



1993

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI KEMİK TİPİNDE KRON/İMLANT ORANINDAKİ
DEĞİŞİKLİĞİN STRES OLUŞUMUNA ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLEMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Duygu ÇINAR

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU

Ankara – 2007

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:25/07/2007

“İki Farklı Kemik Tipinde, Kron/ İmplant Oranındaki Değişikliğin Stres Oluşumuna Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi”

TEZ DANIŞMANI: Doç.Dr.Pervin İmirzaloğlu

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Yavuz Aslan



Prof.Dr. Sina Uçkan



Doç.Dr. Hakan Terzioğlu



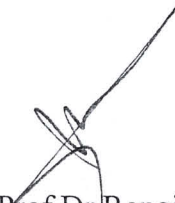
Doç.Dr. Tuğrul Altay



Doç.Dr.Pervin İmirzaloğlu



ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun **26./7./2007** tarih SABE /2007/050 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Dental implantlar total ve parsiyel dişsizliği olan hastaların tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Diş kayıpları zaman içinde alveol kemiklerde atrofiye neden olur. Üst çenede atrofi dikey ve bukkopalatinal yönde oluşur. Üst çene kemik yoğunluğunun alt çeneye göre daha düşük olması, implant ankraji ve oluşan kuvvetleri karşılama özelliğini olumsuz etkiler. Mevcut kemik miktarı, kalitesi ve yoğunluğu (densitesi) uygulanan implantların başarısı için çok önemlidir. Üst çenede daha çok Tip 3 ve Tip 4 kemik görülür. İmplant destekli protezlerin başarısını etkileyen başlıca faktörlerden biri de biyomekanik prensiplerin dikkate alınmasıdır. Fonksiyon sırasında hem üst yapı hem de implant eksternal ve internal kuvvetlerin etkisinde kalır. Kemik, implant ve uygulanan restorasyonlarda oluşan fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla birçok analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi implant-kemik ilişkisinin değerlendirilmesi veya kemiğin modellenmesi için uygun bir yöntemdir. Çoğunlukla arka bölgede görülen tek diş eksikliği olgularında, diş çekimine bağlı oluşan kemik kaybı nedeniyle implant uygulamalarında, doğal dentisyona göre farklı kron/kök oranı oluşmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, üst çenede birinci büyük azı diş eksikliğinde oluşabilecek üç farklı dikey kemik kaybının, Tip 3 ve Tip 4 kemikte ve farklı kron/kök oranlarının implant-kemik ilişkisinde oluşturacağı stresleri değerlendirmektir.

Bu amaçla bir hastanın üst çene arka bölge modeli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden Marc 2005 (MSC Software) programı kullanılarak elde edilmiştir. Bu program ile birinci büyük azı diş bölgesinde üç farklı dikey kemik kaybı ve farklı kron/kök oranları oluşturulmuş, yükleme koşulları modele edilmiş ve stres analizleri yapılmıştır.

En yüksek stresler 2/1 kron/implant oranında (430,57MPa) implant boynunda oluşmuştur. Kron/implant oranı arttıkça stresin dağıldığı alan ve deformasyon miktarı artmıştır. Kemikteki stresler ise daha çok implant boynuna komşu olan kortikal kemikte toplanmıştır. Kortikal kemik için en yüksek değerler kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda tip 4 kemikte (145,92MPa) oluşmuştur. Kron/implant oranındaki artış implant-kemik sisteminde oluşan stresleri arttırmıştır. Kemik yoğunluğunda yapılan değişiklik ise daha çok spongioz kemikte oluşan stresleri etkilemiş ve yoğunluğun azaltılması spongioz kemikte oluşan deformasyon miktarını arttırmıştır.

Anahtar Kelimeler: kron-implant oranı, SEA, maksiller molar, kron uzunluğu

ABSTRACT

Analysing The Effect Of The Crown/Implant Ratio On Stresses At Two Different Bone Type By Finite Element Analyses

Dental implants are widely used in the treatment of complete or partial edentulous patient. As a result of tooth losses, atrophy is observed in alveolar bones over time. The atrophy develops in maxilla in vertical and buccopalatal direction. The density of maxillary bone deficiency, in comparison with mandible, brings about the difficultness of implant anchorage and loading conditions in this area. The amount of existing bone is an important criterion for the success of implants applied. The inner bone structure is defined as quality or density. Generally, in maxilla the bone types of 3 and 4 were observed. One of the important factors in the success of implant supported prosthesis is to comply with biomechanical principles. Implant supported prosthesis could be subject to external or internal forces. For the purpose of measuring the functional stresses in the bones, implant, and restorations, various analysis methods are employed. Finite element method is an appropriate way to assess the relation between implant and bone and for modeling of the bone. Single tooth deficiency is generally seen in posterior area. Due to the inevitable bone destruction as a result of tooth extraction, the ratio of crown/implant is always different from the one observed in natural dentition.

The purpose of this study is to assess the stresses to be derived by three different bone losses in the bone-implant system of type 3 and type 4 bones in case maxillary first molar tooth is lost.

For this purpose, the model of posterior maxilla has been created by using Marc 2005 (MSC Software) programme from the computerized tomography images of an actual patient. Through this programme, we created different vertical bone resorptions in the first molar tooth zone, modeled the loading conditions and performed the stress analyses.

The highest stresses have been observed around the implant neck at the crown/implant ratio of 2/1(430,57MPa). As the crown/implant ratio increases, the zone where the stress spreads and amount of deformation have extended. As for the

stresses in the bone, they have been generally accumulated in the cortical bone that is adjacent to the implant neck. The highest values for the cortical bone have been observed in type 4 bone (145,92MPa) when the crown/implant ratio is 2/1. the increase in crown/implant ratio has decreased the stresses observed in implant-bone system. The modification made to the bone density mainly affected the stresses observed in spongios bone. The lowering of density increases the amount of deformation in spongios bone.

Key Words: crown-implant ratio, FEA, maxillary molar, crown length

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
Özet	iii
Abstract	iv
İçindekiler	vi
Kısaltmalar Ve Simgeler	viii
Şekiller	ix
Tablolar	xi
1.Giriş	1
2.Genel Bilgiler	2
2.1 İmplantın tarihçesi	2
2.2 Kemik	3
2.3 Osseointegrasyon ve biointegrasyon	4
2.4 Üst çene	5
2.5 Kemik rezorpsiyonu ve kalitesi ile	5
ilgili sınıflandırmalar	
2.6 Biyomekanik	8
2.7 Biyomekanik kavramlar	8
2.7.1 Kuvvet	
2.7.2 Stres	
2.7.3 Kuvvet tipleri	
2.7.4 Gerinim	
2.7.5 Elastiklik modülü	
2.7.6 Poisson oranı	
2.7.7 Kaldıraç	
2.7.8 Moment	
2.8 Doğal diş ve implant biyomekaniği	14
2.9 Dental implant tipleri	18
2.10 İmplant başarısını etkileyen faktörler	19
2.11.İmplant geometrisinin stres dağılımına etkisi	20

	Sayfa
2.12 Stres analiz metodları	21
2.13 Arka bölgede tek diş eksikliği	25
2.14 Proteze gelen çiğneme kuvvetleri	27
2.15 Kron/implant oranı	28
3.Gereç ve Yöntem	30
4.Bulgular	41
4.1 İmplantta oluşan stresler	42
4.1.1 İmplantta oluşan von mises stresler	
4.1.2 İmplantta oluşan maksimum principal stresler	
4.1.3 İmplantta oluşan minimum principal stresler	
4.2 Dış kortikal kemikte oluşan stresler	44
4.2.1 Dış kortikal kemikte oluşan von mises stresler	
4.2.2 Dış kortikal kemikte oluşan maksimum principal stresler	
4.2.3 Dış kortikal kemikte oluşan minimum principal stresler	
4.3 Spongioz kemikte oluşan stresler	45
4.3.1 Spongioz kemikte oluşan von mises stresler	
4.3.2 Spongioz kemikte oluşan maksimum principal stresler	
4.3.3 Spongioz kemikte oluşan minimum principal stresler	
4.4 İç kortikal kemikte oluşan stresler	47
5.Tartışma	76
6.Sonuç	83
7.Kaynaklar	84

KISALTMALAR VE SİMGELER

E_{Max}: Maksimum Elastik Gerinim

E_{Min}: Minimum Elastik Gerinim

P_{Max}: Maksimum Principal Stres

P_{Min}: Minimum Principal Stres

SEA: sonlu elemanlar analizi

VM: Von Misses

σ_1 : en yüksek çekme stresi

σ_2 : ara değer

σ_3 : en yüksek basma stresi

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 3.1:Dış kortikal-spongioz-iç kortikal tabakaların görünümü	31
Şekil 3.2: İmplant ve dayanak	32
Şekil 3.3: İmplantın ve üst yapının katı hale dönüştürülmüş hali	33
Şekil 3.4: Modellerin meshli hali	33
Şekil 3.5: Setlerin ayrılmış görüntüsü.....	34
Şekil 3.6: Çalışma modelleri	35
Şekil 3.7: Modelin sabitlendiği düzlemler	39
Şekil 3.8: Yüklemenin yapıldığı düğüm noktaları	39
Şekil 3.9: Yüklemenin yönü	40
Şekil 4.1.1.A: Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 1/1 olduğu durumda görülen VM stresler	48
Şekil 4.1.1.B: Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 1,5/1 olduğu durumda görülen VM stresler	49
Şekil 4.1.1.C: Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda görülen VM stresler	50
Şekil 4.1.1.D: Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında görülen VM stresler	51
Şekil 4.1.1.E: İmplant VM stres değerleri	52
Şekil 4.1.2.A: Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında görülen PMax	53
Şekil 4.1.2.B: İmplant PMax stres değerleri	54
Şekil 4.1.2.C: İmplant EMax gerinim değerleri	54
Şekil 4.1.3A: Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında görülen PMin	55
Şekil 4.1.3.B: İmplant PMin stres değerleri	56
Şekil 4.1.3.C: İmplant EMin gerinim değerleri	56
Şekil 4.1.4: İmplant VM, PMax, PMin stres değerleri	57
Şekil 4.2.1.A: Dış kortikal kemikte oluşan VM streslerin okluzal görünümü	58
Şekil 4.2.1.B: Dış kortikal kemik VM stres değerleri	59

