi. Hesaplamalar sonucunda kortikal kemikteki maksimum gerilme değerlerinin yoğunlaştığı bölgelerden, her bir implant dizynını karşılaştıracak şekilde matematiksel olarak Coulomb değeri de incelendi. Rakamsal olarak elde edilen gerilme değerleri sadece kemik dokusunda hesaplanırken, diğer yapılardaki gerilme dağılımları ve yoğunlaşmaları görsel olarak yorumlandı. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar ve görsel bulgular, herbir yapıyı kapsayacak şekilde irdelendi.

3.1. Kortikal Kemikteki Gerilme Dağılımı

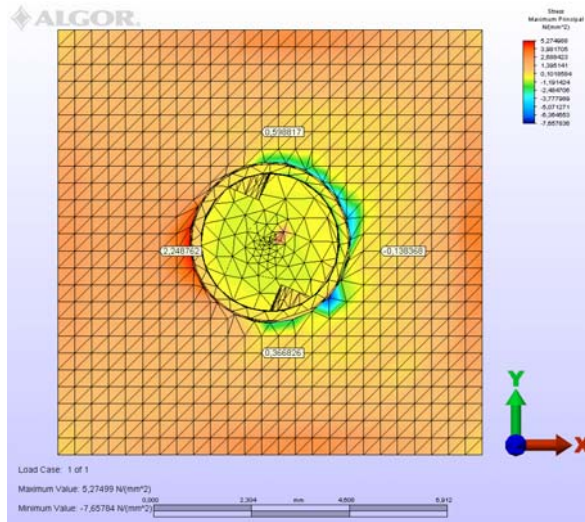
Çalışmanın amacına uygun olarak implant dizaynlarının kemik dokusundaki gerilme dağılımına etkisi herbir implant için kemikten eşit uzaklıktan elde edilen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri elde edilerek ölçüldü. Bu değerler abutment'ten ve kurondan verilen kuvvetler için ayrı ayrı irdelendi. Astra marka implantın abutment'ten ve kurondan uygulanan kuvvetlerin maksimum ve minimum asal gerilme görüntüleri sırası ile resim 32 a, b ve 33 a, b'de verildi.



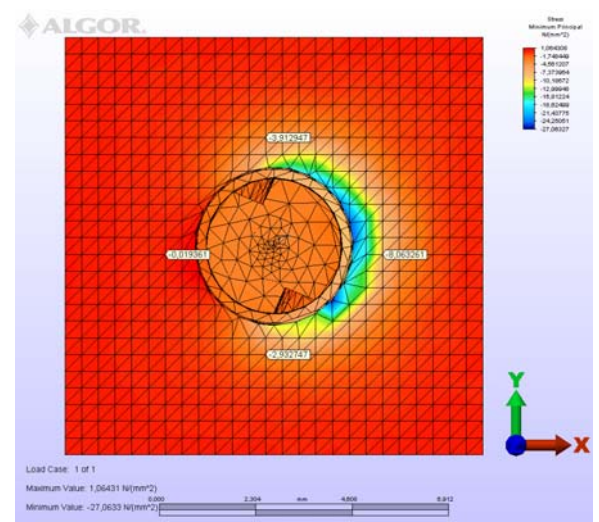
Resim 32 a- Mak. asal gerilme (Astra- abutment)



Resim 32 b- Min. asal gerilme (Astra- abutment)



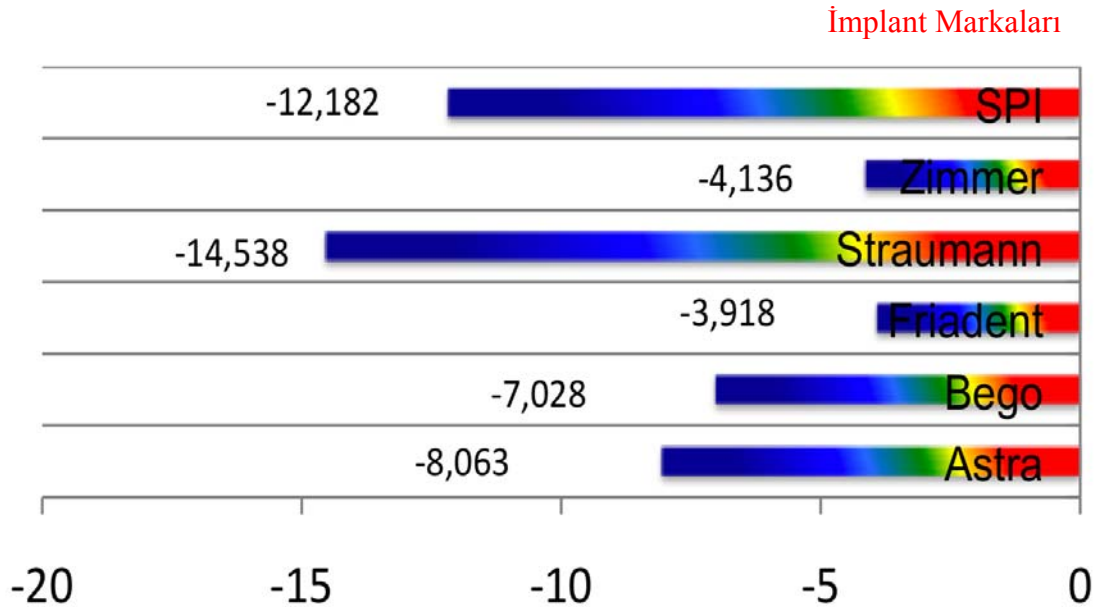
Resim 33 a- Mak. asal gerilme (Astra- kuron)



Resim 33 b- Min. asal gerilme (Astra- kuron)

Abutment'ten uygulanan kuvvet sonucunda kemikten elde edilen değerlerde bukkal, lingual, mezial ve distal noktalarda benzer sonuçlar bulundu. Diğer implantlarda da bu sonuca benzer neticeler elde edildi. Fakat kurondan uygulanan kuvvet sonucu elde edilen bulgularda maksimum ve minimum asal gerilmeler yönünden lingual ve bukkal noktalarda büyük farklar tespit edildi. Bu farklar lingual bölgede sıkışma gerilmesinin fazla olmasına

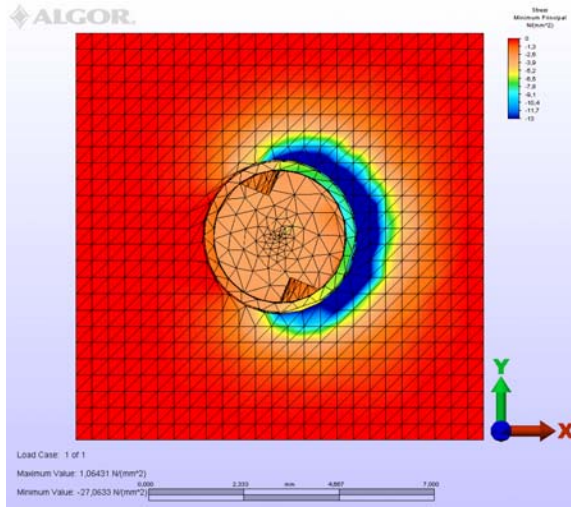
bağlı olarak minimum asal gerilme değerinin büyük bulunması, bukkal bölgede ise bunun aksine çekme gerilmesine bağlı olarak maksimum asal gerilme değerinin yüksek bulunmasına neden olmaktadır. Meziyal ve distal noktalardan elde edilen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri bir birine oldukça yakın bulundu. Bu sonuç tüm implant markalarında benzerlik göstermektedir. Çalışmadaki implantların maksimum ve minimum asal gerilme değerleri "Microsoft Excel" programına yüklenerek birbirlerine göre orantısal farklılıkları grafiksel olarak değerlendirildi. Grafik 1'de çalışmada kullanılan 6 farklı dizayna sahip implantın lingual bölgesinden elde edilen minimum asal gerilme değerleri ve birbirlerine olan oranları görülmektedir. Grafikte de görüleceği gibi en yüksek minimum asal gerilme değeri $-14,538 \text{ N/mm}^2$ ile STRAUMANN marka implantta, sırası ile $-12,182 \text{ N/mm}^2$ SPI, $-8,063 \text{ N/mm}^2$ ASTRA, $-7,028 \text{ N/mm}^2$ BEGO, $-4,136 \text{ N/mm}^2$ ZIMMER, $-3,918 \text{ N/mm}^2$ FRIADENT olmaktadır.



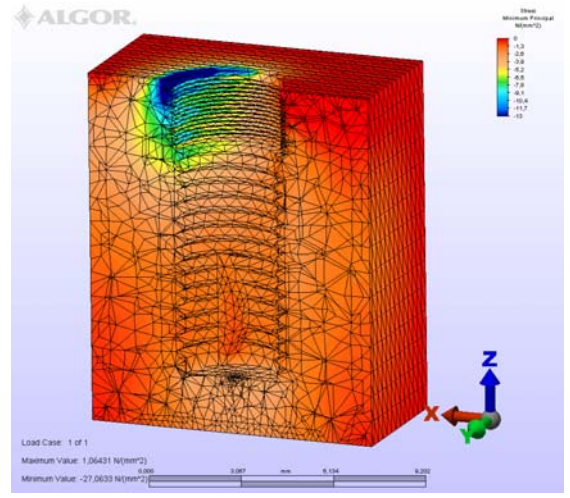
Minimum Asal gerilme (N/(mm²))

Grafik 1- Lingual bölgeden elde edilen minimum asal gerilme değerleri

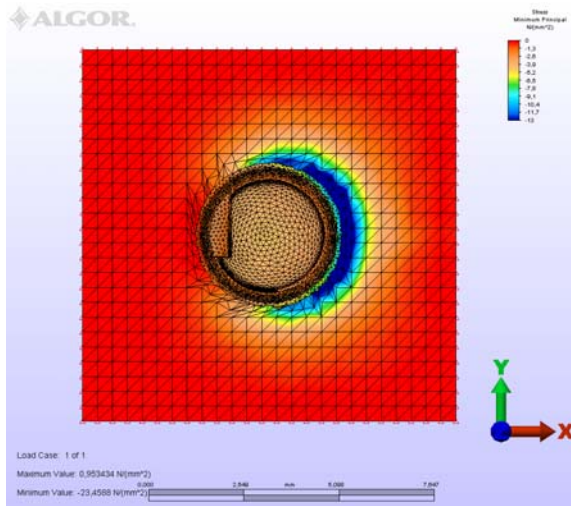
Resim 34-a,b Astra, 35-a,b Bego, 36-a,b Friadent, 37-a,b SPI, 38-a,b Zimmer, 39-a,b Straumann marka implantların minimum asal gerilme görüntüleri verildi. Koordinatlarda, 'x' oku lingual bölgeyi ifade etmektedir. Resimlerde de görüleceği gibi en yüksek minimum asal gerilme, lingual bölgede oluşmaktadır.



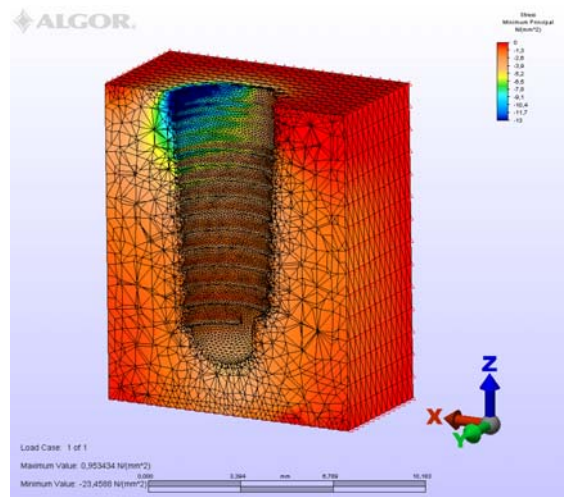
Resim 34 a- Min. asal gerilme 2b görüntü (Astra)



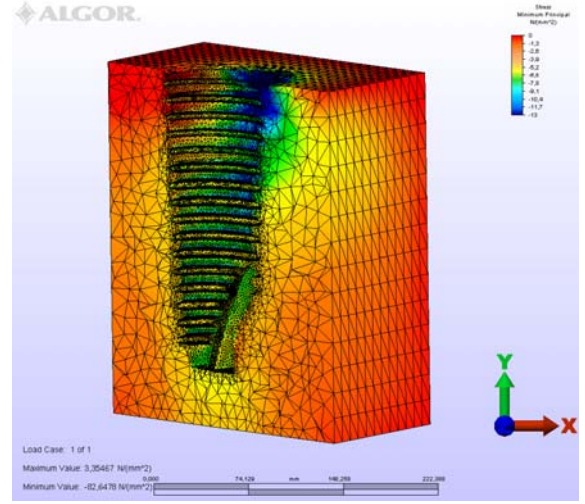
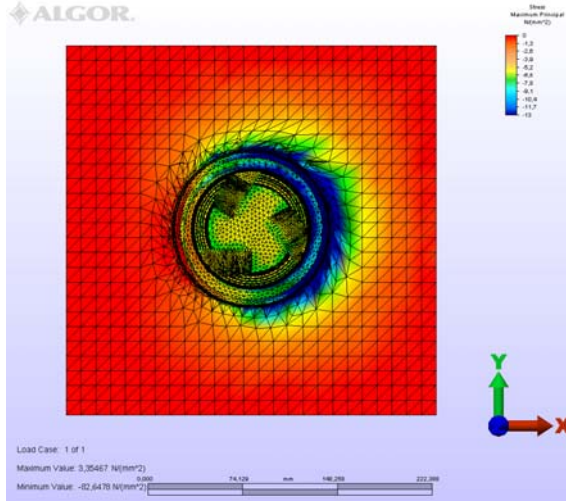
Resim 34 b- Min. asal gerilme 3b görüntü (Astra)



Resim 35 a- Min. asal gerilme 2b görüntü (Bego)

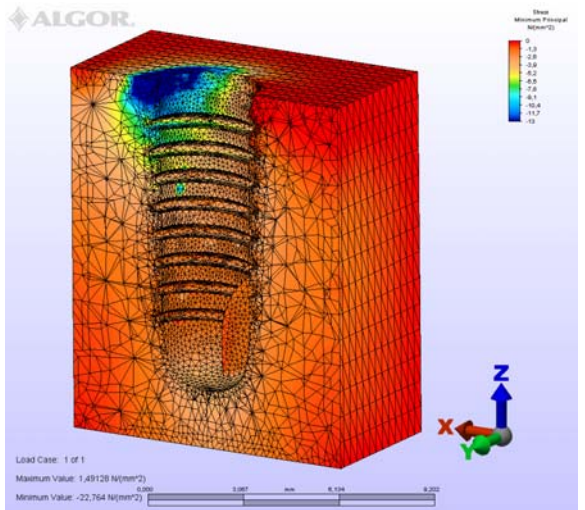
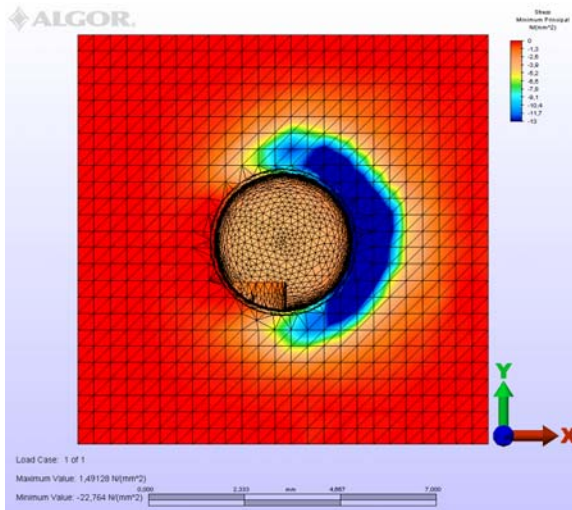


Resim 35 b- Min. asal gerilme 3b görüntü (Bego)