	Sayfa
Şekil 4.2.2.A: Dış kortikal kemikte oluşan PMax streslerin okluzal görünümü	60
Şekil 4.2.2.B: Dış kortikal kemik PMax stres değerleri	61
Şekil 4.2.2.C: Dış kortikal kemik EMax gerinim değerleri	61
Şekil 4.2.3.A: Dış kortikal kemikte oluşan PMin streslerin okluzal görünümü	62
Şekil 4.2.3.B: Dış kortikal kemik PMin stres değerleri	63
Şekil 4.2.3.C: Dış kortikal kemik EMin stres değerleri	63
Şekil 4.2.4: Dış kortikal kemik VM, PMax, PMin stres değerleri ...	64
Şekil 4.3.1.A: Spongioz kemikte oluşan VM streslerin kesit görüntüsü	65
Şekil 4.3.1.B: Spongioz kemik VM stres değerleri	66
Şekil 4.3.2.A: Spongioz kemikte oluşan PMax streslerin kesit görüntüsü	67
Şekil 4.3.2.B: Spongioz kemik PMax stres değerleri	68
Şekil 4.3.2.C: Spongioz kemik EMax gerinim değerleri	68
Şekil 4.3.3.A: Spongioz kemikte oluşan PMin streslerin kesit görüntüsü	69
Şekil 4.3.3.B: Spongioz kemik PMin stres değerleri	70
Şekil 4.3.3.C: Spongioz kemik EMin gerinim değerleri	70
Şekil 4.3.4: Spongioz kemik VM, PMax, PMin stres değerleri	71
Şekil 4.4.1.A: İç kortikal kemikte oluşan VM stresler	72
Şekil 4.4.1.B: İç kortikal kemik VM stres değerleri	73
Şekil 4.4.2: İç kortikal kemik PMax ve PMin Değerleri	73
Şekil 4.4.3: İç kortikal kemik EMax VE EMin gerinim değerleri ...	74

TABLÖLAR

	Sayfa
Tablo 3.1: Araştırmada kullanılan setler	30
Tablo 3.2: Modellemeden kullanılan	34
düğüm ve eleman sayıları	
Tablo 3.3: Kullanılan materyallerin	38
elastiklik modülü ve poisson oranları	
Tablo 4.1: Çalışmadan elde edilen	75
bütün stres ve gerinim değerleri	

1.GİRİŞ

Modern diş hekimliğinde hastanın normal fonksiyonun yanı sıra rahatı, estetiği, konuşması ve sağlığının yerine konulması amaçlanır. Bunları sağlamak için implantlar tek diş eksikliği, tam dişsizlik, maksillofasiyal defektlerin rehabilitasyonu gibi çok geniş alanlarda kullanılır.

Çene kemikleri istenen düzeyde kemik kalitesine sahip olduğu zaman implantlar için iyi bir stabilizasyon sağlanır. Ancak eğer kortikal kemik ince, spongioz kemik yeterli dirence sahip değil ve düşük yoğunluta ise implantların stabilizasyonu azalır. Diş çekiminden hemen sonra fizyolojik olarak görülen alveol kretteki rezorpsiyon, üst çene arka bölgede diğer bölgelere göre daha hızlı olur. İmplant üzerindeki kron uzunluğu, kemik rezorpsiyon miktarı az olsa bile doğal anatomik kron boyundan her zaman için daha uzundur. Lateral yük uygulandığında kron boyu dikey kaldıraç olarak etki gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi arttırır.

Kron uzunluğu ve buna bağlı olarak kron/implant oranı implantlarda oluşan stresin azaltılabilmesi için önemlidir. Literatürde üst çenede tek diş implantların, kron/implant oranlarının, implant-kemik sisteminde oluşturduğu stresler üzerine yapılmış bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Yapılan çalışmaların çoğu implant uzunluğu ile ilgilidir. Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan birçok çalışma ise alt çenede gerçekleştirilmiştir. Üst çenede oluşan stresleri değerlendiren az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, üst çenede birinci büyük azı diş eksikliğinde oluşabilecek üç farklı dikey kemik kaybının, Tip 3 ve Tip 4 kemikte ve farklı kron/kök oranlarının implant-kemik ilişkisinde oluşturacağı stresleri değerlendirmektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 İmplantın tarihçesi

Dental implantasyon yeni bir buluş değildir. Binlerce yıldır insanlar kayıp dişleri yerine koymak için birçok yöntem denemişlerdir. Arkeolojik kazılar sonucunda üst çene ve alt çeneye deniz kabuğu, taş, tahta parçası ve metal yerleştirilmiş kafa iskeletleri bulunmuştur. İkinci yüzyıldan beri hayvan veya insan dişlerinin nakli yapılmaktadır. 1800'lerin başında Magglio yeni çekim yapılmış soketlere altından hazırlanmış diş kökleri yerleştirmiştir(1). 1930'larda vitalliumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) hazırlanan implantlar uzun dönemde başarılı olan ilk implantlar olmuştur.

1950 yılında Per-Ingvar Branemark titanyum ve kemiğin kaynaşmasını gözlemlemiş ve geliştirdiği yönteme osseointegrasyon adını vermiştir. 1967 yılında ise vitalliumdan endosteal blade implantların kullanımı ile modern implant diş hekimliği başlamıştır (1).

İmplant tedavisinin yaygınlaşması birçok faktöre bağlıdır, Bunlar;

1. Yaşlı insan sayısının artması,
2. Yaşa bağlı diş kayıpları,
3. Sabit bölümlü protezler sonucunda görülen başarısızlıklar,
4. Dişsizliğe bağlı anatomik durum,
5. Hareketli bölümlü protezlerin zayıf performansı,
6. Hareketli bölümlü protezlerin kullanımı sonrası medyana gelen komplikasyonlar,
7. Diş kayıplarının fizyolojik sonuçları,
8. İmplant destekli protezlerin uzun dönem sonuçları,
9. İmplant destekli protezlerin avantajlarıdır (2)

İmplantlar son 40 yıldır kullanımlarına göre subperiosteal, transosteal ve endosseous olarak sınıflandırılmaktadır. Bu gün endosseous implantlar en sık kullanılan implant tipidir.(1)

2.2.Kemik

Kemik, ileri derecede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olup insan iskeletine destek sağlar(3). Hücre ve dokunun birleşiminden oluşan hücre dışı matriks yapısındadır. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Dentin gibi organik matriksin %86'sı tip 1 kollajen içerir. Bu, kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve küçüktür. Kemik, damarlanmasından dolayı vücut için majör kalsiyum ve fosfat deposudur(1).

Kemik, üç tip hücrenin kompleks aktivitesi sonucu meydana gelir. Bu üç hücre osteoblast, osteoklast ve osteositir(4).

Kemiğin hücre dışı matriksi (osteoid) osteoblastlar tarafından yapılır. Bu matriks periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Ayrıca osteoblastlar hücre dışı matriksin mineralizasyonunu sağlar. Kemik oluştuğunda osteoblastlar hücre dışı matrikste gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar. Bu hücreler lakunanın içinde yer alır ve diğer lakunalarındaki hücrelerle kanallar yardımıyla iletişim kurup kemiğin canlılığını devam ettirirler. Damarlarla beslenme zarar görürse veya 45 derecenin üzerindeki sıcaklığa birkaç dakikadan daha uzun süre maruz kalırlarsa bu hücreler ölür.

Diğer bir hücre, osteoklast, hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve kemiğin organik bölümünü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirler. Bu hayat boyu devam eden bir süreçtir.(1)

Kemik iki farklı tabakadan oluşur. Dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik destek sağlar. Merkezde yer alan spongios (trabeküler) kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken, spongios kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongios kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir(3,4).

Dental iskelet yapısı bazal kemik tarafından oluşturulur. Bazal kemik ilgili kas bağlantılarının birçoğunu içerir ve fetusta dişlerin oluşumundan önce şeklini alır. Alveoler kemik ilk diş tomurcuklarını çevreleyen hertwig epitelyum kılıfının

oluşumu ile şekillenir. Alveoler kemik süt veya daimi dişlerin eksik olduğu durumda oluşmaz. Diş ve alveoler kemik arasındaki ilişki hayat boyu devam eder. Wolff kanununa göre gelen kuvvetler kemiğin yeniden şekillenmesini (remodeling) etkiler. Kemik afonksiyonel hale geldiğinde iç ve dış yapısında belirgin değişiklikler görülür. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılmaya ihtiyacı vardır. Roberts, iskelet sistemindeki %4'lük gerilimin kemiğin devamlılığını sağladığını ve yıkım (rezorpsiyon) ve formasyon aşamalarını dengelediğini söylemiştir(2). Diş, çevresindeki kemiğe gerilme ve baskı streslerini iletir. Bu kuvvetlerin kemiğin inorganik bölümünü oluşturan durapatitin tamamlanmamış kristalleri için piezoelektrik etkisi vardır. Bir diş kaybedildiği zaman kalan kemikteki uyarılma (stimulasyon) eksigi bu bölgede kemik yoğunluğunda ve trabeküllerde azalmaya neden olur. Diş kaybından sonra kemiğin genişliği ilk yıl içerisinde %25 oranında azalırken, yüksekliğinde yaklaşık olarak 4mm'lik bir azalma görülür(2).

2.3.Osseointegrasyon ve biointegrasyon

İmplant dizaynında en önemli konu alveoler kemik ile fiziksel ve biyolojik olarak uyumlu materyallerin kullanılmasıdır. İdeal olarak materyal ve kemiğin bağlanması ve bu bölgede kemik oluşması istenir. Vücudun materyali yabancı bir cisim olarak algılamaması istenmez(1). İlk olarak Branemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon, implant yüzeyi ile kemik arasında direkt bir ilişkiyi açıklar ve günümüzde dental implantların temel bağlanma mekanizması olarak kabul edilir. Bu durum periodontal ligamentin bulunmadığı ankiloze dişlere benzer(5). Osseointegrasyon dental protezi destekler ve gelen yükü transfer edecek ideal bir kemik-implant bağlantısı sağlar. Osseointegrasyonun istenilen düzeyde sağlanabilmesi için kemiğin canlılığının korunması, implant yerleştirme sırasında nekroz veya enflamasyonun oluşturulmaması gerekir. İmplantların yerleştirildiği bölgede fibröz doku bulunmamalı, kemik-implant arasındaki mesafe 10nm'den az ve kemik-implant temas yüzeyi gelecek yüklere dayanacak şekilde olmalıdır. İmplant destekli protezler için osseointegrasyon vazgeçilmezdir(1).

2.4.Üst çene

Üst çene, piramidal tabanı mediale bakan ve nazal fossa ile birbirinden ayrılan içi boş bir çift kemiktir. Aşağıda ve her iki yanda oral kavite ile sınırlanmıştır. Bu sınırlar üst çenenin dış hudutlarını oluşturur(3).

Diş kayıpları sonucu zaman içinde alveoler kemiklerde atrofi görülür. Üst çenede atrofi dikey ve bukkopalatinal yönde oluşur. Dolayısıyla ileri derecede yıkım olan bir üst çenede, implantların daha palatinal ve superiora doğru yerleştirilmesi gerekebilir. Bu da, implantlar üzerinde yıkıcı kuvvetlerin etkisini artırır. Üst çene arka bölgede ileri derecede yıkım görülen olgularda, sinüsler ve nazal kavite bu bölgenin implant ile tedavisini oldukça kısıtlamaktadır. Aynı zamanda üst çene kemik yoğunluğunun alt çeneye göre daha düşük olması nedeni ile bu bölgede istenilen düzeyde implant ankraji ve yükleme koşullarını elde etmek zordur(2).

2.5.Kemik yıkımı ve kalitesi ile ilgili sınıflandırmalar

Mevcut kemik miktarı uygulanan implantların başarısı için önemli bir kriterdir(2). Kemik miktarı dişsiz alanın hacmini veya dış yapısını tanımlar. Kemik miktarı yükseklik, genişlik ve uzunluk değerlendirilerek belirlenir(2). Kemiğin içyapısı kalite veya yoğunluk olarak tanımlanır. Bu kemiğin sertliğini yansıtır. Dişsiz sahadaki kemiğin yoğunluğu tedavi planının, implant dizaynının, cerrahi yaklaşımın, iyileşme zamanının belirlenmesinde önemlidir(6).

Zarb ve Schmitt(7) uygun implant tedavisinin belirlenebilmesinde kemik yıkım miktarının önemli olduğunu söylemişlerdir. Endosteal implantların osseointegrasyonu için kemiğin miktarı tek başına yeterli değildir(2). Kemiğin miktarı kadar kemiğin kalitesi ve osseointegrasyon da biyomekanik açıdan önemlidir(6). Stresin mekanik olarak dağıtılması primer olarak kemiğin implant ile temas ettiği bölgede olur. Kemik temas miktarı kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre önemli derecede fazladır(2). Yerleştirme sırasındaki kemik yoğunluğu sadece iyileşme esnasındaki hareketsizliği değil aynı zamanda implant kemik ara yüzeyine stresin daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını da sağlar(2,8). Kemik yoğunluğu azaldıkça dayanç azalır. Kemikteki mikro kırık insidansını azaltmak için kemikteki

gerinim azaltılmalıdır. Gerinim direkt olarak stres ile ilişkilidir. Dolayısıyla kemik yoğunluğu azaldıkça implant sistemine gelen stres de azaltılmalıdır(2).

Kent ve arkadaşları(9) 1983 yılında tüm çene kemiği yıkımı ile ilgili 4 sınıftan oluşan bir sınıflandırma yapmışlardır:

Sınıf 1: Alveol kret yeterli yüksekliğe sahip ancak yeterli genişlikte değildir.

Sınıf 2: Alveol kret hem yeterli yüksekliğe hem de yeterli genişliğe sahip değildir. Bıçak sırtı görünümündedir.

Sınıf 3: Alveol kret bazal kemiğe kadar rezorbe olmuştur.

Sınıf 4: Bazal kemik kalem kalınlığı kadardır ve düz bir alt çene ya da üst çene izlenir.

Benzer bir sınıflama Leholm ve Zarb(10) tarafından da yapılmıştır. Kemik miktarı, A'dan E'ye kadar 5 grupta sınıflandırılmıştır. E en az kemik miktarını temsil etmektedir.

Sınıf 1:(A)alveol kretin çoğu bulunmaktadır.

Sınıf 2:(B)hafif kret rezorpsiyonu oluşmuştur.

Sınıf 3:(C)ileri derecede rezorpsiyon oluşmuştur ve sadece bazal kemik kalmıştır.

Sınıf 4:(D)bazal kemikte biraz rezorpsiyon başlamıştır.

Sınıf 5:(E)alt çenede\üst çenede bazal kemikte aşırı derecede rezorpsiyon oluşmuştur.

Lekholm ve Zarb(10), 1985 yılında kemik kalitesi ile ilgili bir sınıflandırma yapmışlardır. Bu sistemde, kemik kalitesine göre dört tipe ayrılmıştır:

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik içerir.

Tip 2: Yoğun spongios kemiği kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 3: Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.

Lekholm ve Zarb(10) çene kemiklerinin istenen düzeyde kemik kalitesine sahip olduğu zaman implantlar için iyi bir stabilizasyon sağlayacağını belirtmişlerdir. Eğer kortikal kemik ince, spongioz kemik yeterli dirence sahip değil ve düşük yoğunluğa sahip ise implantların stabilizasyonu azalacaktır.

Tip 1 kemik üst çenede neredeyse hiç gözlenmez. Tip 1 kemik ön alt çenede arka alt çeneye göre iki kat daha fazla oranda gözlenir. Alt çenede en sık gözlenen kemik yoğunluğu (densite) Tip 2 kemiktir. Tip 2 kemik en fazla alt çenede ön bölgede görülür. Daha az oranda da arka alt çenede görülür. Üst çenede alt çeneye göre daha az oranda ve daha çok ön bölgede görülür. Tip 3 kemik ise daha çok üst çenede ve ön bölgede görülür. Arka üst çenede daha az görülür. Tip 3 kemik alt çenede de görülür ve arka alt çenede ön alt çeneye göre daha fazla oranda rastlanır. Tip 4 kemik en çok arka üst çenede büyük azı bölgesinde görülür(2).

Ulm ve ark.(11) dişsiz üst çenede spongioz kemiğin özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, Tip 3 kemiğin yoğun olarak ön ve küçük azı bölgesinde, Tip 4 kemiğin ise çoğunlukla büyük azı bölgesinde görüldüğünü açıklamışlardır. Üst çenede Tip 1 ve 2 kemiğe rastlamamışlardır.

Üst çene arka bölgedeki kemik kaybı diğer bütün bölgelerden daha hızlıdır. Çekimin hemen sonrasında alveol krette rezorpsiyon görülür(2).

İmplantların uzun dönemde başarılı olabilmeleri için gerekli olan minimum kemik yüksekliği kemik yoğunluğu ile yakından ilişkilidir. Daha yoğun olan kemiğe daha kısa implant yerleştirilebilirken (8mm gibi) yoğunluğu az olan zayıf kemiğe ise daha uzun implantların (12mm) yerleştirilmesi gerekir. İmplantın boyu yoğunluğa göre belirlense de zayıf kemiklerde implantın çapı daha önem kazanır (2,12).

Kortikal destek iyi bir başlangıç stabilizasyonu sağladığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı için önemli bir faktördür. Yük transferi için implantın kortikal

kemikle kilitlenmesi önemlidir(2). Üst çenede büyük azı bölgedeki trabeküler yapı kesici ve küçük azı bölgelerine göre genel olarak daha zayıftır. Ayrıca kortikal kemik kalınlığı da azalmıştır(11).

2.6.Biyomekanik

İmplant destekli protezlerin başarısında önemli faktörlerden biri biyomekanik prensiplere uymaktır. Biyomekanik, vücuttaki organ ve dokular ile onlara gelen kuvvetler arasındaki etkiyi inceleyen bir bilimdir(1). Ağız ortamındaki restoratif materyaller kimyasal, termal ve mekanik değişikliklerle karşılaşılır. Bu değişiklikler materyalde deformasyona sebep olabilirler. Biyomekanik, biyolojik materyallerin birbirini nasıl etkilediğini ve nasıl değiştiklerini inceler. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin termal ve mekanik değişikliklere nasıl cevap verdiğini tanımlar. Mekanik özellikler bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Çünkü tek bir mekanik özellik kalite ve performans hakkında doğru bir fikir vermez(1).

Materyallere gelen kuvvetlerin anlaşılabilmesi için biyomekanik kavramların bilinmesi gerekir.

2.7.Biyomekanik kavramlar

2.7.1.Kuvvet

Bir kütlenin diğerine etkisi sonucunda kuvvet oluşur. Dental implantlar üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir.

2.7.2.Stres

Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere bir kuvvet uygulandığında bu dış kuvvete karşı bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvetle eşdeğer ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvet ve iç direnç (stres) yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki stres, birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Kuvvet uygulamalarına karşı oluşan iç direnç pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alana 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 bölünmesiyle elde edilir ve genel olarak Pascal olarak ifade edilir ($1\text{Pa} = 1\text{N/m}^2 = 1\text{MN/mm}^2$). Bilimsel yayınlarda stres sıklıkla MPa (Megapascal) olarak bildirilmektedir ($1\text{MPa} = 10^6\text{Pa}$) (1).

Bir yapıdaki stres kuvvet ile doğru, alan ile de ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirlemek önemlidir. Dental restorasyonlar için kuvvet uygulanan alanların çok küçük olmasından dolayı bu konu göz önünde bulundurulmalıdır.

Stres her zaman bir metrekairelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdir. Ancak dental restorasyonların yüzey alanları küçüktür, örneğin bir okluzal pit restorasyonunun yüzey alanı 4mm^2 den fazla değildir. Bu nedenle birçok restorasyonda birkaç yüz MPa'lık stres oluşur(1).

2.7.3.Kuvvet tipleri

Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı ya da doğrultudan yöneltilebilir ve çoğu zaman yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Genel olarak kuvvetler, aksiyel (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükülme şeklinde olabilir. Bütün kuvvetler aksiyel ve kesme tiplerinin çözümüdür. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde 2 kuvvet setine maruz kalan yapıda çekme oluşur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirlerine doğru ise yapıda basma oluşur. İki kuvvet seti birbirine paralel ve zıt yönde ise makaslama oluşur. Bükülme yapının dönmesine karşı ve eğilme uygulanan eğilme momenti sonucunda oluşur. Çekme uygulandığında yapıdaki moleküller dağılmaya karşı, basma uygulandığında ise moleküller birbirlerine çok yaklaşmaya karşı direnç gösterir. Makaslama stresi uygulandığında madde bir bölümünün diğeri üzerinden kaymasına karşı direnç gösterir. Materyalin deformasyona karşı bu direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini gösterir(1).

Kemik en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Gerilme tipi kuvvetlere %30, kesme tipi kuvvetlere ise %65 daha az dayanıklıdır(2).

2.7.4.Gerinim

Bir kütleye kuvvet uygulandığında bu kuvvetin sonucunda bir deformasyon oluşur. Her tip stres, yapıda deformasyon oluşturabilir. Çekme kuvveti ile oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvveti ise yükleme yönünde cismin kısalmasına sebep olur. Gerinim (Strain), ϵ , yapı bir strese maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerininin bir ölçü birimi yoktur. Ancak gerinim deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir(1,13).

Gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinim 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(13).

2.7.5.Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Materyallerin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de Young modülü olarak bilinir. Elastiklik modülü bir materyalin elastik sınırlar içerisindeki sertliğini gösterir.

Elastiklik modülü, stresin gerinime oranıdır. Bu bakımdan bir strese ne kadar küçük gerinim 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 bir elastiklik modülü vardır.

$$E = \text{Stres/Gerinim} = \sigma / \epsilon$$

Elastiklik modülünün birimi, birim alana düşen kuvvet olup kg/mm^2 'dir. Bu özellik materyallerin mekanik özellikleri ile dolaylı bir ilişki içindedir (1).

Stres/strain grafiğindeki düz çizgi bölgesinin eğimi materyalin sertliğinin veya katılığının ölçümüdür. Bir materyalin kalınlığı artırılarak sertliği artırılabilir. Ancak elastisite modülü değişmez. Elastisite modülü sabit bir değerdir(5).

2.7.6.Poisson oranı

Çekme veya basmada aksiyel yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve yan (lateral) gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde yan gerinimin dikey gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır (ν). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder (1).

Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur(1).