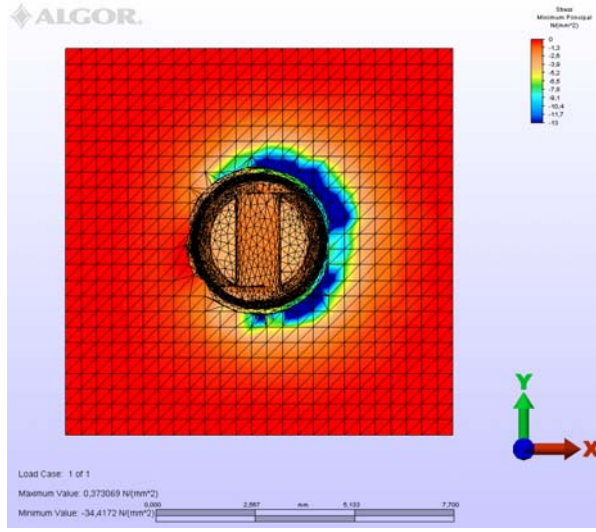
Resim 36 a- Min. asal gerilme 2b görüntü (Friadent)

Resim 36 b- Min. asal gerilme 3b görüntü (Friadent)

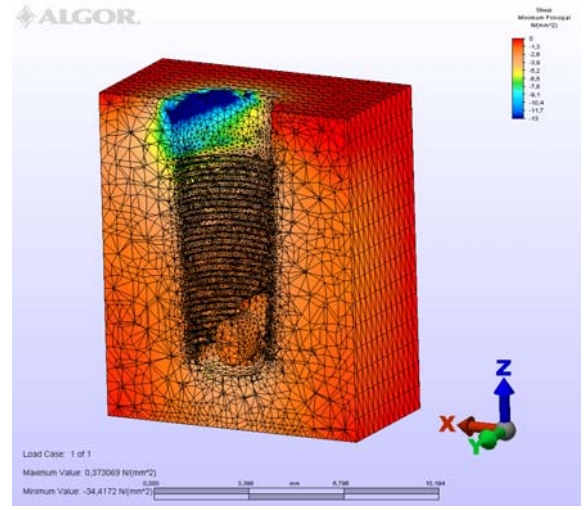


Resim 37 a- Min. asal gerilme 2b görüntü (SPI)

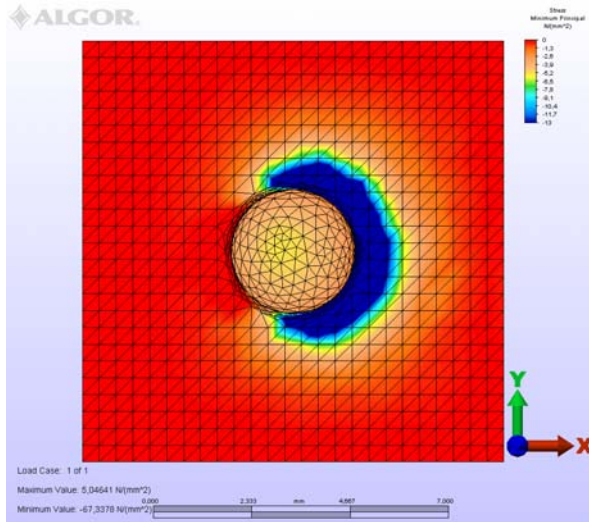
Resim 37 b- Min. asal gerilme 3b görüntü (SPI)



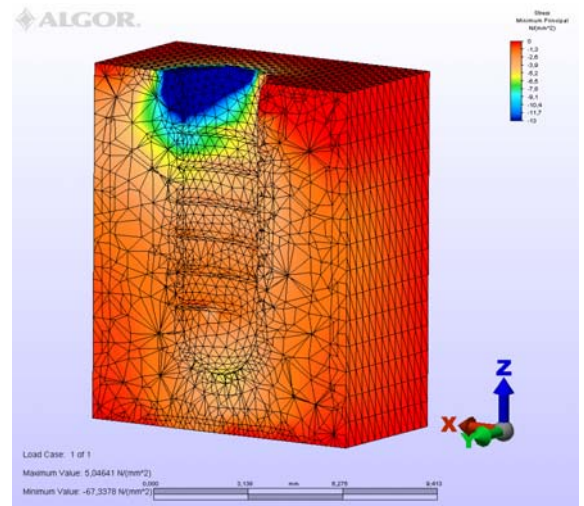
Resim 38 a-Min. asal gerilme 2b görüntü (Zimmer)



Resim 38 b-Min. asal gerilme 2b görüntü (Zimmer)



Resim 39a-Min. asal gerilme 2b görüntü (Straumann)

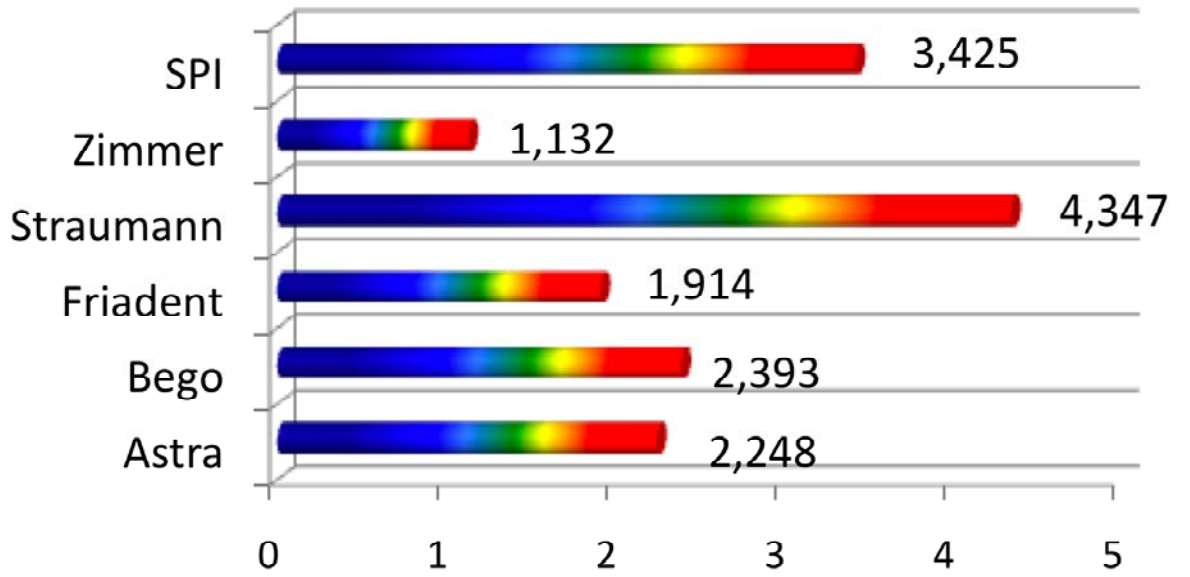


Resim 39b-Min. asal gerilme 2b görüntü (Straumann)

Grafik 2-de çalışmada kullanılan 6 farklı dizayna sahip implantın bukkal bölgesinden elde edilen maksimum asal gerilme değerleri ve birbirlerine olan oranları görülmektedir.

Grafikte de görüleceği gibi en yüksek maksimum asal gerilme değeri $4,347 \text{ N/mm}^2$ ile STRAUMANN marka implantta, sırası ile $3,425 \text{ N/mm}^2$ SPI, $2,393 \text{ N/mm}^2$ BEGO, $2,248 \text{ N/mm}^2$ ASTRA, $1,914 \text{ N/mm}^2$ FRIADENT, $1,132 \text{ N/mm}^2$ ZIMMER olmaktadır.

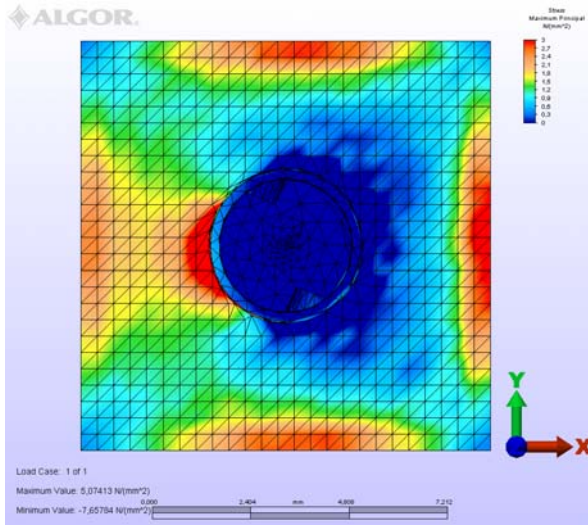
İmplant Markaları



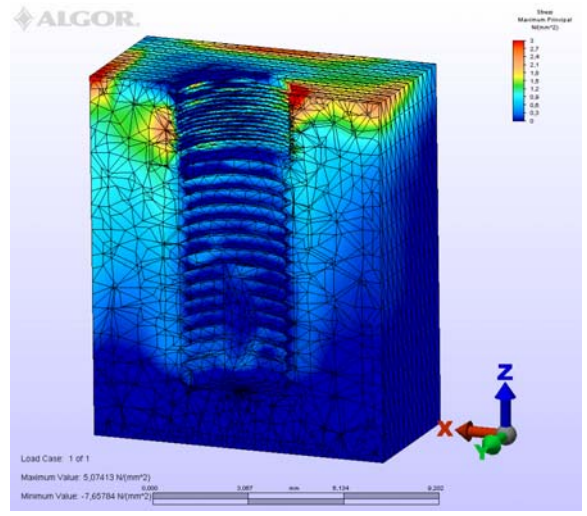
Maksimum Asal gerilme (N/(mm²))

Grafik 2: Bukkal bölgeden elde edilen maksimum asal gerilme değerleri

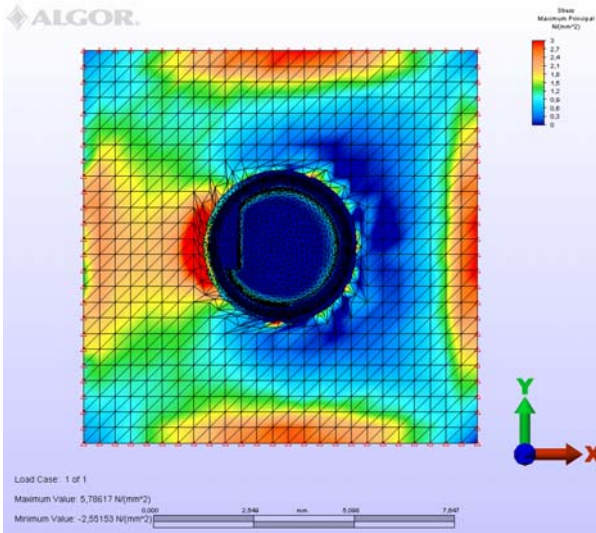
Resim 40 a,b- Astra, 41 a,b- Bego, 42 a,b- Friadent, 43 a,b- SPI, 44 a,b- Zimmer, 45 a,b- Straumann marka implantların maksimum asal gerilme görüntüleri verildi. Koordinatlarda, 'x' oku lingual bölgeyi ifade etmektedir. Resimlerde de görüleceği gibi en yüksek maksimum asal gerilme, bukkal bölgede oluşmaktadır.



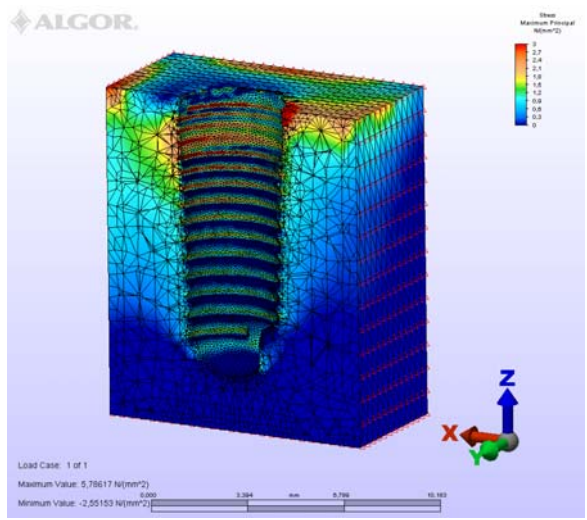
Resim 40 a- Mak. asal gerilme 2b görüntü (Astra)



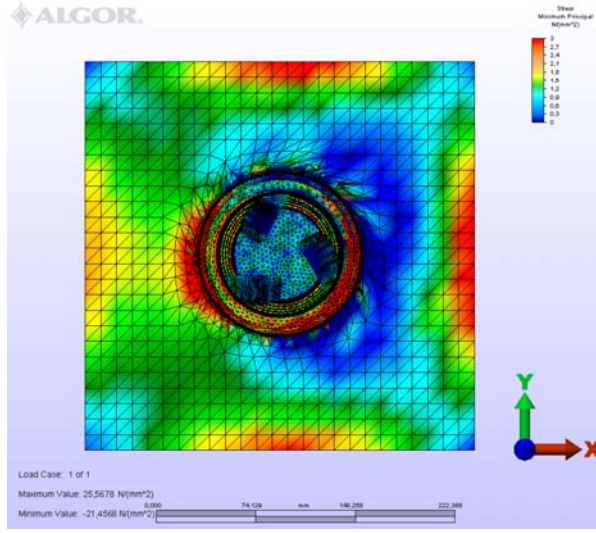
Resim 40 b- Mak. asal gerilme 3b görüntü (Astra)



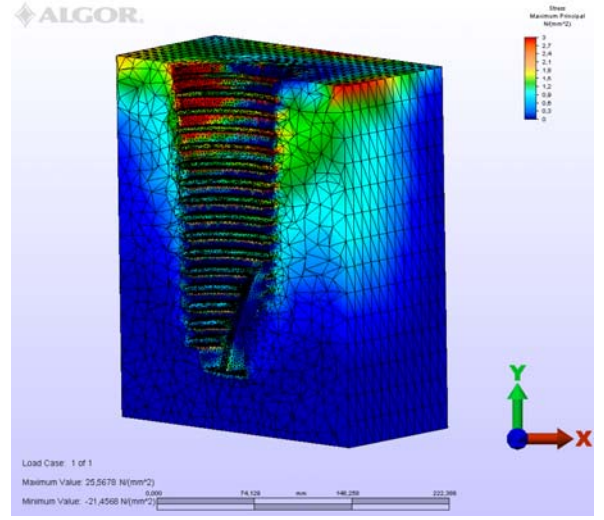
Resim 41 a- Mak. asal gerilme 2b görüntü (Bego)



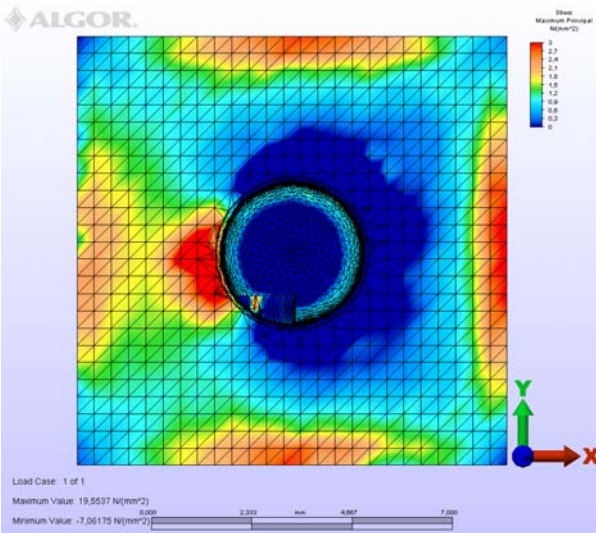
Resim 41 b- Mak. asal gerilme 3b görüntü (Bego)