Bir yapı oranı sınırının üstünde gerildiği takdirde daimi şekilde deforme olur. Malzeme bir çekme kuvveti uygulandığında kopmadan büyük oranda daimi deformasyona dayanabilirse bu malzemenin çekilebilirliğinin yüksek olduğu söylenir. Dolayısıyla çekilebilirlik malzemenin bir kopma olmadan daimi deformasyona dayanabilme miktarıdır. Kolayca uzayabilen metal çekilebilir bir metaldir. Çekilebilirlik, plastiklik ve çekme kuvvetine bağlıdır. Çekilebilirlik malzemenin oda sıcaklığında bükülmesi ve eğilmesi durumunda en yüksek izin verilebilir plastiklik derecesi olup dış hekimliği açısından son derece önemlidir(5).

2.7.7.Kaldıraç

Kuvvet, yük ve dayanak üçlüsünün birbirleri ile olan ilişkisini açıklayacak şekilde kaldıraçlar üç ayrı tasarımda açıklanmaktadır.

1.Sınıf kaldıraç: Dayanağın ortada, yük ve uygulanan kuvvetin iki uçta olduğu sistemdir.

2.Sınıf kaldıraç: Yük (direnç) ortada, kuvvet ile dayanağın arasında yer alır.

3.Sınıf kaldıraç: Yük ve dayanak iki uçta, uygulanan kuvvet ise ortada yer alır.

Kaldıraç sistemlerinde kuvvetin etkisini açıklayan, mekanik avantaj kavramıdır.

Kuvvet kolu(Kk)

$$\text{M.A. (Mekanik Avantaj)} = \frac{\text{Kuvvet kolu(Kk)}}{\text{Yük kolu(Yk)}}$$

Yük kolu(Yk)

Bu formül kuvvetin yük ile ilişkili olarak etkisinin değerlendirilmesine yarar. Yük kolu yükün dayanağa olan uzaklığı, kuvvet kolu ise kuvvetin dayanağa olan uzaklığıdır(14). Bir kaldıraçta mekanik avantaj kuvvet kolunun yük koluna oranıdır. Dayanak ortada olup her iki uçta eşit ağırlıkta yük bulunduğu MA bir olacaktır. Bu kaldıraç dengede olur. İkinci sınıf kaldıraçta yük dayanak ve kuvvet arasındadır. Yük ve kuvvetlerin oluşturduğu ağırlıklar aynı yönde hareket ederler. Bu sistem daima birden daha fazla mekanik avantaja sahiptir(MA>1) üçüncü sınıf kaldıraçta kuvvet, dayanak ve yük arasındadır. Bu kaldıraçta da yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıklar aynı yönde hareket ederler. Mekanik avantaj daima birden küçüktür(MA<1) (15).

2.7.8.Moment

Bir cismin dönmesi için kuvvete ve kuvvetin uygulandığı noktadan belli bir mesafede yer alan dönme merkezine ihtiyacı vardır. Kuvvetin bu merkez üzerinden uygulanması halinde, yani mesafenin sıfır olması durumunda o cisimde hareket olmaz. Bir başka deyişle o cisim denge konumundadır. Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye çalıştığımız zaman çabamızın, uyguladığımız kuvvetin dönme eksenine olan uzaklığına bağlı olduğunu görürüz. Eksene yakın bir noktadan oldukça büyük, eksene uzak bir noktadan ise daha küçük bir kuvvet uygulamamız gerekir.

Bir kuvvetin bir noktaya göre momenti, kuvvetin şiddeti ile noktanın kuvvet doğrultusuna dik uzaklığının çarpımı olarak tanımlanır.

$D = F \cdot d$ ifadesi ile tanımlanır. Burada F kuvvetin şiddeti, d ise dönme merkezinin kuvvetin doğrultusuna uzaklığıdır. Devrilme momentinin belirlenmesinde kuvvet ve kaldıraç kolu önem taşır. Daha uzun kaldıraç kolu, daha büyük devrilme momenti ve daha büyük stres demektir.

Dönme momentinin niceliği, bir kuvvetin döndürme etkinliğini belirleyen bir niceliktir. Bir kuvvetin dönme momenti ne kadar büyük ise döndürme etkinliği de o kadar büyük olur(15).

Çiğneme hareketi esnasında dikey ve yatay (horizontal) kuvvetler oluşur. Ancak oluşan kuvvetler, diş ile temas sağlandıktan sonra o kadar basit olmaz. Kuvvetin yönünün son halini temas yüzeyinin şekli belirler. Kuvvetin miktarı, yönü ve destek kemiğe dağıtılması dişin ve/veya implantın, ve restorasyonun ömrünü belirler(13).

Kasp (cusp) eğimine dik bir kuvvet geldiğinde, sonuç kuvvet dişin apikal üçlüsünde bulunan rotasyon merkezine belirli bir mesafeden geçer. Bu mesafe ne kadar uzarsa moment (tork) de o kadar artar(13).

İmplantların yerleştirildiği alveolün ağız içerisindeki konumu, işlevselliği ve yumuşak doku temasları ile ilgili olan kuvvetler düşünüldüğünde devrilme moment etkisi 3 farklı eksende incelenebilir.

1.oklüzoapikal

2.vestibulolingual

3.meziodistal

Oklüzoapikal olarak tanımlanan moment kolu implantın uzun eksenini tanımlar. Bu tanıma göre bu eksenindeki implantın alveol içerisindeki ve dışındaki bölümleri ve aralarındaki oran önem taşımaktadır. Bilinen kaldırma yasalarına göre kuvvet kolunun yük koluna oranı bu eksenindeki implanta etkiyen kuvvetlerin implant-kemik ara yüzünde oluşturacağı streslerin miktarını belirler.

Bu eksenindeki momentler ve sonuçları, implant üstü protezlerin yapımında, protezin dikey boyutunun saptanması ve uygulanmasında, ve tek diş eksikliklerinde yapılacak implant üstü restorasyonun boyutunun saptanması ve uygulanmasında çok önemlidir (14).

Oklüzoapikal uygulanan kuvvet aynı zamanda vestibulolingual moment koluna etkimektedir. Bu anlamda vestibulolingual ekseninde de devrilme momenti

etkisi söz konusudur. Bu moment kolundaki etkinin büyüklüğü okluzal yüzün genişliği ile doğrudan ilişkilidir. Geniş okluzal tablanın eksenden uzak bölgelerine gelen dikey kuvvetler okluzal yüzey morfolojisine de bağlı olarak implant üzerinde eğik kuvvet etkisi yaratırlar. Eksentrik kuvvetlerin bu etkileri sonucu özellikle implantın alveole girdiği bölgede kemikte gerilme birikimleri oluşur. Gerilme birikimlerinin sonucu olarak alveol kemiğinde gelişen yıkım istenmeyen bir sonuçtur. Çünkü oluşan yıkım ile implantın alveol içindeki bölümü kısalır. Ortaya çıkan kaldırıcı etkisi ile (kuvvet kolu uzayacağından) okluzoapikal ekseninde devrilme moment etkisi yatay kuvvet varlığında artacaktır. Eğik bir yüzeye gelen dik kuvvetin bileşenleri yeni yan kuvvetlere neden olur(14).

Meziodistal yöndeki kuvvet etkisi komşu diş temasları ya da implantların birbiri ile bağlanması nedeniyle önemsiz boyutlardadır(14).

Eksik arka dişlerin yerine konduğu 1 veya 2 implant destekli protezlerde eğilmeye bağlı aşırı yüklerin oluşma riski yüksektir. Buna bağlı olarak arka implant destekli protezler yüksek sıklıkla devrilme momentinin etkisinde kalırlar(16).

Clelland ve arkadaşlarının(17) yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında dayanak açısındaki artış kortikal kemikte oluşan stresi arttırmıştır.

Kaldıraç etkisi çeşitli geometrik şartların sonucunda oluşur. İmplantlara bir kantilever gövde ilave edilmesi ya da implantlarda bukkolingual ofset oluşturulması kaldırıcı etkisine örnek verilebilir. Kaldıraç etkisine bir örnek de büyük azı bölgesine uygulanan tek diş implantlarda, diş kron boyutlarının implant çapından çok daha fazla olmasından dolayı tüm yönlerde oluşan devrilme momentidir(16,18).

2.8.Doğal diş ve implant biyomekaniği

Oral implant uygulamalarında kaybedilmiş dişlerin yerine yapay materyaller yerleştirilerek dişlerin görevini yerine getirmesi beklenir. Ancak bu yapay restorasyonun periodonsiyumu ve duyu özelliği yoktur. Dolayısı ile kuvvet karşısında savunmasızdır. Bu nedendir ki oral implanta gelecek kuvvetin ve dağılımının yeterli bir şekilde anlaşılıp irdelenmesi gerekmektedir. Biyomekanik

yaklaşımlar uygulanan yükler karşısında biyolojik doku cevaplarını açıklamakta; tasarımlara ve klinik uygulamalara rehberlik etmektedir(14).

Kemik-implant bağlantısı dental implantlardaki biyomekanik analizlerin temelini oluşturur. İmplant ve osseointegre kemik arasındaki yakın ilişki kemik ve implant arasında minimum yer değiştirme ile stres transferine izin verir. Oluşan stres 3 ana değişkenden etkilenir.

- 1) Çiğneme faktörleri: frekans-ısıрма kuvveti-alt çene hareketi
- 2) Desteğin tipi: implant destekli-implant doku destekli-implant diş destekli
- 3) İmplant restorasyonun içerdiği materyalin mekanik özellikleri: elastik modülüs-kırılma dayancı-yumuşaklık (5).

Doğal diş biyomekaniği ile implant biyomekaniği farklıdır. İmplant ile kemik doku arasında periodontal ligament bulunmaması ve osseointegre olmaları ana farklılığı meydana getirmektedir(19). Periodontal ligamentin stresleri absorbe etme ve diş hareketine izin verme özellikleri vardır. Kemik-implant ara yüzeyi bu harekete izin vermez(20,21).

İmplantlarda kuvvet transfer mekanizmasının önemli bir yönünü teşkil eden osseointegre iyileşme implantın ve kemiğin göreceli hareketini önler. Burada implant ve kemik arasındaki kayma hareketi peri-implant bölgede ilerleyici kemik yıkımına yol açar. İltihap dışında kemik yıkımı temelde biyomekanik faktörlere bağlıdır(19,22).

Çiğneme kuvvetleri periodonsiyumun varlığında düzenlenerek ve yönlendirilerek kemiğe aktarılır. Esnemez, yapay bir ilişki varlığında ise kuvvet aktarımı sırasında bu bölgede gerilme birikimleri oluşur(14). Periodonsiyumdan dolayı doğal dişler hareketle ya da yer değişimi ile oluşan bir kısım dış yüklemeleri karşılayabilir(19).

Erişkinlerde periodontal ligament 0.15 – 0.20 mm. kalınlığında olabilir. Diş kemiğe bağlayan periodontal lifler yüksek oranda farklılaşmış fibröz dokudan oluşurlar. Birçok hücre ve sinir sonlanması içerirler. Bunlar şok absorpsiyonu,

duyusal fonksiyon, kemik formasyonu ve diş hareketlerini sağlarlar. Bu en ideal tutunma biçimidir. Ancak bunu sağlayabilecek herhangi bir implant sistemi bulunmamaktadır(5).