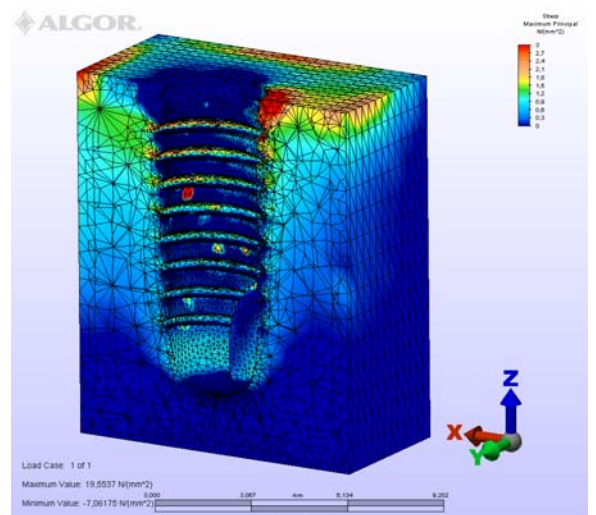
Resim 42 a- Mak. asal gerilme 2b görüntü (Friadent)



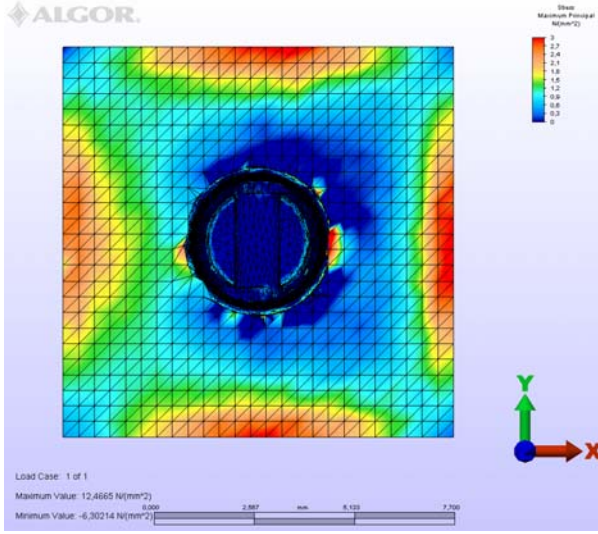
Resim 42 b- Mak. asal gerilme 3b görüntü (Friadent)



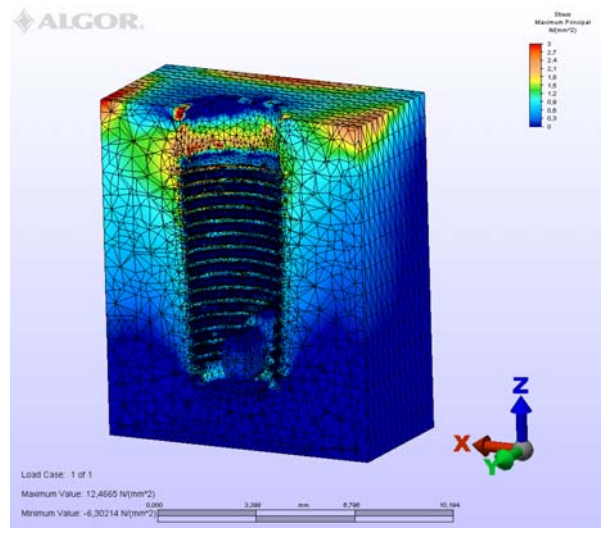
Resim 43 a- Mak. asal gerilme 2b görüntü (SPI)



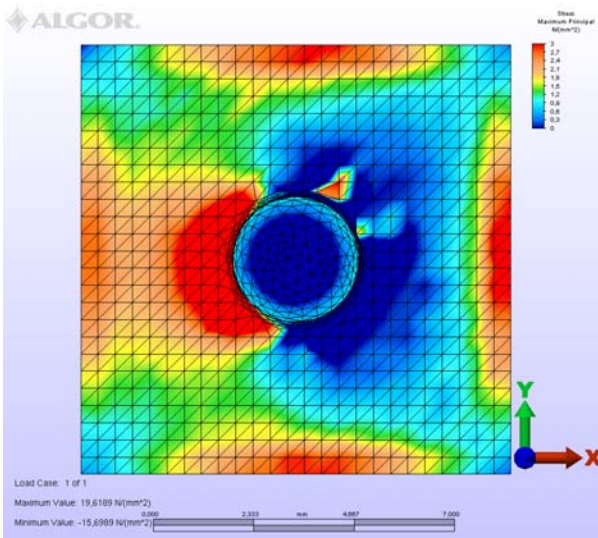
Resim 43 b- Mak. asal gerilme 3b görüntü (SPI)



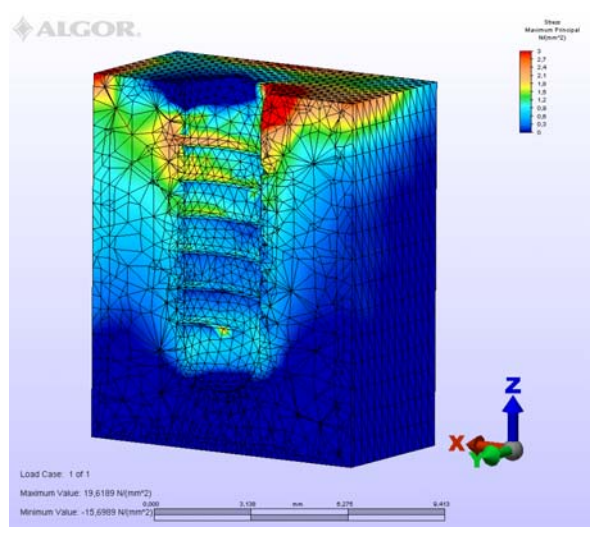
Resim 44 a- Mak. asal gerilme 2b görüntü (Zimmer)



Resim 44 b- Mak. asal gerilme 3b görüntü (Zimmer)



Resim 45 a- Mak. asal gerilme 2b görüntü (Straumann)

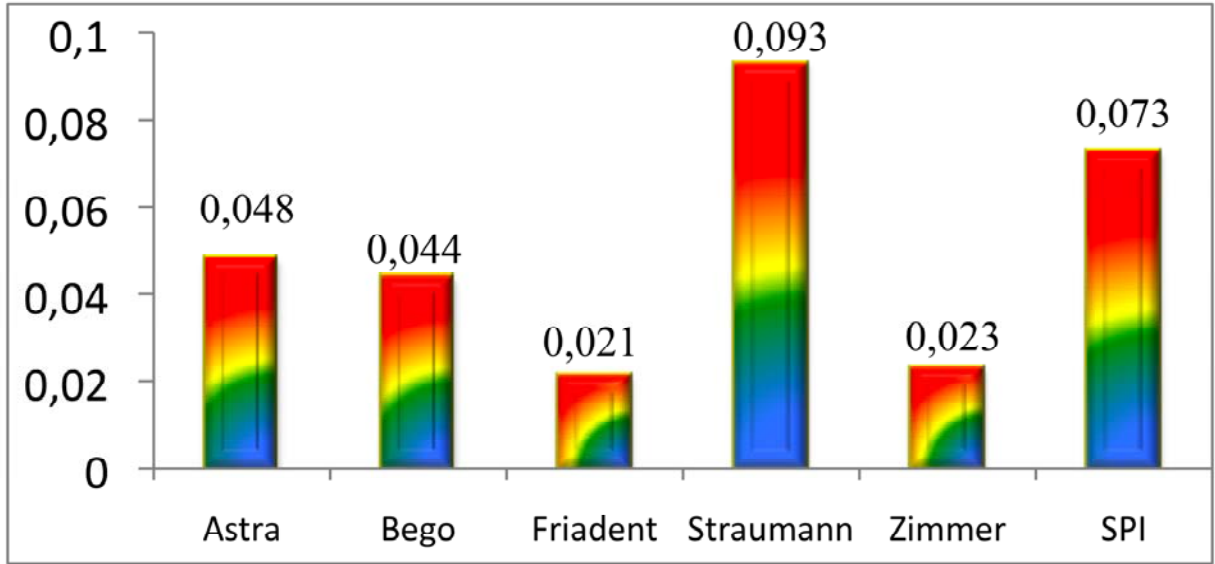


Resim 45 b- Mak. asal gerilme 3b görüntü (Straumann)

Kortikal kemikteki belirlenmiş 4 noktadan elde edilen maksimum ve minimum asal

gerilme değerlerinin ayrı ayrı hesaplanması sonucunda Coulomb değerinin tüm implantlarda en fazla lingual bölgede olduğu görüldü. Hesaplamada kullanılan kortikal kemiğin çekme gerilme dayanımı ve basma gerilme dayanımı literatürden temin edildi (68). Bundan dolayı Coulomb değerinin grafiksel hesaplanması ve implant markalarına göre karşılaştırılması sadece lingual bölgeden elde edilen verilerle yapıldı. Grafik 3-de implant markalarının birbirlerine oranları ve rakamsal olarak Coloumb değerleri görülmektedir.

Coulomb Değeri (S1/So-S3/Soc)

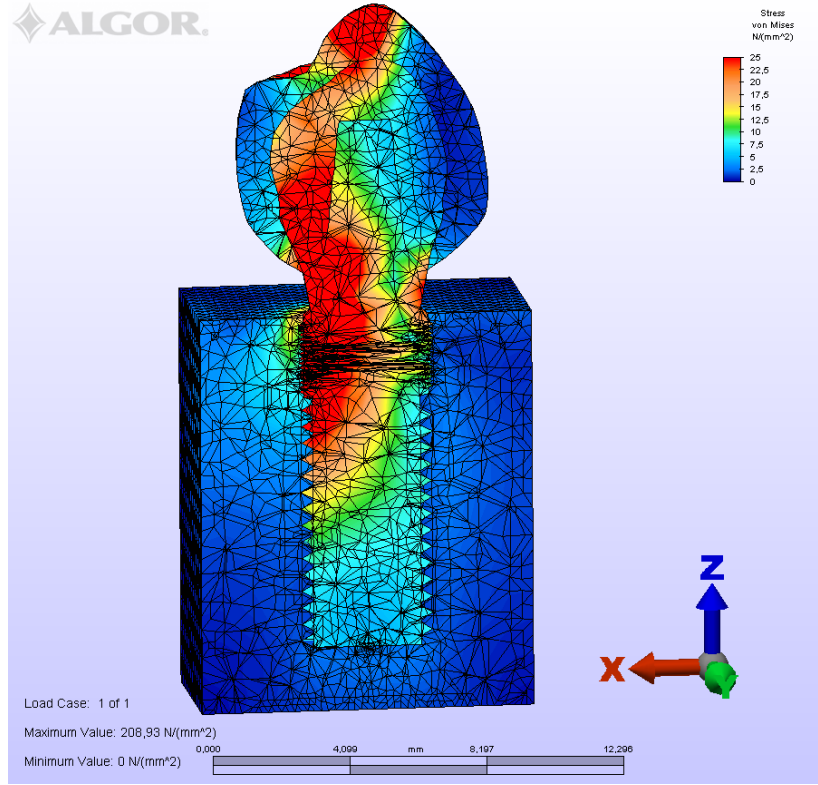


İmplant Markaları

Grafik 3- Lingual bölgeden hesaplanan Coulomb değeri

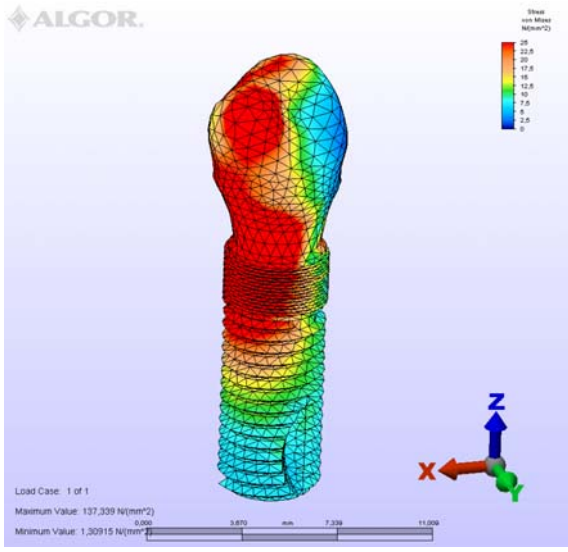
3.2. Seramik Üstyapı ve Metal Altyapıdaki Gerilme Dağılımı

Kırılgan yapıya sahip olmayan malzemelerde von Mises gerilme değeri kullanılmaktadır. Tüm implant markalarında benzer olarak, seramik üstyapıda von Mises gerilmesi kuvvetin uygulandığı bukkal tüberkül, meziyal ve distal fossalar bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Resim 46-da örnek olarak Astra marka implantın kuronlu modellenmesi gösterilmektedir.

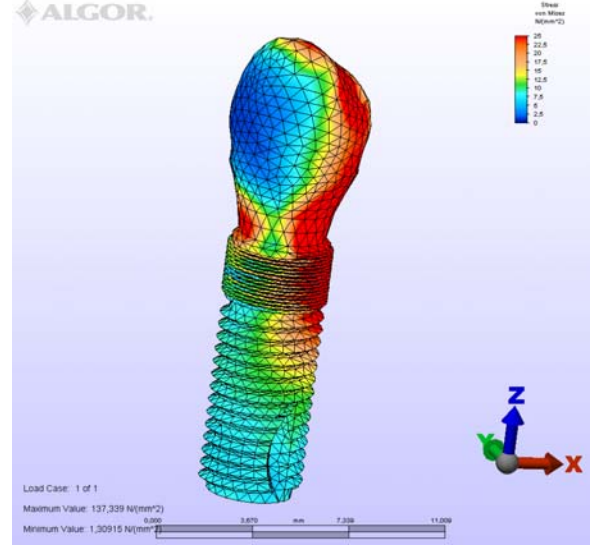


Resim 46- Metal altyapılı seramik kuron (Astra)

Metal altyapıda von Mises gerilmesi bukkal-okluzal, lingual-okluzal ve lingual yüzde yoğunlaşmaktadır. Bu gerilme alanları çalışmada kullanılan tüm implant markaları için benzerlik gösterdi. Resim 47 a, b'de Astra marka implantın metal altyapılı görüntüsü görülmektedir. Koordinatlarda, 'x' oku lingual bölgeyi ifade etmektedir.