Dişin periodontal ligamenti kuvvetin bütün çevre kemik boyunca dağıtılmasını sağlarken osseointegrasyonun olduğu kemik-implant ara yüzeyinde kuvvet kret tepesinde yoğunlaşır(13).

Okluzal kuvvetlerin büyüklüğü ve lokalizasyonu kemik-implant-protez kompleksinde oluşan stres ve gerilimin niceliğini ve niteliğini etkiler(23-29). Okluzal kuvvetler ara yüzeyin stres absorpsiyon kapasitesini aştığında, implantlarda başarısızlık görülür. İmplantlarda aşırı yüklenmeye sebep olan biyomekanik faktörler kemik tipi ve okluzal anatomidir(20,18,21).

İmplant destekli bir protez dış (eksternal) ve iç (internal) kuvvetlerin etkisi altında olabilir(24,30). Bütün klinik yükleme durumlarında okluzal kuvvet öncelikle proteze gelir. Sonra implant aracılığıyla kemik implant ara yüzeyine ulaşır(31). Uygulanan fonksiyonel kuvvetler implant-protez kompleksinde stres ve gerilim oluşturur ve implantlar etrafındaki kemiğin yenilenmesini etkiler(32). İmplant destekli bir proteze gelen dış kuvvetler yükü taşıyan sistemde stres oluşturur ve destek kemikte strese karşı reaksiyon oluşur. Bu, kuvvetle aynı büyüklükte ve ters yöndedir. İmplantın klinik yüklemesi sırasında gelen kuvvetler asla santral uzun aks ile çakışmazlar. Aksine okluzal kuvvetler farklı yerlerden uygulanırlar ve çoğunlukla kaldıraç kolu oluşturacak şekilde gelirler. Bu, kemikte tepki kuvvetine ve eğilme momentine neden olur(30). İmplantlara iletilen kuvvet ve oluşan stresler protezde yüklemenin nereden yapıldığına bağlıdır(28). Kemik biyolojisi ile ilgili çalışmalar implantların aşırı yüklenmesinin implantlarda başarısızlığa neden olacağını göstermişlerdir. İmplant etrafındaki kemiğe 2000–3000 mikrostrain civarında aşırı yükleme olursa, kemikte yüksek oranda deformasyon görülürken, 4000 mikrostrainin üzerine çıktığında fizyolojik tolerans geçileceğinden, kemik-implant ara yüzeyinde mikro kırıklar oluşur(33). Carter ve arkadaşları(34), kemikte 3000 mikrostrainin üzerindeki gerinimlerin kemik için tehlikeli olduğunu ve hipertrofik bir cevap oluşturacağını, 4000 mikrostrainin üzerindeki değerlerin ise kemikte lokalize aşırı yüklemeye bu kuvvetin geldiği bölgede kemik kaybı oluşacağını belirtmiştir. Tek bir yükün, zayıf bile olsa tekrarlanan uygulaması sonucunda aşırı yüklenme oluşabilir.

Bu, kemikte mikro kırıklara neden olur. Bu tip kırıklara yorulma kırığı denir. Aşırı dinamik yükleme implant boynu etrafındaki kemiğin yoğunluğunu azaltır ve krater şeklinde kemik kaybına neden olur(35,36,37). Çok düşük kemik içi gerilimler bile kemikte rezorpsiyona sebep olur(38). Forst (2)'a göre kemikteki gerinimler fizyolojik çerçevenin (200–1500 mikrostrain) üstünde veya altında olduğunda kemik kütlesi değişecektir.

Kemik yapı üzerine fizyolojik kuvvet geldiğinde, kemik oluşum (apozisyon), yıkım ve/veya sertliğini değiştirmek suretiyle bu zorlamayı azaltmaktadır. Bu mekanizma, yüzeyde kemik yapımı ya da yıkımı ile ve kemik mineral içeriğinin değişmesiyle sağlanmaktadır. Mekanik uyarı belli bir fizyolojik sınırdan kaldığı sürece sistem kemik yıkımı ve yeni kemik gelişimi arasında bir denge kurmaktadır(19).

Bunun anlamı, makroskopik düzeyde herhangi bir kemik değişikliği gözükmesine de kemik yeniden yapılanma işlemlerine devam etmektedir. Burada osteoblastik ve osteoklastik hücre popülasyonları arasında yakın bir ilişkinin bulunmasından dolayı statik denge korunmaktadır. Bu denge, hem hormonal (parathormon ve vitamin D) hem de mekanik faktörler tarafından düzenlenmektedir(19,39).

İmplant yüzeyi kemik kaybı açısından çok önemlidir. İmplant yüzeyindeki pürüzlülüğün artması kemik oluşumunu ve yenilenmesini dengeler. Ayrıca implant yüzey topografisi ara yüzeydeki gerilim ve stresin büyüklüğünü kontrol eder(40). İmplant yüzeyi pürüzlü ise okluzal kuvvetin transfer edileceği kemik yüzeyi artar ve implantların çevresinde daha az gerilim ve stres oluşur(31).

Kemik-implant ara yüzeyindeki yük transferi:

1. Yüklemenin tipine,
2. İmplant ve protezin materyal özelliklerine,
3. Kemik-implant ara yüzeyine,
4. Kemiğin nitelik ve niceliğine,
5. İmplant geometrisi, uzunluğu, çapı ve şekline,

6. İmplant yüzey yapısına bağlıdır(20).

Dişte, implantta ve protezde oluşan hareketler, miktarına göre 3 grupta tanımlanabilir. Bunlardan ilki, diş ya da protez elemanlarında oluşan 0,5mm'den daha büyük ve kolayca gözlemlenebilen makro hareket; ikincisi, dişin, protezin ya da implant sisteminin gözlemlenemeyen fakat ölçülebilen hareketi mikro hareket; ve üçüncüsü de, Angström seviyesindeki, genel anlamda gözlemlenemeyen ve ölçülemeyen hareket olan mikron harekettir(2,19).

İmplantların rijid bağlantısı (fiksasyon), 500gr'lık dikey ve yatay yükler altında test edildiğinde herhangi bir hareketin olmamasıdır. Arkdaki bir dişin hareketsiz olması tamamen hareketsiz olduğu anlamına gelmez. Aslında dişin 56 ile 73 µm arasında değişen bir hareketi vardır. Bu hareket gözle görülebilecek bir hareket değildir. 73 µm'den az hareket eden bir implant sıfır harekete sahip demektir. Dişlerde sallanmanın (mobilité) artması tek başına periodontal soruna işaret etmez. Ancak dişlerin aksine implantlarda hareketin artması implant sağlığının değerlendirilmesinde majör faktördür(2).

Fonksiyonel yüklemeye maruz kalan her yapıda aşırı yüklenme ve bununla ilişkili komplikasyonlara yol açan konumlar olabilir. İmplant tedavisi hem biyolojik doku (kemik) hem de mekanik elemanları (implant ve üst yapı) içerir. Bu biyomekanik sistem içerisinde aşırı yüklenme çiğneme kuvvetlerinin bu yapının bir kısmının devamlı eğilmesine ve marjinal kemik kaybı ve eleman başarısızlığına yol açması şeklinde tanımlanabilir. Kısmi dişsiz vakalarda, tam ark restorasyonlara göre daha çizgisel bir implant yerleşimi olduğundan bu tip restorasyonlar devirici kuvvetlere daha hassastır(16,41,42).

2.9.Dental implant tipleri

Dental implantlar temelde endosteal implantlar, subperiosteal implantlar ve intramukozal yerleştirilenler olmak üzere üçe ayrılır. Endosteal implantları da kök şekilli, plak (blade) şekilli, endodontik stabilize edici implantlar, ramus frame implantlar, transosteal implantlar olarak ayırabiliriz(43).

Kök şekilli implantlar stres dağılımı, protetik uygulamaları, iyileşme ve yerleştirme kolaylığı nedeniyle tercih edilirler(5).

İmplant şekli göz önüne alınmaksızın tüm osteointegre implantlarda, dikey ve yatay yükleme esnasında stres kortikal alanda yoğunluklaşır(19).

Kemiğe kuvvet transferinin oldukça düzenli olması nedeniyle kök şekilli implantların biyomekanik bakış açısından daha uygun olduğu düşünülebilir(19).

2.10.İmplant başarısını etkileyen faktörler

İmplant başarısında pek çok etken bulunmaktadır.

Bunlar;

1-Atravmatik cerrahi, asepsi, sağlık, beslenme, hastanın uyumu, cerrahın başarısı, periyodik kontroller,

2-Biyouyumlu materyal kullanımı, biyomekanik tasarım, biyoaktif yüzey, makro ve mikro tutuculuk (retansiyon),

3-Kemik kalite ve kantitesidir(44).

Başarı kriterleri ise;

1-Klinik olarak test edildiğinde mobil olmaması,

2-Radyolojik tetkiklerde implant çevresi kemik dokuda radyolüsent alanlar olmaması,

3-Birinci yılın sonunda ortalama dikey kemik kaybının 0,2mm.'den az olması,

4-İmplantla bağlı kalıcı ağrı, rahatsızlık hissi ya da enfeksiyon olmaması,

5- İmplantların pozisyonlarının, hem hekim hem de hasta için tatminkar olan ve planlanan fonksiyonel ve estetik protezin yapımını etkilememesidir

Bu kriterler ile minimum başarı oranı 5 yıllık izleme süresinin bitiminde %85, 10 yıllık izleme süresinde %80 olmalıdır(2,45).

2.11.İmplant geometrisinin stres dağılımına etkisi

Biyomekanik olarak uygun olmayan bir implant şeklinin seçimi, implantta osteolitik gevşemeye neden olabilir.

Endosseoz implantlarda kemikle bağlantıda periodontal fonksiyon yoktur. Bunun yerine yüzey basıncının azaltılarak karşılanması için implant yüzeyinin olabildiğince artırılması istenir. İmplant yüzeyi yivler veya çeşitli yüzey uygulamaları ile pürüzlendirilerek artırılabilir (19).

İmplant gövdesinin makro dizaynı implant kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir. İmplantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önemlidir(2,46,47).

İmplant makro dizaynındaki değişiklik, implant çapındaki değişikliğe göre yüzey alanını daha fazla etkiler. Aynı boyuttaki vida tipi implanta göre silindirik bir implant %30 daha az yüzey alanına sahiptir. 10mm de 10 yivi olan implantın yüzey alanı 5 yivi olana göre daha fazla olacaktır. Yiv derinliğinin 0.2mm olduğu durum 0.4mm olan duruma göre daha az yüzey alanına sahiptir(2). Basamak tipi implantlar stresi daha düzgün dağıtırlar(48).

İmplant yüzey alanını artırma yöntemlerinden biri yüzeyin pürüzlü olarak hazırlanmasıdır. İmplantların yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için rektifikasyon, titanyum plazma sprej, yüzey kaplaması ve fotolitografi kullanılmıştır. Ancak en sık kullanılan yöntem kumlama yöntemidir(4). Ayrıca asit aşındırma ile de implant yüzeyinde belirgin bir artış sağlanır(19,49). Pürüzlü implant yüzeyinde daha fazla kemik teması oluşur ve düz yüzeyli implantlara göre implantın yer değiştirmesi için daha fazla kuvvet gerekir(6,50).