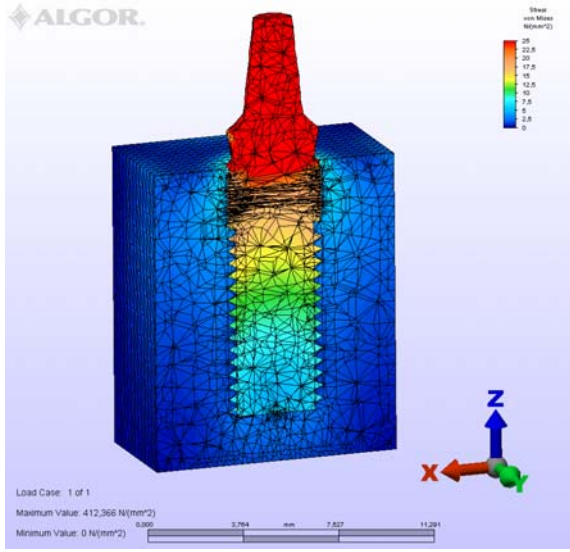
Resim 47 a- Gerilmenin ling. Görünümü (Astra)



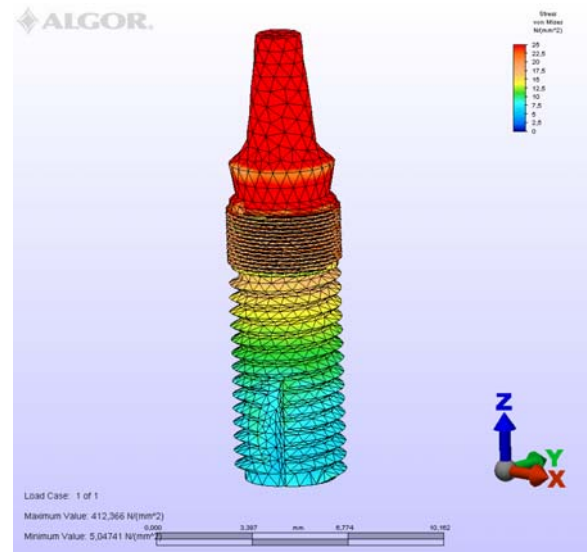
Resim 47 b- Gerilmenin buk. görünümü (Astra)

3.3. İmplant ve Abutmentte Gerilme Dağılımı

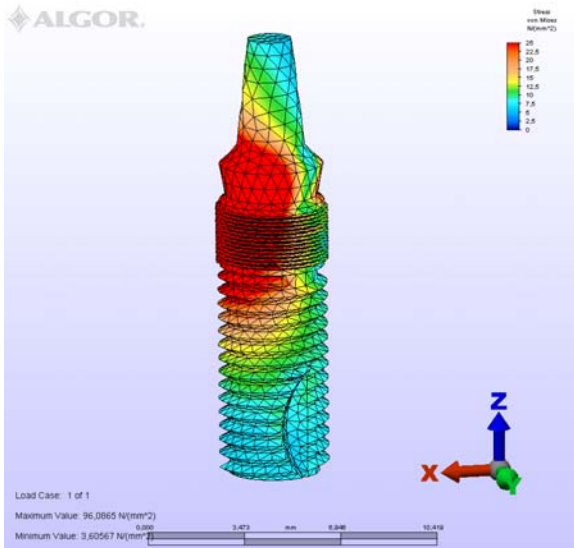
İmplantlar ve abutmentler tek parça olarak modellendi ve tek tek analizleri yapıldı. Burada gerilme dağılımına etki eden nedenleri daha iyi anlayabilmek amacıyla implanta hem abutment'ten hem de kurondan kuvvet verildi. Bunun sonucunda hem implantın hem de abutmentin dizayn farklılıklarının neden olduğu gerilme dağılımları daha net olarak anlaşıldı. Resim 48 a, b(abutment), 48 c, d (kuron) ASTRA; 49 a, b (abutment), 49 c, d(kuron) BEGO; 50 a, b(abutment), 50 c,d(kuron) FRIADENT; 51 a, b (abutment), 51 c,d(kuron) SPI; 52 a,b(abutment), 52 c, d(kuron) STRAUMANN; 53 a, b(abutment), 53 c, d(kuron) ZIMMER marka implantların abutment'ten ve kurondan uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilme dağılımının farklı açılardan görüntüleri görülmüktedir. Koordinatlarda, 'x' oku lingual bölgeye ifade etmektedir (Friadent hariç).



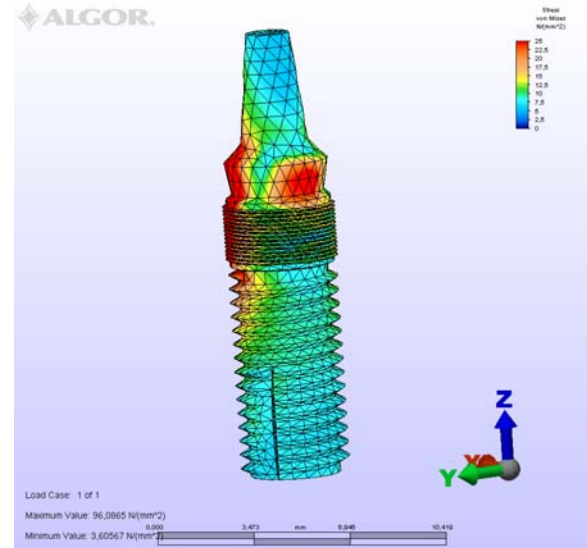
Resim 48 a- Gerilmenin abut.(a) görünümü (Astra)



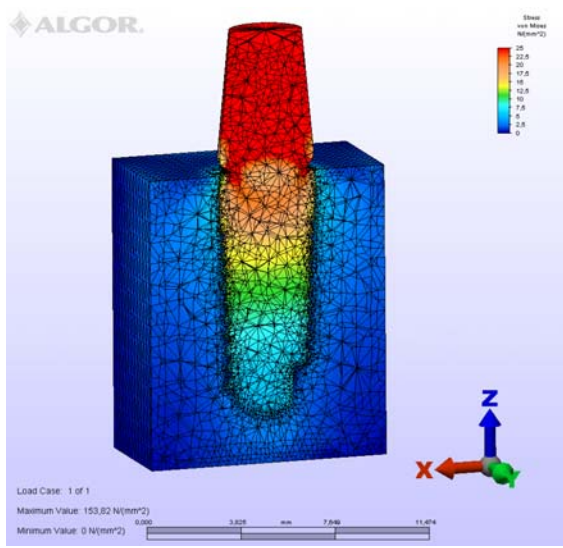
Resim 48 b- Gerilmenin abut.(b) görünümü (Astra)



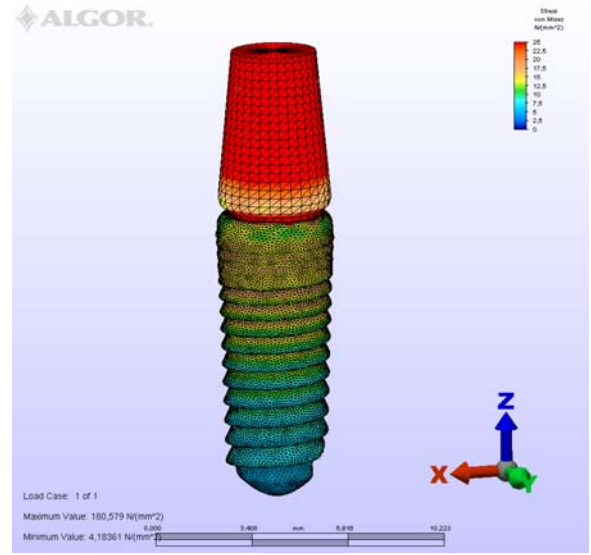
Resim 48 c- Gerilmenin kuron (c) görünümü (Astra)



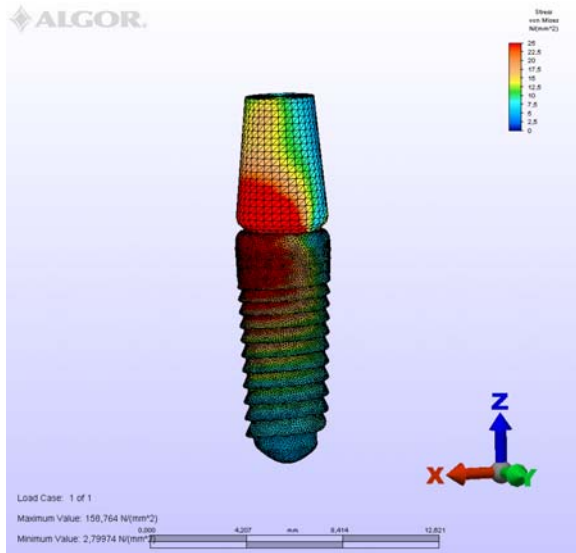
Resim 48 d- Gerilmenin kuron (d) görünümü (Astra)



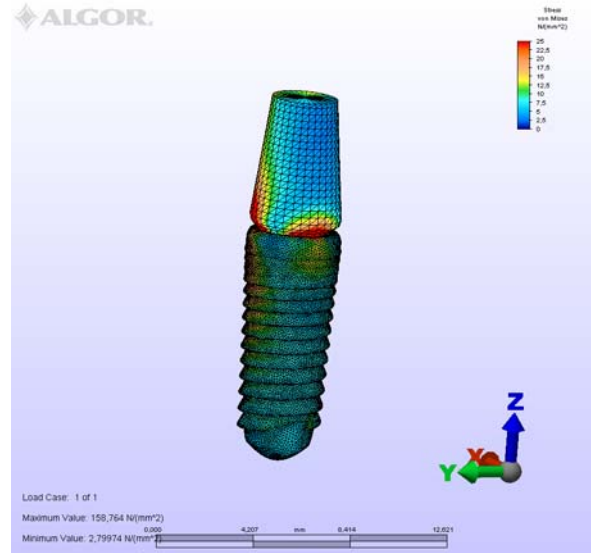
Resim 49 a- Gerilmenin abut. (a) görünümü (Bego)



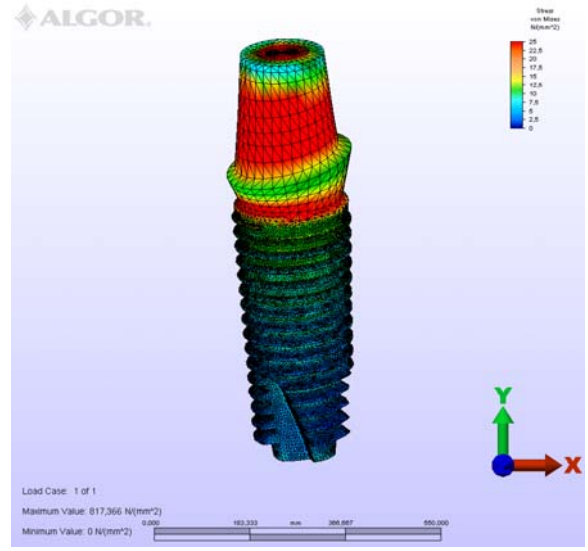
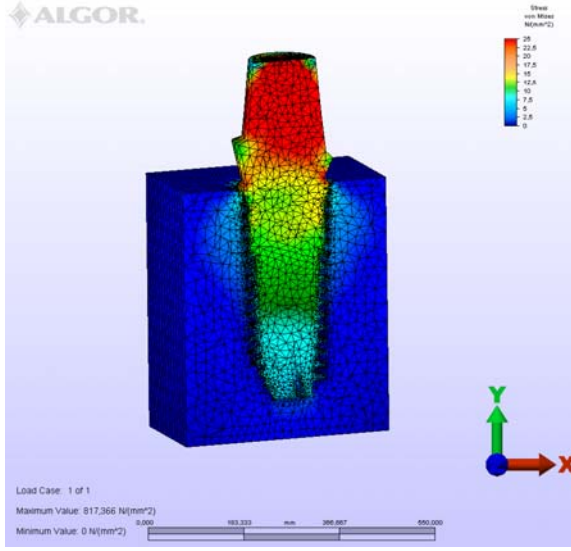
Resim 49 b- Gerilmenin abut. (b) görünümü (Bego)



Resim 49 c- Gerilmenin kuron (c) görünümü (Bego)

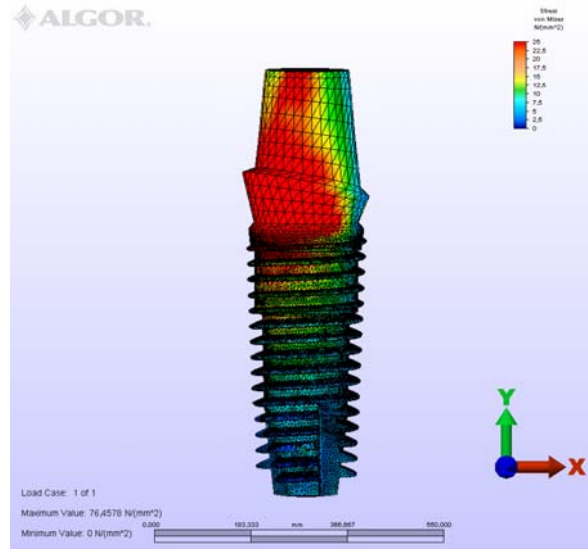
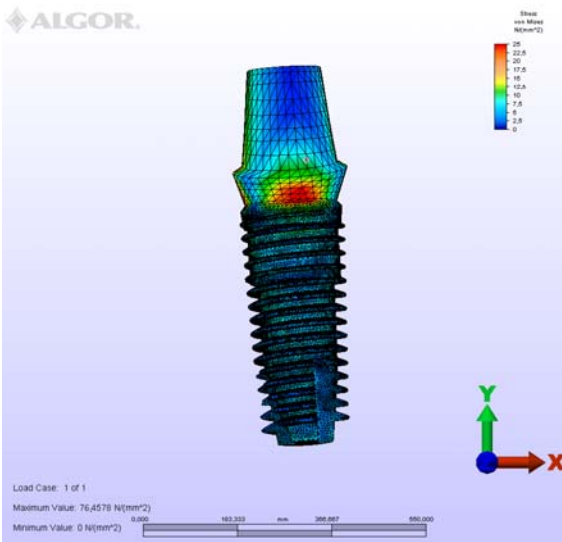


Resim 49 d- Gerilmenin kuron (d) görünümü (Bego)



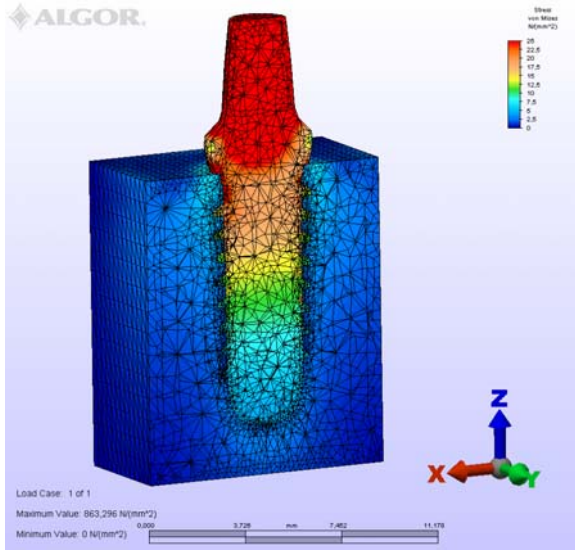
Resim 50 a- Gerilmenin abut. (a) görünümü (Friadent)

Resim 50 b- Gerilmenin abut. (b) görünümü (Friadent)

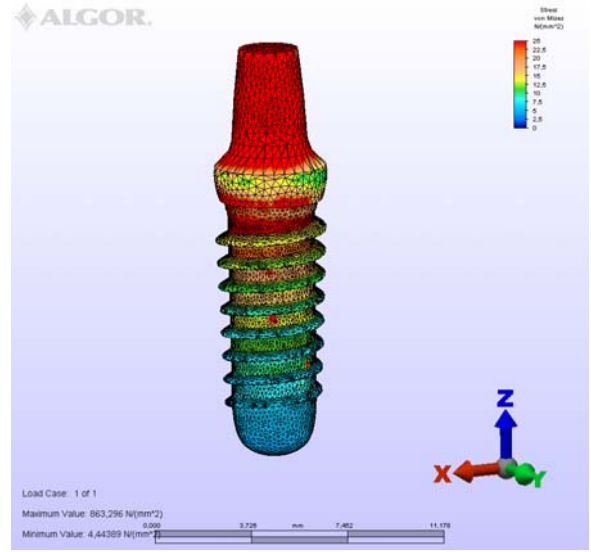


Resim 50 c- Gerilmenin kuron (c) görünümü (Friadent)

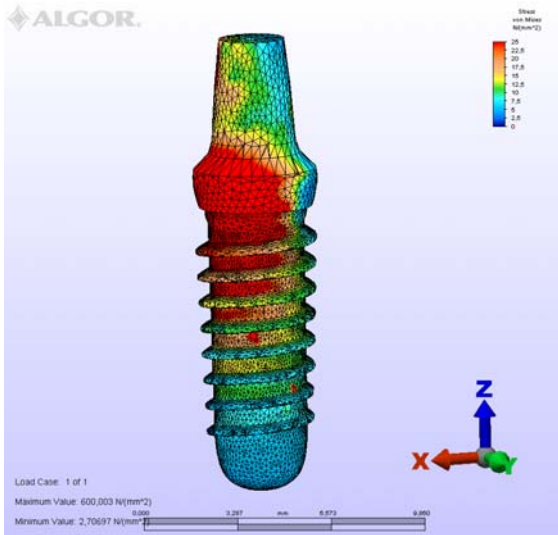
Resim 50 d- Gerilmenin kuron (d) görünümü (Friadent)



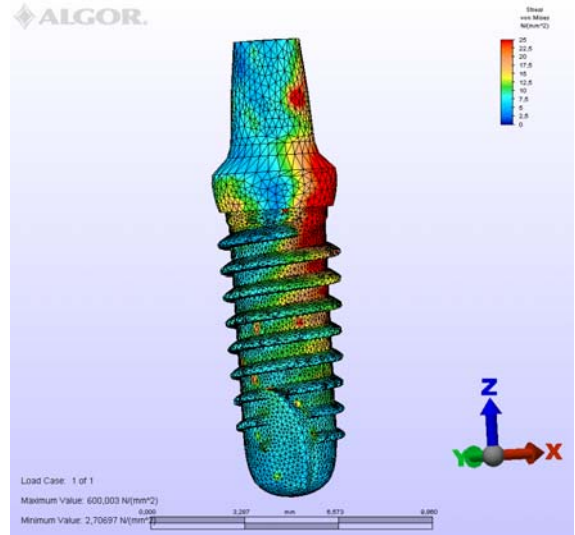
Resim 51 a- Gerilmenin abut. (a) görünümü (SPI)



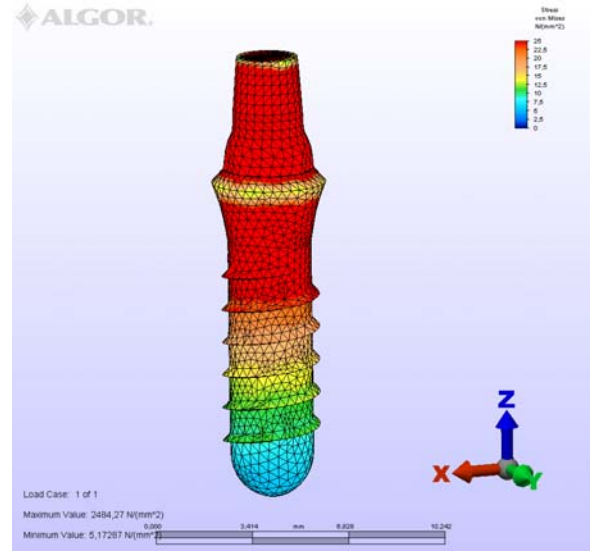
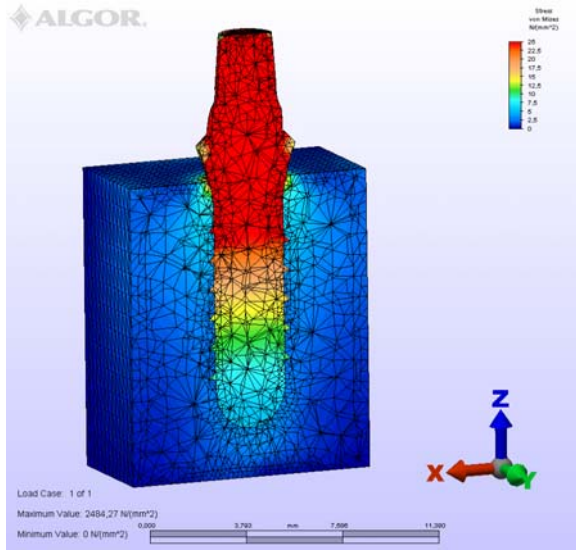
Resim 51 b- Gerilmenin abut. (b) görünümü (SPI)



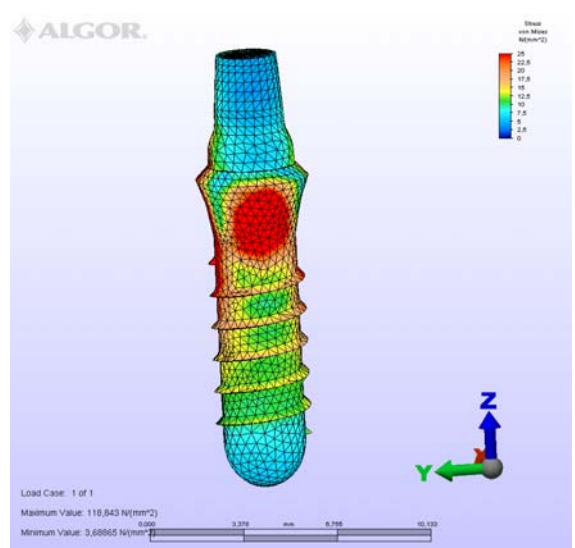
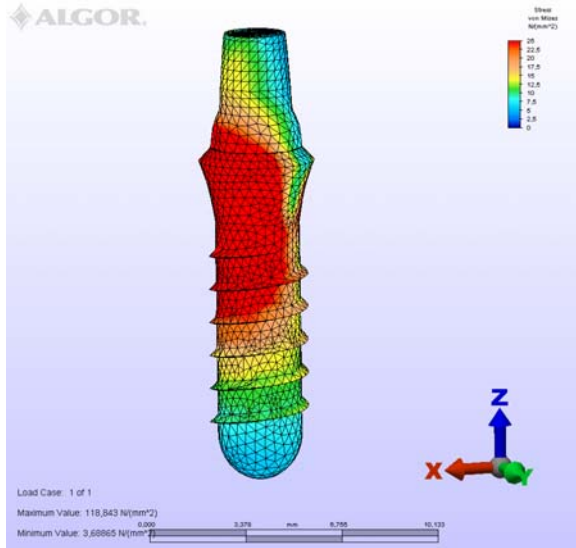
Resim 51 c- Gerilmenin kuron (c) görünümü (SPI)



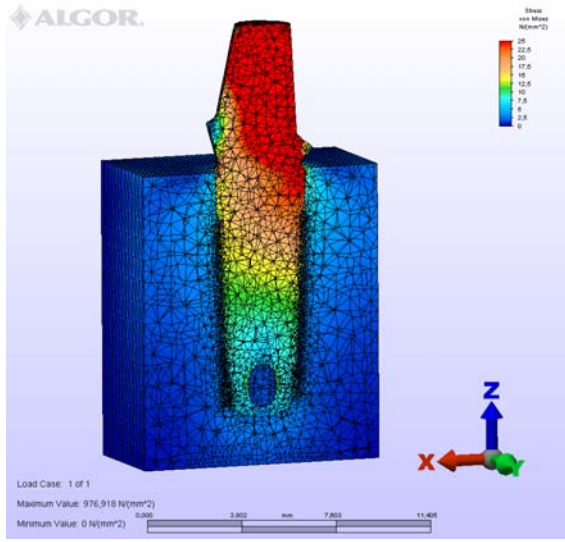
Resim 51 d- Gerilmenin kuron (d) görünümü (SPI)



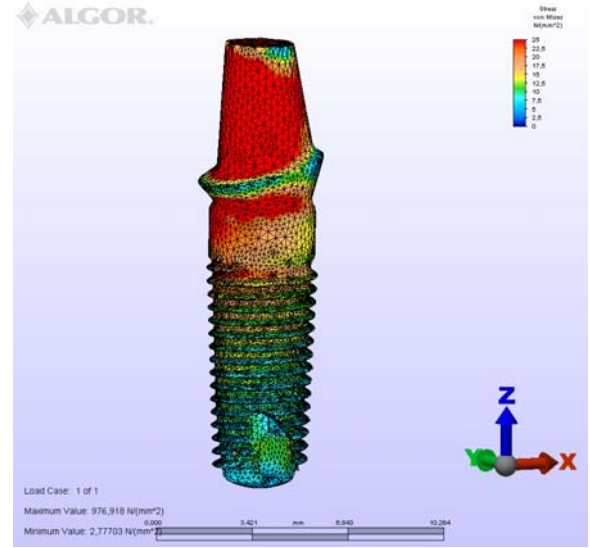
Resim 52a- Gerilmenin abut. (a) görünümü(Straumann) **Resim 52b-** Gerilmenin abut. (b)görünümü(Straumann)



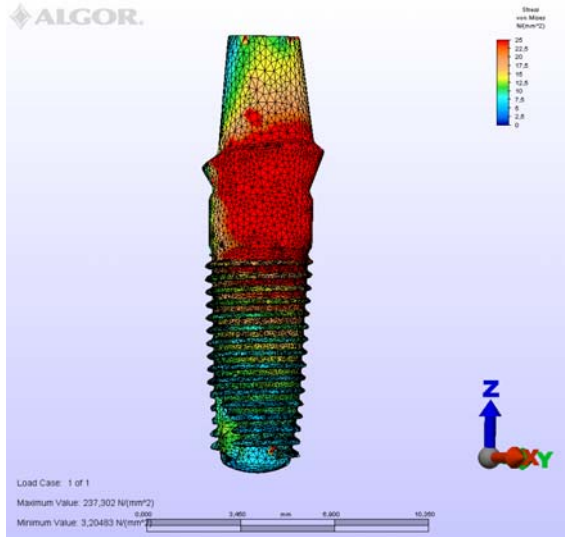
Resim 52 c- Gerilmenin kuron (c) görünümü(Straumann) **Resim 52 d-** Gerilmenin kuron (d) görünümü(Straumann)



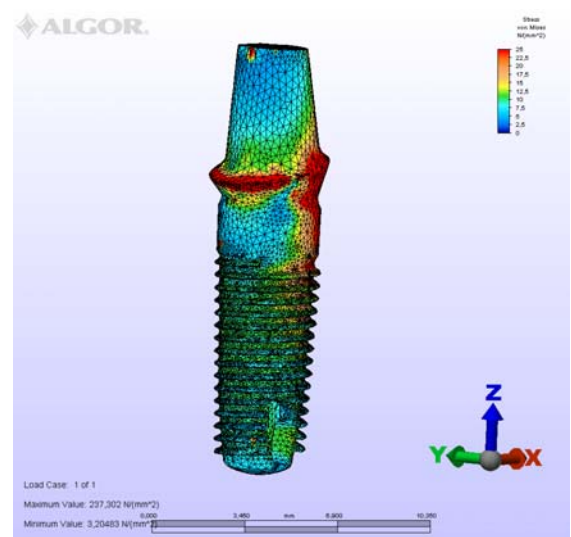
Resim 53 a- Gerilmenin abut. (a)görünümü(Zimmer)



Resim 53 b- Gerilmenin abut. (b)görünümü(Zimmer)



Resim 53 c- Gerilmenin kuron (c) görünümü(Zimmer)



Resim 53 d- Gerilmenin kuron (d) görünümü(Zimmer)

Resim 48 (a, b)'de Astra marka implanta abutmentten kuvvet uygulanması sonucunda oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada gerilme büyük oranda abutmentte yoğunlaşmaktadır. Gerilme krestal bölgeden implantın orta üçlüsüne ve apekse doğru azalma göstermektedir. Bu görüntü abutment ve implantın tüm kenarlarında benzerlik göstermektedir. Resim 48 (c, d)'de Astra marka implanta kuron bölgesinden kuvvet uygulandı. Burada gerilme ağırlıklı olarak lingual yüzde, meziyal ve distal kenarların linguale yakın kısmında, abutmentin ve implantın krestal bölgeye yakın marjinal üçlüsünde yoğunlaşmaktadır. Gerilme okluzale ve apekse doğru azalma gösterdi. Bukkal yüzde ise gerilme abutmentin marjinal üçlüsünde ve abutment-implant birleşme bölgesinde lokalize oldu.

Resim 49 (a, b)'de Bego marka implantın abutmentten kuvvet uygulanması sonucu gerilme dağılımları görülmektedir. Burada da Astra marka implantta olduğu gibi gerilme abutmentte yoğunlaştı ve implantın apeksine doğru gerilme oldukça düşük değerlere sahip olduğu görülmektedir. Elde edilen görüntü abutment ve implantın bütün yüzeylerinde aynıdır. Fakat abutmentin marjinal üçlüsünde, kuvvet merkezinin dışında kalan abutment çapının en geniş olduğu bölgede gerilme değeri düşüktür. Resim 49 (c, d)'de Bego marka implantta kurondan kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımları görülmektedir. Burada oluşan gerilmeler, abutmentin ve implantın orta üçlüleri arasında lingual yüzde, meziyal ve distal kenarların linguale yakın kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Bukkal yüzde ise gerilme abutmentin implantla birleştiği bölgede lokalize olmaktadır.

Resim 50 (a, b)'de Friadent marka implanta abutmentten kuvvet uygulanması sonucunda oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Astra ve Bego'da olduğu gibi burada da gerilme abutmentte yoğunlaşmakta ve implantın apeksine doğru azalmaktadır. Abutmentin kuvvet merkezinden uzak kısmı (basamak) gerilme değeri olarak düşük değere sahip olduğu görülmektedir. Resim 50 (c, d)'de Friadent marka implanta kurondan kuvvet uygulanması

sonucu oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada gerilmeler, implantın krestal bölgesinin ve abutmentin lingual yüzünde, mezial ve distal kenarların linguale yakın kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Bukkal yüzde ise gerilme, abutmentin marjinal üçlüsünde ve abutment-implant birleşme bölgesinde lokalize olmaktadır.

Resim 51 (a, b)'de SPI marka implanta abutmentten kuvvet uygulanması sonucunda oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada gerilme büyük oranda abutmentte ve implantın krestal bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Oluşan gerilme dağılımı implantın orta üçlüsüne ve apekse doğru azalma göstermektedir. Bu görüntü abutment ve implantın tüm kenarlarında benzerdir. Marjinal bölgedeki kuvvet merkezinin dışında kalan abutment çapının en geniş olduğu bölgede gerilme değersel olarak düşüktür. Resim 51 (c, d)'de SPI marka implanta kurondan kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada da gerilmeler lingual yüzde abutmentin marjinal üçlüsünde, implantın marjinal ve orta üçlüsünde mezial ve distal kenarların linguale yakın kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Gerilim değerleri okluzala ve apekse doğru azalma göstermektedir. Bukkal yüzeyde ve krestal bölgede gerilim değeri düşük düzeyde lokalize olmaktadır.

Resim 52 (a, b)'de Straumann marka implanta abutmentten kuvvet uygulanması sonucunda oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada gerilme büyük oranda abutmentte, implantın orta ve marjinal üçlüsünde yoğunlaşmaktadır. Gerilim değeri apeks bölgesine doğru azalma göstermektedir. Marjinal bölgedeki kuvvet merkezinin dışında kalan implantın çıkış profilinde gerilme değerinin düşük olduğu görülmektedir. Gerilim dağılımlarının abutment ve implantın tüm kenarlarında benzer dağılım özelliği gösterdiği görülmektedir. Resim 52 (c, d)'de Straumann marka implanta kurondan kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada da gerilmeler lingual yüzde abutmentin marjinal üçlüsünde, implantın marjinal ve orta üçlüsünde mezial ve

distal kenarların linguale yakın kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Gerilim dağılımlarının okluzal ve apeks yönüne doğru azaldığı görülmektedir. Bukkal yüzde ise gerilme implantın marjinal üçlüsünde lokalize olmaktadır.

Resim 53 (a, b)'de Zimmer marka implanta abutmentten kuvvet uygulanması sonucunda meydana gelen gerilme dağılımı görülmektedir. Burada gerilme abutmentin lingual yüzünde okluzalden marjinal basamağa kadar olan bölgede, bukkalde ise abutmentin tamamında ve implantın krestal bölgesinde, mezial ve distal kenarların da linguale yakın kısmında yoğunlaşmaktadır. Gerilme implantın apeksine doğru azalmaktadır. Abutmentin kuvvet merkezinden uzak kısmı (basamak) gerilmede düşük değer göstermektedir. Resim 53 (c, d)'de Zimmer marka implanta kurondan kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımı görülmektedir. Burada da gerilmeler lingual yüzde abutmentin marjinal üçlüsünde, implantın marjinal ve orta üçlüsünde mezial ve distal kenarların linguale yakın kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Gerilim değeri okluzal ve apeks yönüne doğru azalma göstermektedir. Bukkal yüzde ise gerilme abutmentin basamağında, mezial ve distal kenarların bukkale yakın kısımlarında lokalize olmaktadır.