Biyomekanik olarak gelen kuvvetlere dayanabilmeleri için implantlar mümkün olduğunca sert olmalıdır. İmplantların sertliği geniş çaplı implantlar kullanılarak da artırılabilir. Çap %30 oranında arttırılırsa implantın sertliği de 5 kat artar. Bu uygulama implant boynu etrafındaki stresi ciddi ölçüde azaltır(19).

Yapılan çalışmalarda çap arttıkça stres değerinin azaldığı görülmüştür(48,51).

Himmlova ve arkadaşlarının(51) yaptıkları bir çalışmada uzunluğun stres üzerine olan etkisinin çapın etkisinden daha az olduğu görülmüştür. Stres daha çok implantın boyun bölümünde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması çığneme kuvvetlerinin daha iyi dağıtılmasını sağlar(51). İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte stresin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantları başarı oranını arttırır(48).

2.12.Stres analiz metodları

Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Gerilim Ölçerli Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Kırılgan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Lazer Işınli Kuvvet Analiz Yöntemi
5. Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi

1-Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi

Modeldeki iç gerilimlerin doğrudan gözlemlenmesine izin verir. Bu yöntem karışık yapılar içinde oluşan mekanik içsel gerilmelerin gözle görülebilir, ışık taslakları haline dönüştürülmesi tekniğidir. Oral yapılar gibi çok karmaşık şekli olan yapıların fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilerek yüklenmesi durumunda restoratif elemanların ürettiği stresler, modelin her kesiminde gözlenebilir. Bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın kutuplanması (polarizasyonu) ilkesine dayanır.

2-Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde gerilimölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bu yöntem, kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler.

3-Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

İncelemek için hazırlanan modelin üzerine özel bir vernik sürölüp fırımlandıktan sonra yüklenmesi ile gerçekleştirilir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir.

4-Lazer Işınlı Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometri denilen alet kullanılır. Cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde; holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir(14).

5-Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi (Sonlu elemanlar stres analizi):

Genel anlamda bütün haldeki problemin, daha küçük, basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlendiği matematiksel analizdir. Sözü edilen analiz üç aşamada gerçekleşir. Birinci aşamada kuvvet karşısında çözümlenmesi yapılarak davranışı incelenecek yapı geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayarda modellenir. Bu aşamada iki konu önemlidir:

1.Sınır koşulları

2.Düğüm sayısı

Bu iki etmen yapının küçük alt bölümlere ayrılması ile doğrudan ilişkilidir ve ne kadar küçük ünitelere (katı eleman) ayrılabilirse analiz de o kadar gerçeğe yaklaşır.

İkinci aşama analiz ile ilgili gerekli ve yeterli verinin yüklenmesidir. Bu veriler:

- Her farklı elemanın elastikiyet modülü ve poisson oranı
- Düğüm noktalarına uygulanacak (yapının herhangi bir yerindeki) kuvvetin yönü, şiddeti ve açısıdır.

Doğaldır ki bu değerler bütünü oluşturan yapıların her biri için özgün olmalı, kuvvet ile ilgili bilgiler de gerçeği yansıtmalıdır. Son aşama analizin çözümlemesinin yapılmasıdır. Her bir alt yapının iç çözümlemesinden yapının tümünün çözümlemesine ulaşılır. Burada etmen düğüm noktalarındaki elde edilen değerlerdir. Bu nedenle ne kadar çok düğüm noktası varsa o oranda gerçeğe yakın sonuç alınabilir(14).

İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir element ağ (mesh generation) oluşturulur. Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değişimi ile tüm yapının iç gerilme şekil değişiklikleri elde edilir.

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

1. Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilir.
2. Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.
3. Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
4. Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanabilir.

Sonlu eleman probleminin çözümünde ilk adım eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek eleman seçilir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etmesi oranında elde edilecek sonuçlar, gerçek çözüme yaklaşmış olur(14).

Birçok yöntem özellikle de sonlu elemanlar stres analizi biyolojik dokuların mekanik davranışını taklit etmek ve tahmin edilebilir yapmak için etkili araçlardır. Mekanik özellikler, şekil, yükleme konumu ve limit durumlar gibi kemiğin biyomekanik davranışını etkileyen farklı faktörlerin detaylı bir şekilde elde edilmesine olanak sağlarlar. Yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar sonlu elemanlar metodunun implant-kemik ilişkisinin değerlendirilmesi veya kemiğin modellenmesi için uygun bir yöntem olduğunu göstermiştir(4,52).

Karmaşık geometrik yapılardaki problemlerin analitik çözümü oldukça zordur. Bu bakımdan sonlu elemanlar stres analiz yönteminde olduğu gibi rakamsal yöntemlerin kullanımı gereklidir. Karmaşık mekanik problemlerin çözümünde sonlu elemanlar stres analizi, problemi daha küçük ve daha basit birimlere bölerek sonuçlandırır. Karmaşık geometrik yapı bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı, elemanlar (elements), bunlarla bağlantılı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarda birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünmüştür. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimleri ve stresler bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir(53,54).

Son yıllarda, dijital görüntü tekniklerinin gelişmesiyle daha doğru anatomik modeller elde edilmektedir. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve sonlu elemanlar stres analizi için gerekli olan ağ yapısı oluşturulmaktadır(54).

Sonlu elemanlar analizinin kullanımı yapılan çalışmalarda değişik materyallerin değerlendirilmesine imkan verir. Daha da önemlisi kemiğin homojen olmayan yapısı örneğin kortikal ve spongios kemiğe ilişkin alt bölünme göz önünde bulundurulabilir. Bunun yanı sıra bu analiz hesaplanan yer değişikliği ve streslerin 3 boyutlu görüntülenmesine imkan verir.

Dental implantların mekanik davranışlarının belirlenmesinde temel güçlük insan kemik yapısının modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvetlere olan cevabıdır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının daha doğru ortaya konulmasında;

1-Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi,

2-Materyal özellikleri,

3-Sınır koşulları,

4-Kemik ve implantın bağlantı yüzeyi önem taşımaktadır(54).

3 boyutlu stres analiz yönteminin başarısının hazırlanan matematik modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğu belirtilmiştir(22). 3 boyutlu stres analizi yöntemi 2 boyutlu stres analizi yöntemine göre destek kemikteki stresi daha gerçekçi bir şekilde göstermektedir(55). Baiamonte ve arkadaşları(56) yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar yönteminin etkinliğini maymun çenesi kullanılarak hazırlanan deneysel metod ile kıyaslamışlar. Sonuçta yer değiştirme elastik bölgede %3 den daha az bir farkla uyum göstermiş ve oluşturulan sonlu elemanlar modeli implant çevresindeki kemikteki stres dağılımını tam olarak tanımlamıştır.

Dental implant - kemik sisteminin karmaşık geometrisi düşünüldüğünde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bu problemlerin çözümünde en uygun yöntem olarak görünmektedir(22,54,57).

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi implant ve çevre kemikteki stresin değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir(58).

2.13.Arka bölgede tek diş eksikliği

Kayıp bir dişin yerine konması, özellikle ön bölgede olduğunda hasta için daha fazla önem taşır. Ancak arka bölge için de bu boşluğun telafi edilmesi aynı derecede önemlidir. Dental ark statik bir yapıya sahip değildir. Dişlerin birbirini desteklediği dinamik bir dengeye sahiptir. Bir diş kaybedildiğinde yapısal bütünlük bozulur ve yeni bir dengenin kurulabilmesi için dişlerde eğilmeler görülür. Boşluğa komşu olan veya karşısında olan dişler bu bölgeye doğru hareket ederler(59).

Kayıp dişin yerine konması için üç protez tipinden biri tercih edilebilir.

- ✓ Hareketli bölümlü protez
- ✓ Diş destekli sabit protez
- ✓ İmplant destekli protez

Tedavi seçiminde birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlardan en önemlileri biyomekanik, periodontal, estetik ve finansal faktörlerdir. Ayrıca hastanın beklentileri de önemlidir(59).

Tek diş eksikliği çoğunlukla arka bölgede görülür. Birinci büyük azı dişler ağızda ilk süren daimi dişlerdir ve ne yazık ki çoğunlukla çürük, başarısız endodontik tedavi veya kırık nedeniyle kaybedilen ilk dişlerdir. Arkın formunun ve okluzal düzenin devamlılığı için önemli dişlerdir(2).

Arka tek diş eksikliğinin en yaygın tedavi şekli üç üyeli sabit bir protezin yapılmasıdır. Bu tarz bir restorasyon bir-iki hafta içinde tamamlanır. Normal kontur, rahatlık, fonksiyon, estetik, konuşma ve sağlık kriterlerini karşılar. Bu faydaları nedeniyle son 60 yıldır tercih edilen tedavi modelidir. Bu tedavi modelinde kayıp diş bölgesindeki kemik ve yumuşak doku göz önünde bulundurulmaz(2).

Ancak üç üyeli sabit bir köprü yapıldığında restorasyonun ve daha da önemlisi dayanak dişlerin ağızda kalma şansı azalır(2).

Bunları engellemek için tek diş implant tedavisi tercih edilebilir.

1993'den bugüne tek diş implantların başarı oranının yüksek olması diş eksikliğinin tedavisi için iyi bir yöntem olduğunu göstermiştir. Birçok rapor tek diş implantların diğer tedavi yöntemlerinden daha başarılı olduğunu göstermiştir(60-64). Tek diş eksikliğinin tedavisinde implantların kullanılması kretteki rezorpsiyon miktarını azaltmıştır(61).

Arka Tek Diş İmplantların Avantajları:

1. Doğal diş destekli sabit bölümlü protezlere göre daha uzun ömürlü olması,
2. Komşu dişlerde kesim (preparasyon) gerektirmemesi,
3. Komşu dişteki çürük riskinin azalması,

4. Komşu dişteki endodontik tedavi riskinin azalması,
5. Ağız hijyeninin daha iyi sağlanabilmesi,
6. Komşu dişte oluşabilecek olan soğuk ve kontak hassasiyeti riskinin azalması,
7. Dayanak dişteki estetiğin daha iyi olması,
8. Dişsiz bölgedeki kemiğin korunması,
9. Psikolojik avantajı,
10. Dayanak dişin kaybedilme riskinin azalmasıdır(59).

2.14.Proteze gelen çiğneme kuvvetleri

Okluzal kuvvetler en fazla büyük azı bölgesine dağılırlar. Bunu küçük azı ve ön dişler takip eder. Çiğnemenin gücü arttıkça okluzal kuvvetin büyük azı bölgesindeki miktarı da artar, küçük azı ve ön bölgede değerler azalır(65-66). Arkada diş eksikliğinin bulunduğu durumda maksimum çiğneme gücünün azaldığı görülmüştür(67). Arkada ısırma çift taraflı olduğunda maksimum ısırma miktarını 579N, tek taraflı bir ısırma gerçekleştiğinde ise maksimum ısırma miktarı ortalama 428N olarak bildirilmiştir(65).