BÖLÜM IV

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 planlanmış protetik planlama, üstyapı ve gelen kuvvetin fizyolojik sınırlar içinde olmasıdır.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu; uygulanan kuvvetin protez, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilme lokalizasyonlarıyla, bunların daha net anlaşılabilir sayısal değerlerini vermesi, kemik, implantlar ve üst yapıların karmaşık geometrilerinin mümkün olduğunca gerçeğe yakın olarak oluşturulabilmesi nedenleri ile tercih edilmiştir (34). Kırılğan Vernik metodunun nümerik değer vermemesi, Fotoelastik gerilme analizi metodunda; incelenecek olan modellerin aralditten yapılması ve buna bağlı materyal özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, Gerinim Ölçer metodunda ise sadece ölçeklerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi dezavantajlar mevcuttur (36).

Bozkuş ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmalarında, aksiyal yüklemelerin atlas kemiğinde oluşturduğu biyomekanik cevapları sonlu elemanlar gerilme analizi ve kadavra modellerinde karşılaştırmış sonuçlar arasında benzerliklere dayanarak sonlu elemanlar gerilme analizlerinin biyomekanik çalışmalarda kullanılabileceğini ortaya koymuşlardır (21). Baiamonte ve ark. 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada, sonlu elemanlar stress analizinde elde edilen sonuçların in vitro çalışmalarıyla paralellik gösterdiğini

saptamışlardır (11).

Bu çalışmaların ışığında, biz de araştırmamızda diğer yöntemlere göre daha avantajlı olan sonlu elemanlar analizi metodunu kullanmaya karar verdik.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının ilk örnekleri 2 boyutludur. Sonraki yıllarda bilgisayar ve yazılım teknolojilerindeki gelişimle beraber 3 boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. 3 boyutlu modellemenin 2 boyutlu modellemeye göre birtakım avantajları mevcuttur. Modellenecek yapının anatomisinin düzensizliği nedeniyle 3 boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde etmemizi sağlar; kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı 3 boyutlu analizlerde daha doğru olur (146).

İsmail ve ark. 1990'da Blade implant kullanarak 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Üç boyutlu modellerle ise, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşıldığını belirtmişlerdir (80).

Meijer ve ark. 1993 yılında iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizlerini üç değişik model üzerinde karşılaştırmışlar, sonuçta 3 boyutlu analizin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz metodunu kullandık (111).

İmplantların etrafındaki intraosseoz gerilimler biyosensörler yardımıyla ölçülmedikçe, implantların etrafındaki kemik oluşumu ve şekillenmesine rehberlik edecek gerilim eğrileri bilinemez. Son zamanlarda implantların etrafındaki kemikte gerilim ölçümleri, in vivo veriler veya in vitro olarak elde edilen teorik modellerle yapılmaktadır. Ancak pek çok çalışmanın sonuçlarının, implantların biyomekanik özelliklerini in vivo olarak doğru şekilde yansıtmayı yansıtmadığı bilinmemektedir. Kuvvetlerin doğru

değerlendirilmesi, genellikle karışık bir problem olduğu için ve deneylere katılması gereken pek çok parametrenin güçlülüğünden dolayı, bu konuda kesin bir bilimsel sonuca ulaşmak imkansızdır (49,165).

İmplantlarla ilgili sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarına yönelik literatür taramasında, kemiğin homojen, linear ve izotropik özellikte olduğu ve implantlarda ise kemiğe bağlanmanın optimum düzeyde yani %100 oranında olduğu var sayılmıştır. Bu çalışmaları referans olarak kortikal ve spongioz kemik izotropik, homojen ve linear elastik olarak modellenmiştir. Bu durum klinik olarak mümkün olmasa da stres dağılımlarının incelenmesinde yeterli bir analiz olma durumunu korumaktadır (4,3,34,36,48,58,75,12).

Bu güne kadar yapılan çoğu çalışmada, sonlu elemanlar gerilme analizi uygulanırken sadece aksiyel ve horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Kombine yükler dikkate alınmalıdır. Kombine yükler okluzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil eder ve kortikal kemikte en yüksek gerilmelere sebep olurlar (48,59,75).

Çene kemiği her hastaya göre farklı biyomekanik tepki göstermektedir. Bundan dolayı da osseointegrasyon yüzdesini doğru olarak modellemek mümkün değildir. İmplantın tüm yüzeyi ve çene kemiği arasındaki bağlantı sabit kabul edilmektedir. Bunun anlamı, yükleme karşısında çene kemiği ve implant arasında bu yönde hareket mekanizması oransal değildir (133,89,113).

Yapılan çeşitli çalışmalarda normal dentisyona sahip ve implant kullanan bireylerde ısırma ve çiğneme kuvvetleri incelenmiştir. Profit ve arkadaşları normal bireylerde maksimum ısırma gücünü 100-1300 N arasında belirlemişlerdir (138).

Craig ve Povers, doğal dişlerde maksimum okluzal kuvvetin molar dişlerde 400-800 N; premolar dişlerde 300 N; kaninlerde 200 N ve kesicilerde 150 N olduğunu belirtmişlerdir (42).

Van Eijden, ortalama çiğneme kuvvetinin premolar dişler bölgesinde 300N olduğunu

ifade etmiştir (171).

Biz de çalışmamızda, yukarıdaki araştırmaların ışığında kullandığımız 2. premolar dişe ve abutmente dikey olarak 300 N kuvvet uyguladık.

İmplant modeli materyal özelliklerini, implant geometrisini, yükleme durumunu ve implant yüzey yapısını doğru biçimde yansıtmalıdır. Böylece implant geometrisi tekrar tasarlandığında çevre çene kemiğinde optimum stres profili oluşturulmalıdır. Dental implantın doğru şekilde analitik modelini oluşturmak, teknik olarak uygun yazılım programını kullanmak çözümün gerçekçi ve güvenilir olmasında önemlidir.

İmplant dizaynı ve implantın dental arktaki konumu, çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlı olarak marginal kemik kaybı meydana getirir. Son veriler, maksimum ısırma kuvvetlerinin biyolojik etkilerini ve ısırma kuvvetlerinin marginal kemik kaybına nasıl yol açtığını henüz tam olarak açıklayamamaktadır. Kemik hücrelerinin implanta bağlantısı için, zaman ve implantları yükleme şekli birçok faktörlere bağlı olabilir (30,12).

İmplant geometrisi implantın çevre çene kemiğinde biyomekanik etkiyi dikkate alan herhangi bir analizin değerlendirilmesinde oldukça önemli kriterdir.

Sonlu elemanlar metodunu kullanarak Siegele ve Solitesz (1989), çene kemiği içinde farklı tip implantların (silindirik, konik, basamaklı, vida şeklinde, delikli silindirik) çevresinde oluşan stres dağılımlarını araştırmışlardır. Sonuçlar göstermiştir ki, farklı implant şekilleri çene kemiğindeki stres dağılımına önemli boyutta etki etmektedir. Özellikle konik ve basamaklı gibi yüzey geometrisi düzensizlik gösteren implantların düz yüzeyli silindirik veya yivli implantlara oranla daha fazla stress oluşturduğu sonucunu ortaya çıkarmışlardır (152). Ama diğer taraftan Holmgren ve arkadaşları (1998) çevre çene kemiğindeki stres dağılımında en çok arzu edilen basamaklı silindirik tasarım olduğunu ifade etmişlerdir (75).

İmplant uzunluğu ve çapının çevre çene kemiğindeki stres dağılımına etkisi oldukça büyüktür (9,81,120,184,79,167,137,180).

Genelde kısa implantların kullanımı tavsiye edilmez, çünkü kemiğin korunması için okluzal kuvvetlerin geniş implant alanlarına yayılması gerektiğine inanılır (102,174,28,139,97).

Diğer çalışma, implant çapı ve uzunluğunun implant başarı oranı üzerindeki etkisini karşılaştırır. Daha kısa ve küçük çaplı implantlar, daha uzun ve geniş çaplı implantlara göre daha düşük başarı oranına sahiptir (178). Uzun implantlar, lateral yük altında daha büyük stabilite sağlamak için önerilirler. Fakat artan uzunluğun, gerçek boyutun dışına çıktığı zaman kuvvet transferini orantılı olarak azaltamayacağı görülmüştür (103).

Himmlova ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında implant çapının stress dağılımında implantın boyundan daha önemli bir faktör olduğu ortaya çıkmıştır (72).

İmplant çevresindeki stres dağılımında sonlu elemanlar simülasyonu implantlarda optimum uzunluk ve çapın belirlenmesinde yardımcı olmaktadır.

Çalışmamızın amacına uygun olarak, farklı implant dizaynlarının strese etkisini ortaya çıkarmak için uzunluk ve çap etki faktörlerini sabitleyerek standardize ettik.

İmplantlarda yiv dizaynı, başlangıç temas alanını maksimuma çıkarmak, stabiliteyi yükseltmek, yüzey alanını arttırmak ve arayüz stresini dağıtmağa yardım eder (81,26,123).

Çalışmamızda kullandığımız implantların yiv dizaynları, stresin büyüklüğüne ve birikme alanlarına etkisi yönünden yukarıdaki fikirleri destekler niteliktedir.

Kare, V-şekil ve destek yiv tasarımları implant-kemik arasındaki makaslama gerilmesini düşürerek, implantın uzun dönem başarısını arttırmaktadır (27).

Protezen kuvvet uygulandığında yiv açısı kemikte yükün farklı yönlere eğim göstermesine neden olabilmektedir. Dental implantlara aksiyel yük geldiğinde 30° ye sahip “V-şekil” ile “destek yiv” tasarımları benzerlik göstermektedir. Kare yiv dizaynı diğerlerinden farklı olarak yükü daha çok implantın uzun aksı boyunca iletmektedir (121).

Tek ve çok üye sabit restorasyon için uygun olan krom-kobalt esaslı alaşımlar farklı sağlamlık ve sertlik değerleri göstermektedir. Bununla birlikte çoğu kıymetli metallere karşın daha kuvvetli ve serttirler. Baz metallere porselen arasında ölçülen bağ dayanım değerleri kıymetli metal – porselen arasındaki bağ dayanım değerlerinden farklılık göstermektedir. Cr – Co alaşımı yüksek çekme dayanımına (552 ile 1034 Mpa) ve elastiklik modülüne sahiptir (200.000 Mpa). Yüksek çekme dayanımına sahip bu alaşımlar kıymetli metal alaşımlarına göre daha ince metal katmanların kullanılabilmesine imkan sağlamaktadır. Cr – Co alaşımı tüm dental alaşımlar içerisinde en yüksek elastiklik modülüne sahiptir. Bundan dolayı bükülgenlik önemli ölçüde azalmaktadır (129).

Sevimay ve arkadaşları yaptıkları çalışmada altyapı materyalindeki stress dağılımında elastiklik modülünün etkili olduğunu ortaya koymuşlardır (126).

Williams ve arkadaşları da çalışmalarında Co-Cr alaşımını kullanmışlardır. Araştırmacılar Co-Cr alaşımının yüksek elastiklik modülüne sahip olmasının altyapılarda stresi daha uniform dağıtabileceğini ifade etmişlerdir (177).

Bahsedilen literatür bilgilerine dayanarak çalışmamızda biz de altyapı materyali olarak Co-Cr alaşımını kullandık.

Porselen okluzal yüzeylerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Cibrika ve ark. yaptıkları bir in – vitro simülasyon çalışmasında altın, porselen ve rezin okluzal yüzeylerden insan kemiğine kuvvet iletmış ve bu üç materyal arasında okluzal yüzeylerdeki kuvvet emilim katsayısında istatistik olarak önemli farklılık bulmamışlardır (35).

Lindsröm ve Rangerty yaptıkları sonlu elemanlar çalışması sonucunda, farklı okluzal yüzey materyallerinin implanttaki stres dağılımında etkisinin olmadığı kanısına varmışlardır (13).

Biz de çalışmamızda implantların dizaynlarına yönelik stres faktörünü irdelediğimiz için kullandığımız bütün örneklerde üstyapı materyali olarak porseleni kullandık.

Weinber implant destekli protezlerde tüberköl eğiminin kuvvet dağılımı üzerine araştırması sonucu, diş konturları ve tüberköl eğimindeki değışikliklerin stres dağılımına etkisinin büyük olduğu kanısına varmıştır (173).

Charkawi ve arkadaşları yaptıkları sonlu elemanlar çalışmasında tüberköl eğiminin stress dağılımında etkili olduğunu ifade etmişlerdir (32).

Biz de çalışmamızda implant dizaynının stress dağılımına etkisini araştırdığımız için yukarıdaki çalışmalardan da görüldüğü gibi stress dağılımında etkili olan kuron faktörünü tüm implantlarda sabit tutarak standardizasyonu sağladık.

Hojjatie ve Anusevice, yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında tüm materyallerin elastik linear, homojen ve izotropik olduğunu kabul etmiş ve siman kalınlığını yok saymışlardır (73).

Kemik yoğunluğu sadece implantlarda iyileşme safhasında immobilizasyonu sağlamıyor, ayrıca iyileşme sonrasında implant kemik arayüzündeki streslerin iletiminde büyük rol oynamaktadır. İlk olarak mekanik stresler implantla kemiğin temas ettiği alanda dağılmaktadırlar (150). Bütün stresler, eğer diğer faktörler eşit ise küçük alanda daha yüksektir (74). Kortikal kemiğin elastiklik modülü trabeküler kemikten daha yüksektir, deformasyona karşı daha güçlü ve daha dayanıklıdır (116). Bu sebepten klinik olarak kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha büyük yük taşıyabilmektedir (37,96).

Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında stresin kortikal kemikte yoğunlaştığı sonucuna varmışlardır (52,126). Biz de çalışmamızda implantların dizaynlarındaki farklılıkların kemikteki stress dağılımına etkisini araştırmayı hedeflediğimiz için stresi en iyi görebileceğimiz platform olan kortikal kemiği, implantın etrafına modelledik.

Yapılan sonlu elemanlar çalışmalarında bazı araştırmacılar stresin implantın boyun bölgesinde biriktiği ifade etmişlerdir. Sebep olarak da bu bölgede implantla kemik arasında rijit bağlantı olduğunu göstermiştirler (43,77,159).

Bazı araştırmacılar da stresin implantın boyun bölgesinde birikmesini sebep göstererek, implantın servikal bölgesindeki geniş alanın çiğneme kuvvetini daha iyi dağıtacağını ifade etmişlerdir (112,72).

Yukarıdaki araştırmalarla bizim çalışmamız tutarlılık göstermektedir. Çalışmamızda hem abutmentten hem de kurondan aynı kuvveti uygulayarak stresin implantın boyun bölgesinde birikmesine ayrıca abutment dizaynının da etki ettiğini belirledik. Şöyle ki resim 53 a,b (abutment) ve 53 c,d (kuron) görüleceği gibi abutmentten kuvvet uygulanırken, abutmentin dizaynından kaynaklanarak stresler bukkalde, kurondan kuvvet uygulandığında ise kuronun dizaynı ve kuvvetin lingual ağırlıklı uygulanması nedeni ile stres lingualde yoğunlaşmıştır. Bu sonuç Friadent'te de benzerdir. Koca ve arkadaşları da çalışmalarında bizim sonucu destekler bulgular elde etmişlerdir (88).

Çalışmamızda çekme gerilmesini irdeledeğimizde, Straumann hariç diğer markalarda gerilmenin esasen abutmentin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu implantların ortak noktası kuronun marjinal sonlanma sınırı abutmentteki basamaktır. Sadecek Straumann'da bu sınır implantta sonlanmaktadır ve bu implantta çekme gerilmesi implantın bukkalinde yoğunlaşmıştır.

Borchers ve Reichart alt birinci molar diş bölgesine yerleştirdikleri 15 derece eğimli implantta 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları araştırmada en fazla sıkışma geriliminin lingualde, en fazla çekme geriliminin ise bukkalde olduğunu belirtmişlerdir (19). Bizim çalışmamızda da gerilmeler benzer şekilde lokalize olmaktadır.

Holmgren ve arkadaşları yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kuvvetlerin sadece aksiyal ve yatay yönlerden değil, aynı zamanda daha çok gerçekçi okluzal yön olan,

kombine kuvvetlerin (oblik okluzal kuvvetler) uygulanması gerektiğini ifade etmişlerdir (75).

Henneman ve arkadaşları, Manone ve Koth, Reyonalds çiğnemenin; dişlerin okluzyona gelmelerini takiben okluzyondan uzaklaşmaları şeklinde gerçekleştiğini, horizontal gezinme formunda değil, vertical siklus formunda olduğunu belirtmişlerdir. Alkumru da gıdaların dişler arasında ezilerek ve öğütülerek değil giderek küçülen parçalara bölünerek çiğnendiğini belirtmiştir. Ross ise doğal dişlerde okluzal kontaklar adlı araştırmasının sonucunda, okluzal kontakt noktalarının küçük olması, simetrik olarak düzenlenmeleri ve kuvvetlerin vertical yönde dişin uzun aksına paralel yönlendirilmesi gerektiğini bildirmiştir (71,105,7,145).

Çalışmamızda bu görüşler doğrultusunda sadece dikey kuvvetler uygulanmıştır. Ayrıca 2. premolar dişin stomatognatik sistemdeki pozisyonu, kuvvetin ayrıca abutmentten de uygulanıyor olması ve bu koşullarda standardizasyonun sağlanması amacı ile kuvvet dikey yönde uygulanmıştır.

Borchers ve Reichartın yaptıkları araştırma sonucu, kemikte patolojik rezorbsiona neden olacak stress miktarı yaklaşık 25 N/mm^2 olduğu belirtilmektedir (19).

Çalışmamızda elde edilen veriler değerlendirildiğinde, bu dizayn ve yükleme koşullarında kemikte görülen maksimum stres değerleri, patolojik rezorbsiona neden olacak miktarda değildir.

Çalışmamızda ölçülen maksimum ve minimum asal gerilmeler ve literatürlerden elde ettiğimiz kemiğin çekme ve basma mukavemetlerini elde ederek kullandığımız her implant için etraflarındaki kemikte coulomb değerini hesapladık ($S1/S0-S3/S0c$). Bu değer ≥ 1 olduğu durumlarda gevrek malzemelerde kırılma gerçekleşmektedir. Hesaplamalar sonucunda en yüksek değerlerin lingual bölgede oluşması nedeni ile implantları bu bölgeden elde edilen değerlere göre karşılaştırdık. Böylece lingualden elde edilen verilere göre

hesaplandığında, en yüksek değerin Straumann-lingual (0,093), en düşük değerin ise Frilit-lingual (0,021)'de olduğu görüldü.

BÖLÜM V

SONUÇLAR

1. Abutmentten kuvvet uygulandığında implantın çevresindeki kemikte hem maksimum hem de minimum asal gerilme değerleri benzer bulundu.
2. Kurondan uygulanan kuvvette ise implantların çevresindeki kemikte minimum asal gerilme değeri lingualde, maksimum asal gerilme ise bukkalde yoğunlaşmaktadır.
3. İmplantlardaki gerilmeler karşılaştırıldığında, minimum asal gerilme değerlerinin maksimum asal gerilme değerlerine göre daha yüksek bulundu.
4. Gerilme değerlerinin en yüksek bulunduğu implant markaları Straumann ve SPI en düşük değerin ise Zimmer ve Friadent marka implantlarda olduğu analizler sonucunda ortaya çıktı.
5. Gerilmelere, implantların dizaynlarının etkilerinin yanısıra abutment dizaynlarının da etkisi büyüktür.
6. Coulomb değeri de hesaplandığında, Straumann ve SPI en yüksek, Zimmer ve Friadent ise en düşük değerleri göstermektedirler.
7. İmplant ve abutmentte von Mises gerilme dağılımı ağırlıklı olarak lingualde abutmentin orta üçlüsü ile implantın orta üçlüsü arasında, bukkalde ise Straumann'da implantın çıkış profilinde, diğerlerindeyse abutmentin marjinal üçlüsünde yoğunlaşmaktadır.

BÖLÜM VI

ÖZET

İmplant Dizaynının Kemikteki Stres Dağılımına Etkisinin SEA ile Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı altı farklı implant sistemini; Astra, Bego, Friadent, SPI, Straumann ve Zimmer, implant dizaynı yönünden incelemektir. Farklı yiv şekline, krest modülüne, kök biçimine ve abutment dizaynına sahip olmalarından dolayı bu faktörlerin stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar metodunu kullanarak değerlendirmeye hedefledik.

Çalışmamızda 3 boyutlu sonlu eleman modeli olarak 2. premolar diş bölgesinin çene kemiği ve üstyapıları modellendi. Kuronun altyapı materyali olarak kobalt-krom alaşımı, okluzal yüzey için de porselen materyali modellendi. İmplant ve üstyapıların simülasyonu için Algor Fenpro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programı kullanıldı. Toplam 300 Newton olan kuvvet: 1. Abutment (300N). 2. Bukkal tüberkülün tepesinde (100N), distal fossa (100N) ve mezial fossadan (100N) olmak üzere kurondan uygulandı.

Abutmentten vertical yükleme sonucunda çevre kemikte maksimum ve minimum asal gerilmeler tüm implant modellerinde bir birlerine yakın değerlerde bulunmuştur. Kurondan kuvvet uygulanması sonucunda minimum asal gerilme lingual yüzde, maksimum asal gerilme ise bukkal yüzdeki kemikte tespit edilmiştir.

Maksimum ve minimum asal gerilmeler ve Coulomb kriterinin en yüksek değerleri Straumann ve SPI'da, en düşük değerler de Zimmer ve Friadent'te oluştu.

Anahtar kelimeler: İmplant, Abutment, SEA, Stres.

ABSTRACT

The Evaluation of Implant Design on Stress Distribution in Bone by FEA

The goal of this study was to investigate the effects of external geometry of six different implant systems; Astra, Bego, Friadent, SPI, Straumann and Zimmer. According to different thread profile, crest module shapes, rooth form and abutment design we aimed to evaluate the effect of these factors on stress distributions by using finite element method.

A 3-dimensional finite element model of a mandibular section of bone with missing second premolar and its superstructures were used in this study. Cobalt-chromium alloy was used as the crown framework material and porcelain was used for occlusal surface. The implant and its superstructure were simulated in a Algor Fenpro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) program. Total loads at 300 Newton were applied at the following locations: 1. Central point of abutment (300 N). 2. Tip of buccal cusp (100 N), distal fossa (100 N) and mesial fossa (100 N).

The results demonstrated that vertical loading at abutment, close stress levels were observed within the bone for both maximum and minimum principal stress for all implant models. With loading at crown minimum principal stress concentrated on the bone at the lingual side of implants and maximum principal stress at the buccal side of implants.

The highest values of maximum and minimum principal stress and Coulomb criterion were observed within the bone around Straumann and SPI, the lowest values were observed in the Zimmer and the Friadent.

Key Words: Implant, Abutment, FEM, Stress.

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

1. AAID Nomenclature Committee. (1990). Glossary of implant terms, *J Oral Implantol* 16:57-63
2. Adell R, Ericsson B, Lekholm U, et al. (1990). A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:347-359
3. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Şahin S. (1996). A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal- extension fixed prostheses, *Quintessence Int. Jan, 27(1): 11-7*
4. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants, *Int J Prosthodont* 15: 115-121
5. Albersson, T., Zarb, G.A.(1989). The Brånemark Osseointegrated Implant, *Quintessence Pub. Co., Chicago*
6. Albersson T, Sennerby L. (1990). Direct bone anchorage of oral implants: Clinical and experimental consideration of the concept of osseointegration, *Int J Prosthodont* 3:30-41
7. Alkumru HN. (1983). Köprü protezlerinde okluzal morfolojinin çene hareketleri ile ilişkilerinin değişik yöntemlerle saptanması, doktora tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara

8. American National Standard ANSI B1.7M-1984. (1984). Nomenclature, definition and letter symbols for screw threads, *Washington, DC, American National Standards Institute*
9. Aparicio and P. Orozco. (1998). "Use of 5-mm-diameter implants: periosteal values related to a clinical and radiographic evaluation", *Clin. Oral Implants Res.*, 9: 398–406
10. Atmaram GH, 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
11. Baiamonte T., Abbate M.F., Pizzarello F., Lozada J., James R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantology*, 22: 104-110
12. Balık A. (2007). Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, *İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul*
13. Bassit R, Lindsröm H, Rangerty B. (2002). In-vivo registration of forced development with ceramic and acrylic resin occlusal material on implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17:17–23
14. Baumgardner JD, Boring G, Cooper RC, et al. (2000). Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models, *Implant Dent*, 9:252-260
15. Becker MJ. (1999). Ancient "Dental Implants": A Recently Proposed Example from France Evaluated with Other Spurious Examples, *Int J. Oral Maxillofac. Implants*, 14:1929
16. Bidez WM., Misch CE. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants, *Implant Dent*, 1:289-294
17. Binon PP. (1996). Evaluation of three slip fit hexagonal implants, *Implant Dent*, 5:235-248
18. Binon PP. (2000). Implants and components entering the new millennium, *Int J Oral Maxillofac Surg*, 15:76-94

19. Borchers L, Reichard P. (1983). Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development, *J Dent Res*, 62:155-159
20. Bothe RT, Beaton LE, Davenport HA. (1940). Reaction of bone to multiple metallic implants, *Surg Gynecol Obstet* 71:598-602
21. Bozkus H, Karakas A, Hanci M, Uzan M, Bozdog E, Sarioglu AC. (2001). Finite element model of the Jefferson fracture: comparison with a cadaver model, *Eur Spine J*. 10(3):257-63
22. Brånemark PI. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period, *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16:1-132
23. Brånemark PI. (1983) Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50:399-410
24. Brånemark, P.I. (1985). Tissue Integrated Prosthesis. *Quintessence Publishing. Co*
25. Brown SA, Lemons JE. (1996). Medical applications of titanium and its alloys, ASTM STP 1272, Philadelphia, American Society for Testing and Materials
26. Brunski JB. (1988). Biomechanics of oral implants: future research directions, *J Dent Educ*, 52:775-787
27. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC Jr, et al. (2000). Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models, *Implant Dentistry*, 9:252-260
28. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, et al. (2003). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants, 1. 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants, *Clin Oral Implants Res*, 8(3):306-317
29. Caputo, A.A., Standlee, J.P. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry, Illinois, *Quintessence Pub. Co*

30. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. (1987). Influences of, mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 238:237-50
31. Caputo, A.A., Standlee, J.P. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry, Illinois, *Quintessence Pub. Co*
32. Charkawi HG, Zekry KA, Wakad MT. (1994). Stress Analysis of Different Osseointegrated Implants Supporting a Distal Extension Prosthesis, *J.Prosthet Dent.* 72,614-22
33. Chaytor DV. (1993). Clinical criteria for determining implant success: Bone. *Int J Prosthodont*, 6:2, 145-152
34. Chun H.J., Cheong Y.S., Han J.H., Heo S.J., Chung J.P., Rhyu I.C., Choi Y.C., Baik H.K., Ku Y., Kim M.H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis, *J Oral Rehabil*, 29: 565-571
35. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in the implant occlusal surfaces, *J Prosthet Dent*, 67:361-370
36. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley AW. (1995). Basic research: a three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla, *J Prosthodont*, 4:95-100
37. Cochran DL. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the STRAUMANN dental implant system: a consensus report, *Clin Oral Implants Res* 11:33-58
38. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. (1982). A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants, *J Dent Res.* Aug;61(8):1006-9
39. Cowin SC, Moss-Salentyin L, Moss MC. (1991). Candidates for mechanosensory system in bone, *J Biomech Eng* 113(2):191-197

40. Craig, R.G. (1993). Restorative Dental Materials, *Ninth ed., St. Louis, Mosby Year Book Inc*
41. Craig R.G., O'Brien W.J. (1996). Powers J.M. Dental materials. *Sixth ed. St. Louis, Missouri: Mosby, 10-26*
42. Craig, J.M., Powers, J.M. (2002). Restorative Dental Materials, Mosby Co, St. Louis
43. Cross MD, Nissan J. (2001). Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry: Part II, *J Prosthet Dent 85:450-457*
44. Currey JD. (1984). The mechanical adaptations of bones, *Princeton, NJ, Princeton University Press*
45. 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 Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara*
46. Çalikkocaoğlu S. (1998). Tam Protezler. İstanbul: *Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2. Bilimsel Yayını, 766-796*
47. Demirbaş B. (1995). Farklı iki tip implant dizaynının implant ve kemik ara yüzeyi üzerindeki stres dağılımına etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, *Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul*
48. De Tolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. (2000). The role of the finite element model in dental implants, *J Oral Implant, 26:77-81*
49. Duyck J. (2000). Biomechanical characterisation of in vivo load on oral implants, *Thesis. Katholieke Universiteit Leuven, 8-49*
50. Ekici B. (2002). Numerical analysis of dental implant system in three dimension, *Adv Eng Software, 33:109-113*
51. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, et al. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures, *Int J Oral Maxillofac Implants 3:129-134*

52. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study, *J of Prosth Dent Feb;91:144-50*
53. Fagan, M.J. (1990). Implant prosthodontics: Surgical and Prosthetics Techniques for Dental Implants, *Mosby Year Book, St. Louis*
54. Ferri J, Dujoncquoy JP, Carneiro JM, Raoul G. (2008). Maxillary reconstruction to enable implant insertion: a retrospective study of 181 patients, *Head Face Med. 16;4(1):31*
55. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses, *Int J Oral Maxillofac Implants 6:142-146*
56. Frost HM. (1986). Some design problems in hip replacement prostheses: an analysis, intermediary organization of the skeleton, *Boca Raton, FL, CRC Press*
57. Frost HM. (1988). The mechanostat: a proposed pathogenetic mechanism of osteoporosis and bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents, *Bone Miner 2:73-85*
58. Garcia JM, Doblare M, Ceganino J. (2002). Bone remodelling simulation :a tool for implant design, *Comput Mat Sci, 25:100-114*
59. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent, 85:585-598*
60. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, et al. (1986). Limits of human bite force, *J Prosthet Dent 56:226-229*
61. Graf H. (1969). Bruxism, *Dent Clin North Am 13:659-665*
62. Greenfield Ej. (1913). Implantation of artificial crowns and bridges abutments, *Dent Cosmos 55:364-430*

63. Guzel, K. Mese, (2006) A. The history of dental implantology, *Journal of Medical Ethics, Law and History*, 14:41-46
64. Güngör MA, DüNDAR M, Karaoğlu Ç, Artunç C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using three-dimensional finite element analysis, *Journal of Oral Rehabilitation*, 31; 172-178
65. Güngör MA, DüNDAR M, Karaoğlu Ç, Artunç C. (2004). Stress Patterns in All-Ceramic Restorations Induced by Thermal and Masticatory loads: A FEM Study, *EÜ Dişhek. Fak. Derg*; 25; 127-135
66. Güngör MA, Çal E, DüNDAR M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C. (2004). Farklı Estetik Materyallerle Kaplanmış Diş Yapısında Gerilim Dağılımlarının Değerlendirilmesi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi (FEA), *E.Ü. Dişhek. Fak. Derg.* 25:119-126
67. Güngör MA, DüNDAR M, Artunç C. (2005). Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri, *E.Ü. Dişhek Fak Derg.* 26:107-116
68. Haldun İplikşioğlu, Kıvanç Akça. (2002). Comparative evaluation effect of the diameter, length and number of implants supporting three unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone, *Journal of Dentistry* (30) 41-46
69. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. (2000). *Biyomekanik. Logos Yayıncılık, İstanbul*
70. Harris SM. (1887). An artificial tooth crown on a root, *Dent Cosmos* 55:433
71. Henneman R, Koth DL, Malone WFP, Mazur B, Pipia RN, Sawyer HF, Tylman SD. (1978). Occlusal and Morphologic Consideration in Restorative Dentistry, In “ Tylman’s Theory and Practice of Fixed Prosthodontics”, *The C.V.Mosby Co., St. Louis*
72. Himmlova, T. Dostalova, A. Kacovsky and S. Konvickova. (2004). “Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis”, *J. Prosthet. Dent.*, 91: 20–25