Ferrario ve arkadaşları(68) çalışmalarında en düşük ısırma kuvvetini kesici dişlerde tespit etmişlerdir. En yüksek değer ise birinci büyük azı dişlerde görülmüştür. Bu çalışmada bayan hastalarda birinci büyük azı diş bölgesinde görülen ortalama ısırma kuvveti 234,46N dur. Erkek hastalarda görülen ortalama değer ise 306,07N dur.

Awadalla ve arkadaşlarının(69) yaptıkları çalışmaya göre büyük azı bölgede etkili olan ortalama çiğneme kuvveti 577N (127lb)dur. Sabit bölümlü protez ile restore edilen büyük azı dişte çiğneme doğal dentisyondakinin %37'si kadardır, yani 249N (55lb) dur.

Karşıt okluzyon iletilecek kuvvet açısından önemlidir. Hareketli protezler 118N (26lb), sabit parsiyel protezler 247N (54.5lb) ve doğal diş 681N (150lb) kuvvet iletirler(59).

Craig'e(1) göre doğal dentisyonda ortalama maksimum ısırma kuvveti büyük azı dişlerde 390-880N, küçük azı dişlerde 453N ve keserlerde 222N olarak belirtilmiştir. Anusavice'e(5) göre ise ısırma kuvvetleri büyük azı, küçük azı, kanin ve kesici bölgesinde sırasıyla 400-890N, 222-445N, 133-334N, 89-111N'dur.

Mericske-Stern ve arkadaşları(70) implantlardaki okluzal kuvveti değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek değeri ikinci küçük azı (450N) bölgesinde bulmuşlardır. İmplantlarla desteklenen sabit protezlerde de en yüksek değer ikinci küçük azı bölgesinde görülmüştür. Birinci küçük azı ve büyük azı bölgesinde 200N, ikinci büyük azı bölgesinde de 300N maksimum okluzal kuvvet elde edilmiştir. Aynı hastalarda implant bulunan taraf ile bulunmayan taraf birbiri ile karşılaştırıldığında fark olmadığı görülmüştür. Oral fonksiyonun ilk olarak dentisyonunun durumuna, protetik restorasyonun tipine ve psikolojik duruma bağlı olduğu; ikincil olarak da implantların bulunması ile ilişkilidir sonucuna varmışlardır.

2.15.Kron/implant oranı

Kron-kök oranı alveolar kretin okluzalinde kalan kısmın kemik içerisinde kalan kısma oranıdır. Alveolar kemiğin seviyesi apikale doğru çekildikçe kemiğin dışındaki kaldıraç kolu büyür ve zararlı yan kuvvet oluşma şansı artar(59).

Kron-kök oranı sabit veya hareketli protez için dayanak seçiminde uygunluğun belirlenmesinde primer değişkenlerden biridir. Bir dişin dönme merkezi alveoler kemik içerisine gömülü olan kısmının ortasında yer alır. Kron kök oranı zamanla alveoler destek kaybı sonucunda artar. Dolayısıyla rotasyon merkezi daha apikale gelir ve yan kuvvetler diş için daha yıkıcı olurlar. Kök desteğinde değişiklik olmadan restorasyon yapımında okluzal dikey boyutun artması kron kök oranında değişikliğe neden olur(71).

En uygun kron kök oranı 2/3'dür. Minimum 1/1 oranı kabul edilebilir. Ancak karşıt dentisyonda yapay dişlerin bulunması gibi durumlarda daha büyük değerler kabul edilebilir(59).

İmplant üzerindeki kron uzunluğu, kemik rezorpsiyon miktarı az olsa bile doğal anatomik kron boyundan her zaman için daha uzun olacaktır. Yan yükler uygulandığında kron boyu dikey kaldıraç olarak etki gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi arttırır. Kron boyu uzadıkça kuvvetin yatay bileşeni nedeniyle daha büyük moment oluşur. Kuvvetin yatay bileşeni açılı gelen herhangi bir yükleme sonucunda oluşur. Kron uzunluğu kaldıraç etkisini de arttıracaktır(2).

Aşırı rezorbe olmuş kretler ve anatomik sınırlar implantların istenen kron/kök oranında yerleştirilmesine engel olur.

Kron yüksekliğindeki azalma daha az yan kuvvet gelmesine neden olur(71). Sütpideler ve arkadaşlarının(72) çalışmasında kron boyundaki azalmanın implantların ofset olarak yerleştirildiği dizayna göre oluşan stresi daha fazla oranda azaltacağı görülmüştür.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada, üst çene birinci büyük azı dişin kaybedilmesiyle bu bölgede oluşan kemik kaybına bağlı olarak ortaya çıkan üç farklı kron-implant oranının kemik-implant sisteminde oluşturduğu stres üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Bu çalışmadaki modellerin simulasyonunda Marc 2005 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) bilgisayar programı kullanılmıştır. Analizlerin çözümünde Dual Cpu Pentium IV 2.8 Ghz, 4GB RAM (DDRII-400), 2*120 GB SATA Harddisk, 128 MB GEFORCE 5750, WİNDOWS XP 64 Bit Edition konfigürasyonundaki bir bilgisayar kullanılmıştır.

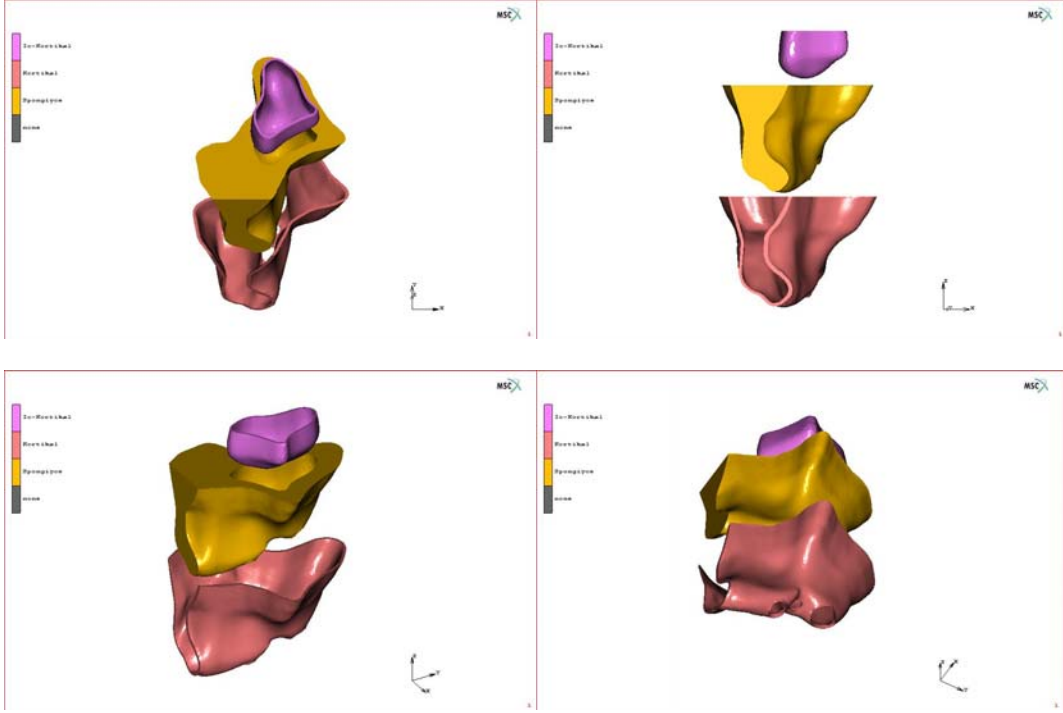
İlk olarak çalışmamıza uygun olduğu düşünölen bir hastanın bilgisayarlı tomografisinden planlanan modeller MSC.Patran programı(BİAS Mühendislik) kullanılarak üç boyutlu olarak elde edilmiştir. Hazırlanan ağ yapısı, kullanılan farklı materyallere ve bölgelere bağlı olarak setlere bölünmüştür. Çalışmamızda kullanılan setler Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1: Araştırmada kullanılan setler.

Spongioz	Spongioz kemik elemanlarının tanımladığı set
Kortikal	Kortikal kemik elemanlarının tanımladığı set
Küçük azı	5 no’lu dişi oluşturan elemanların tanımladığı set
Büyük azı	7 no’lu dişi oluşturan elemanların tanımlandığı set
İmplant	6 no’lu dişin soketine yerleştirilen implantın tanımladığı set
Metal altyapı	Krondaki metal altyapının tanımladığı set
Porselen	Krondaki porselenin tanımladığı set

Üst çenenin modellenmesi

Araştırmada üst çenede iki tip kemik kullanıldı. Bunlar Tip 3 ve Tip 4 kemiktir. Kortikal tabakanın kalınlığı sabit olarak tutuldu ve 1mm olarak ayarlandı. İki kemik tipi arasındaki fark için spongioz kemiğin elastisite modülü değiştirildi. Kanin ve birinci küçük azı diş kronları, implant lokalizasyonlarından uzak olduğu için kortikal kemiğe dahil edildi. İkinci küçük azı ve ikinci büyük azı diş ise ayrı bir set olarak tanımlandı ve dentin olarak katı cisme dönüştürüldü. Kortikal bölge dışında kalan kemik kısımlar spongioz kemik özellikleri verilerek katı cisme dönüştürüldü. (Şekil 3.1) Kemik ve tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi.



Şekil 3.1: Diş kortikal-spongioz-iç kortikal tabakaların görünümü

Mor: iç kortikal kemik

Sarı: spongioz kemik

Pembe: dış kortikal kemik

Dental implantların modellenmesi

Bilgisayar ortamında ilk oluşturulan ağ yapısında birinci büyük azı diş modelden uzaklaştırıldı. Bu bölgede üç farklı kemik yüksekliği oluşturuldu. Birinci büyük azı diş yerine 4.1mm çapında 10mm uzunluğunda implant yerleştirildi. Çalışmada ITI (Straumann, Waldenburg, Switzerland) marka implantların formuna uygun olarak modelleme yapıldı (Şekil 3.2).



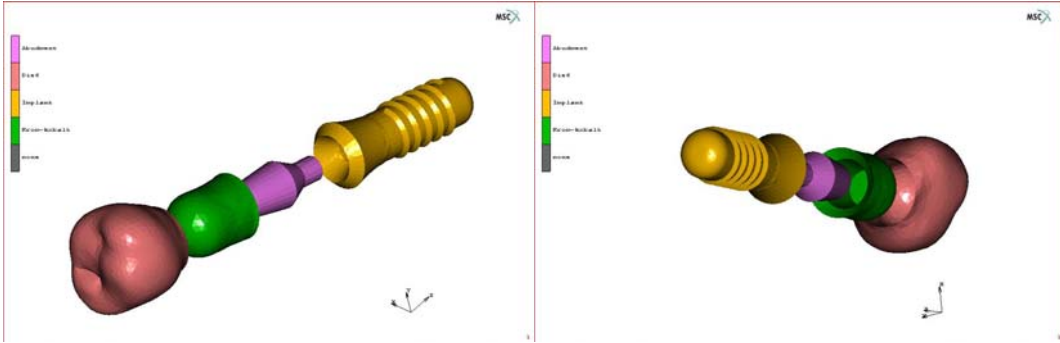
Şekil 3.2: İmplant ve dayanak

İmplant modellendikten sonra, birinci büyük azı diş soketi ve çevresindeki düğümler implantların boyun bölgesinin altındaki düğümlerle birleştirildi. İmplant bağlantı noktalarına doğru kemik konturu uyumlandı. Bu bölgedeki elemanların boyutlarının yakın olması sağlandı. Üç veya daha fazla düğüm seçilerek ve 2 uçta yer alan düğümlerin oluşturduğu çizgiye aradaki düğümlerin çekilmesi ile 3 boyutlu ağ yapısında form ile ilgili düzeltmeler sağlandı. Ağ yapısı tamamlanmamış kısımlar ya da ileri düzenlemeler içeren kısımlar için yeniden elemanların oluşturulması gerekti. Boşluğun çevresindeki düğümler mouse ile belirlendikten sonra, içi program tarafından dolduruldu. İşaretlenen her 3 düğüm arasında bir eleman oluşturuldu.