73. Hojjatie B, Anusavice KS. (1990). Three dimensional finite element analyses of glass ceramic dental crowns, *J Biomechanics* 23:1157–1166
74. Holmes DC, Loftus JT. (1997). Influence of bone quality on stress distribution forendosseous implants, *J Oral Implantol*, 23:104-11
75. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction, *Journal of Oral Implantology* 24:80–84
76. Hoshaw SJ. (1992). Investigation of bone modeling and remodeling at a loaded bone-implant interface, doctoral thesis in biomedical engineering, *Troy, NY, Feb Rensselaer Polytechnic Institute*
77. Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Matsumoto N, Wigianto R. (1997). Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment, *Clin Oral Implants Res* 8:18-22. *Saunders; 1984. p. 68*
78. İnan M. (1988). Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı . *İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 12-342*
79. İplikçioğlu 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: 41–46
80. İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. (1990). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant, *Int J Oral Implant*, 4:25-31
81. İvanoff CJ, Gronhahl K, Sennerby L, et al. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report, *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:173-180
82. Jaffin RA, Berman CL. (1991). The excessive loss of Bränemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis, *J Periodontol* 62:2-4

83. Jung YC, Han CH, Lee KW. (1996). A 1 year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants, *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:811-818
84. Karayazgan B. (2005). Yüz defeklerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. *İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul*
85. Kim WT, Cha YF, Oh SJ, et al. (2001). The three dimensional finite element analysis of stress according to implant thread design under the axial load, *Korean J Oral Surg* 27(2): 3-8
86. Klawitter JJ, Weinstein AM, Peterson LJ. (1977). Fabrication and characterization of porous-rooted cobalt-chromium-molybdenum (Co-Cr-Mb) alloy dental implants, *J Dent Res*, 56:474-480
87. Kline R, Hoar JE, Beck GH, et al. (2002). A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system, *Implant Dent* 1:224-234
88. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor, *J Prosthet Dent*, 93:38-44
89. Kohal, G. Papavasiliou, P. Kamposiora, A. (2002). Tripodakiasand, J. R, Strub, “Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants”, *Int. J. Prosthodont.*, 15(2), pp. 189–194
90. Kohn DH, Ko CC, Hollister SJ. (1992). Localized stress analysis of dental implants using homogenization theory. In ASME-BED Advances in Bioengineering winter annual meeting of the American Society of Mechanical Engineers, V22, Anaheim, CA, USA, New York, *American Society of Mechanical Engineers*
91. Kohn DH. (1992). Overview of factors important in implant design, *J Oral Implantol* 18:204-219

92. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. (1992). Micromechanics of implant tissue interfaces, *J Oral Implantol* 18:220-230
93. 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 Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara*
94. Lamotte A. (1909). New instrumentation for the banking of bones: “banding with a screw,” *J Chir Ann Soc Belge Chir* 9:113
95. Ledley RS, Huang HK. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces, *J Dent Res. May-Jun; 47:427-32*
96. Lekholm U, Zarb GA. (1985). Tissue-integrated prostheses. In: Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses, Chicago: Quintessence, p. 199-209.*
97. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. (1991). Survival of the Bränemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study, *Int J Oral Maxillofac Implants* 14(5):639-645
98. Lemons J. (1986). Biomaterials, Biocompatibility and peri-implant considerations. *Dent Clin of North Americ. 30:1, 3-22*
99. Lemons J, Dietsh-Misch F. (1999). Biomaterials in implant dentistry. In Misch CE, editor: *Contemporary implant dentistry, ed 2, St Louis, Mosby*
100. Lewinstein, L. (1995). Banks-Sills and R. Eliasi, “Afinite element analysis of a new system(IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 10: 355–366*
101. Luckey HA, Kubli F Jr. (1983). Titanium alloys in surgical implants, ASTM STP 796, *Philadelphia, American Society for Testing and Materials.*
102. Lum LB. (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants, *J oral Implantol* 17:126-131

103. Lum LB, Osier JF. (1992). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics, 1. Horizontal loading, *J Oral Implantol* 18:343-348
104. Maggiolo. (1809). Manuel de L'art dentaire (Manual of dental art), Nancy, France, C Le Seure
105. Malone WFD, Koth DL. (1989). Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics, 8th. Ed., The C.V. Mosby Co., St. Louis, Tokyo
106. Manuela Teresa Raimondi, Pasquale Vena, Riccardo Pietrabissa. (2001). Quantitative evaluation of the prosthetic head damage induced by microscopic third-body particles in total hip replacement, *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 58: 436-448
107. Maurer P, Holweg S, Schubert J. (1999). Finite-element analysis of different screw diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible, *J Craniomaxillofac Surg*, 27:365-372
108. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. (2001). FEM-gestützte Untersuchung zur Mechanischen Stabilität zweier ausgewählter Osteosynthesesysteme bei der sagittalen Unterkieferosteotomie, *Mund Kiefer Gesichts Chir* 5:343-347
109. Mc KINNEY, R. V. (1991). Endosteal dental implants, Mosby – year book inc., St. Louis
110. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible, *J Prosthet Dent*, 68(1):96-102
111. Meijer HJA, Starmans FJ, Bosman F, Steen WHA. (1993). Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants, *J Oral Rehabil*, 20:147-157
112. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 23:757-63

113. Menicucci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M. (2002). Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses, *Clin Oral Impl Res*, 13: 334-341
114. Misch CE. Bone character. (1988). second vital implant criterion, *Dent Today* 7(5):39-40
115. Misch CE. (1989). A three dimensional finite element analysis of two blade implant neck designs, master's thesis, University of Pittsburgh
116. Misch CE. (1990). Bone density: effect on treatment planning, surgical approach and progressive loading, *Int J Oral Implantol* 6:23-31
117. Misch CE. (1991). The Core-Vent implant system. In Endosteal dental implants, St Louis, Mosby
118. Misch, CE. (1992). Generic Terminology for endosseous implant prosthetics, *The Journal of Prosthetic Dentistry* vol: 68, no: 5s: 809 – 812
119. Misch CE, Bidez MW, Strong JT. (1997). Design process for skeletal implants to optimize cellular response, *patent number 5,628,630, May 13*
120. Misch CE. (1999). "Implant design considerations for the posterior regions of the mouth", *Implant Dent.*, 8:376–386
121. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental treatment planning and surgical placement, *J Oral Maxillofac Surg* 57:700-706
122. Misch CE, Bidez MW. (1999). A scientific rationale for dental implant design. In Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry, ed 2 St Louis, Mosby*
123. Misch CE, Bidez MW. (2005). A scientific rationale for dental implant design, In Misch CE, editor, *Contemporary implant dentistry, ed 2 St Louis, Mosby*
124. Misch CE. (2005). Dental implant prosthetics. *Elsevier Mosby Inc. St. Louis, Missouri*

125. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. (1993). Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant, *Int J Oral Maxillafac Implants* 8:409-413
126. Mujde Sevimay, Aslihan Usumez, Gurcan Eskitascioglu. (2005). The Influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study, *Appl Biomater* 73B: 140 –147
127. Nalluri P, Strong JT. (1997). Biohorizons engineering technical report, Birmingham, AL, Biohorizons
128. National Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants. (1988). *J Dent Educ* 52:824-827
129. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. (1997). 2nd ed. Chicago: *Quintessence*, p. 259-72
130. Oresnstein IH, Syman WJ, Truhlar RS, et al. (1994). Bone quality in patient receiving endosseous dental implants: DICRG interim report no 1, *Implant Dent* 3(3):90-94
131. Özgövde N.O. (2003). Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. *İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul*
132. Özpınar B, Aksoy G. (1994). Akrilik ve Seramik Kuron Uygulanmış Dişlere Gelen Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilmelerin Sonlu Elemanlar Analizi FEA Yöntemiyle İncelenmesi, *E.D.F.D* 1-14
133. Papavasiliou, P. Kamposiora, S.C. (1997). Bayneand D.A.Felton, “3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses”, *J. Dent.*, 25:485–491
134. Parr GR, Gardener LK, Toth RW. (1985). Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects, *J Prosthet Dent*, 54:3, 410-414

135. Peterson LJ, Mc Kinney RV Jr, Pennel BM, Klawitter JJ, Weinstein AM. (1980). Clinical, radiographic and histological evaluation of porous rooted cobalt-chromium alloy dental implants, *J Dent Res*, 59:99-108
136. Pierrisnard, G. Hure, M. Barquins and D. Chappard. (2002). “Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 17:353–362
137. Pierrisnard, F. Renouard, P. Renault and M. Barquins. (2003). “Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution”, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 5:254–262
138. Profit WR, Fields HW, Nixon WL. (1983). Occlusal force in normal and long face adults, *J Dent Res*, 62:5, 566-571
139. Quiryen M, Naert I, van Steenberghe D, et al. (1991). The cumulative failure rate of the Brånemark system in the overdenture, the fixed partial and the fixed full prosthesis design: a prospective study on 1273 fixtures, *J Head Neck Pathol* 10:43-53
140. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, et al. (1990). Finite element analysis of bone –adapted and bone-bonded endosseous implants, *J Prosthet Dent* 62:436-440, 1989
141. Rieger MR, Maayberry M, Brose MO. (1989). Finite element analysis of six endosseous implants, *J Prosthet Dent* 63:671-676
142. Robert WE, Smith RK, Zilerman Y, et al. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod* 86(2):95-111
143. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, et al. (1987). Bone physiology and metabolism, *Calif Dent Assoc J* 15:54-61
144. Roberts WE. (1997). Bone dynamics of osseointegration, ankylosis and tooth movement, *J Indiana Dent Assoc* 78(3): 24-32
145. Ross IF. (1974). Occlusal Contact of the Natural Teeth, *J. Prosthet. Dent.*, 32,676-681

146. 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
147. Sağesen HLEM. (2000). İçi boş silindir (Hallow Cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımlarına etkileri. *Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara*
148. Schinitman PA, Schulman LB, editors. (1978). Dental implants: benefit and risk, US Department of Health and Human Services. Proceedings of the NIH-Harvard, *Consensus Development Conference, Harvard Mass*
149. Schnitman PA. (1990). Education in implant dentistry, *J Am Dent Assoc* 121:330-332
150. Schroeder A. Oral implantology. (1996). basic, STRAUMANN hollow cylinder system. New York: *Thieme Medical Publishers, p. 60-5*
151. Scott I, Ash MM Jr. (1966). A six channel intra-oral transmitter for measuring occlusal forces, *J Prosthet Dent* 16:56
152. Siegele and U. Soltesz. (1989). "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4:333-340
153. Singly JE, Mischke CR. (1989). Mechanical engineering design, ed 5, New York, Mc Craw-Hill
154. Smith DC. (1993). Dental Implants: Materials and design consideration. *Int J Prosthodont*, 6:2, 106-115
155. Sonugelen M, Artunç C, Aksoy S, Zor M. (1994). Açılı implantların alveol kemiğinde oluşturduğu gerilim değişimleri, *E.Ü.Diş Hek.Fak.Derg.*15:1-5
156. Standard specification for wrought Ti-6Al-4V alloy for surgical implant applications, ASTM F 1472-93, Philadelphia. (1993). American Society for Testing and Materials
157. Standard specification for unalloyed titanium for surgical implant applications, ASTM F 67-95 Philadelphia. (1995). American Society for Testing and Materials

158. Standard specification for wrought Ti-6Al-4V ELI alloy for surgical implant applications, ASTM F 136-96, Philadelphia. (1996). American Society for Testing and Materials
159. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13:82-90
160. Steigenga JT. (2003). The effect of implant thread geometry on strength of osseointegration and the bone implant contact, master's thesis, Ann Arbor, University of Michigan
161. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, et al. (2003). Dental implant design and its relationship to long term implant success, *Implant Dent* 12:306-317
162. Strock AE. (1939). Experimental work on direct implantation in the alveous, *Am J Orthod Oral Surg* 25:467-472
163. Strock AE, Strock MS. (1949). Further studies on inert metal implantation for replacement, *The Alpha Omegan* 43:107-110
164. Strong TJ, Misch CE, Bidez MW, et al. (1998). Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design, *Compend Contin Educ Dent* 19:4-9
165. Tashkanki EA., Lang BR., Edge MJ. (1996). Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76:158-164
166. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, et al. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress\strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:357-368
167. Tawil, M. Mawla and J.(2002). Gottlow, "Clinical and radiographic evaluation of the 5 mm diameter regular-platform Bränemark fixture: 2-5-year follow-up", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 4:16-26
168. Tesk JA, Widera O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants, *J Biomed Mater Res.*; 7 (3):251-61

169. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. (2006). Analysis of Dentinal Stress Distribution of Maxillary Central Incisors Subjected to Various Post-and Core Applications, *Operative Dentistry*: 31-1; 89-96
170. Türker M., Yücetaş Ş. (1997). Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara: Atlas, 453-485
171. Van Eijden TMGJ. (1991). Three dimensional analysis of human bite force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*, 36:535–539
172. Van Rippen B. (1917). Pre – Colubian operative densty of the Indians of Middle and Souh America, *Dent Cosmos*, 59:861 – 873
173. Weinberg LA. (1993). The biomechanics of Force Distribution in Implant Support Prosheses, *Int.J.Oral Maxillofac. Implant*, 8,19-31
174. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, et al. (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up, *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:417-423
175. Wheeler RC. Atlas of tooth form. Toronto: Harcourt Canada; 1969. p. 68
176. Williams DF. (1981). Biocompatibility of clinical implant materials, *vol 1, Boca Raton, Fla, CRC Press*
177. Williams KR, Watson WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. (1990). Finite Element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants, *Quintessence Int* 21: 563-570
178. Winkler S, Morris Hf, Ochi S. (2000). Implant survival to 36 month as related to length and diameter, *Ann Periodontol* 5:23-31
179. Worthington P., Bränemark P. (1992). Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region. Illinois: *Quintessence Publishing Co.*, 15-36

180. Yokoyama, N. Wakabayashi, M. Shiota and T. Ohyama. (2004). "The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 91:234–240
181. Yukna RA. (1993). Optimizing clinical success with implants: maintenance and care, *Compend Contin Educ Dent* 15(suppl):554-561
182. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, A. Ü. Basımevi, Ankara
183. Zarone, A. Apicella, L. Nicolais, R. (2003). Aversa and R. Sorrentino, "Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants", *Clin. Oral Implants Res.*, 14(1), pp. 103–114
184. Zhang, Y. Zhou and W. (2000). Meng, A three-dimensional finite element analysis of the correlation between lengths and diameters of the implants of fixed bridges with proper stress distribution, *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 18: 229–231

ÖZGEÇMİŞ

1999 Azerbaycan Devlet Tıp Üniversitesi Stomatologiya Fakültesine girdim ve 2004 yılında Hekim – Stomatolog ünvanı olarak mezun oldum. Türkiye – Azerbaycan Devletler Arası Eğitim Protokolü ile Türkiye’de doktora yapma hakkı kazandım. 2004/2005 eğitim döneminde Ege TÖMER’de Türkçe hazırlık okudum ve aynı yılın Mart ayından Haziran ayına kadar Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda gözlemcilik dönemini geçirdim. 2005-Ekim ayında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsüne bağlı olarak Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimime başladım. Yabancı dillerim, Rusca ve İngilizce’dir.

Sakhavat MAMMADZADA