Kronun modellenmesi

Kron metal altyapı ve porselen olmak üzere iki ayrı set olarak tanımlandı. Metal altyapı Cr-Co olarak tanımlandı ve kalınlığı en az 0,3 mm. olacak şekilde hazırlandı. Metal altyapıda porselen için bir basamak hazırlandı. Metal altyapıdaki sivri köşeler eleman boyutlarının elverdiği ölçüde yumuşatıldı. Kronun dış formu için çalışmanın başında anatomik kron kısımlarından ana modelden ayırdığımız ağ yapısından faydalanıldı. Dişin hacimleri küçültüldü ve kole kısımları metal altyapıdaki bağlantı noktaları ile birleştirildi. Bazı birleşme bölgelerinde elemanların dağılım ve boyutlarının uygun olması için

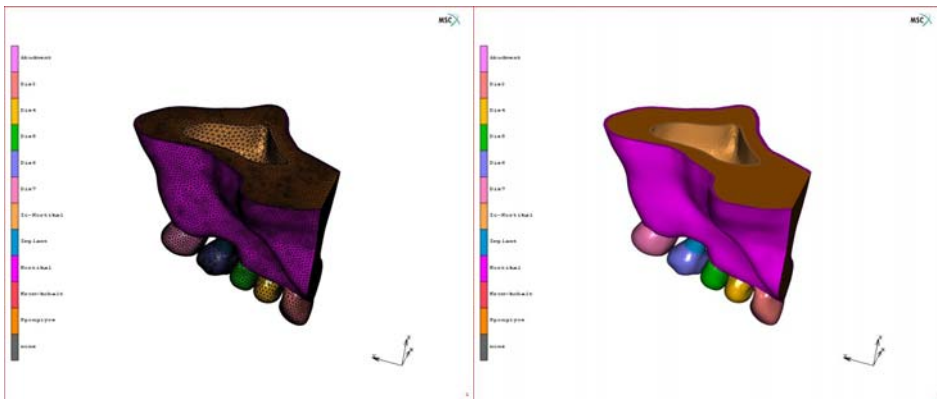
elemanlar yeniden oluşturuldu. Düzensiz ve keskin olan formlar düzeltildi. Oklüzal yüzey, eleman boyutlarının izin verdiği ölçüde morfolojik yapıya uygun olarak düzenlendi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: İmplantın ve üst yapının katı hale dönüştürülmüş şekli

Modellerin katı cisme dönüştürülmesi

Sonlu elemanlar stres analizinde modellerin katı cisme dönüştürülmesi için kapalı hacim oluşturulması gereklidir. Ancak bu çalışmada ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı dişler, dental implant ve implant üstü destek yapı tamamen kapalı modellendiği için ayrıca bir kapalı hacim oluşturulması gerekmemiştir. Kortikal ve spongioz kemikte ise implant birleşim bölgeleri ve modelin tüm kenarları elemanlarla kapatılarak ilgili sete tanımlandı. Porselen için metal altyapının porselen ile komşu elemanlarında, metal alt yapı için implant üstü destek yapıların elemanlarından faydalanıldı. Kapalı bir hacim elde edildikten sonra bilgisayara setlerle ilgili elastikiyet katsayıları ve poisson oranları girildi. Her set ayrı ayrı katı cisme dönüştürüldü. Bu işlemde program kapalı hacmi tetrahedron (4 düğüme sahip piramit) yapılarla doldurmaktadır (Şekil 3.4). Bu yapıların görüldüğü modellere “modellerin meshli hali” adı verilmektedir. Setlerde kullanılan eleman sayısı Tablo 3.2’de verilmiştir.

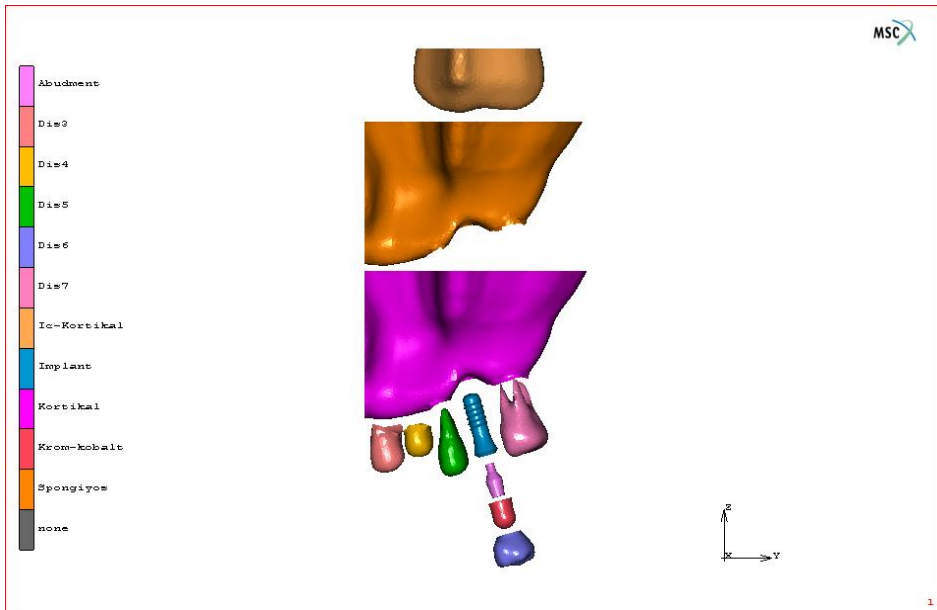


Şekil 3.4: Modellerin meshli ve meshsiz hali

Tablo 3.2: Modellemede kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1 (1/1)	44096	223375
Model 2 (1.5/1)	42445	216146
Model 3 (2/1)	41213	208799

Daha sonraki aşamada ayrı ayrı katı cisme dönüştürülen setler birbirleri ile birleştirildi. Şekil 3.5’de bu setlerin ayrılmış halleri görülmektedir.



Şekil 3.5: Setlerin ayrılmış görüntüsü (yukardan aşağıya: iç kortikal-spongiyöz-dış kortikal-implant-dayanak-metal alt yapı-porselen yapı)

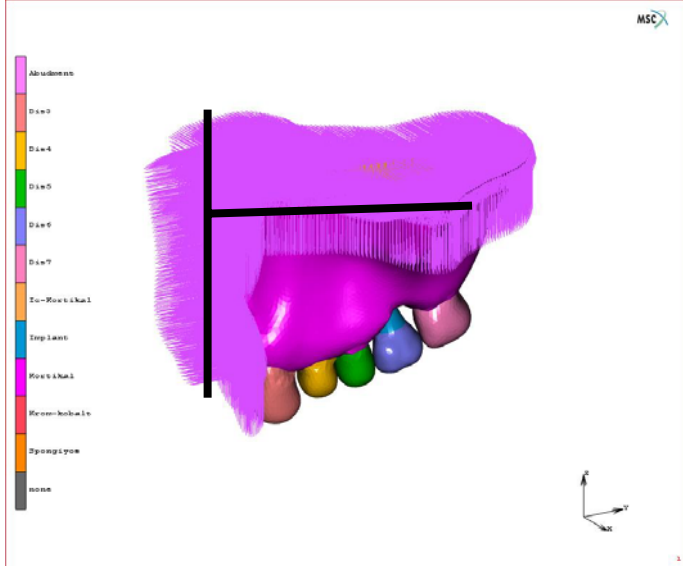
Bu çalışma için birinci büyük azı diş bölgesinde üç farklı kemik kaybı miktarı ile 3 farklı kron/implant oranını gösteren 6 farklı model hazırlanmıştır. Ayrıca her oran için iki kemik densitesi (Tip 3-Tip 4) kullanıldı. Bu bölgeye yerleştirilen implant boyu ve çapı sabit tutuldu. Kron/implant oranı kron boyu uzatılarak değiştirildi. Bütün modellerde, yerleştirilen implantın sinüs ile ilişkisi bulunmamaktadır ve implantların sadece boyun bölümü kortikal kemikte yer almaktadır. Kron/implant oranı 1/1 1.5/1 ve 2/1 olarak ayarlandı(Şekil 3.6A, 3.6B ve 3.6C).

Tablo 3.3: Kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranları.

	Elastiklik Modülü (E)	Poisson Oranı (ν)	Kaynaklar
Kortikal Kemik	13.7 GPa	0.30	12,20,51,58,73,76,81,95,112
Spongioz Kemik	1,37 GPa	0.30	20,58,74,81,95,112
Spongioz Kemik	1,10 GPa	0.30	58
Dentin	18,6 GPa	0.31	109,110,111,112
Titanyum	110 GPa	0.35	12,20,48,51,58,73,74,81,95,100
Cr-Co	218 GPa	0.33	20,58,74,95
Porselen	68.9 GPa	0.28	74,95,111

Sınır koşulları

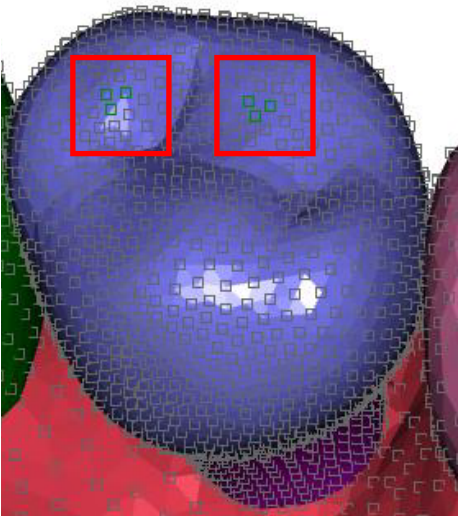
Sonlu eleman stres analizi çalışmalarında belirlenen modellerin desteklenmesi için en az iki düzlemde sabitlenmesi gerekmektedir. Bu düzlemler analiz yapılacak bölgelerden uzak bir noktada olmalıdır. Aksi takdirde, destek düzlemlerde de stres oluşur ve sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Bu nedenle çalışmamızda ilk düzlem kanin dişin mezialinden geçen sagittal düzlem, ikinci düzlem ise üst çene kemiğinin üst sınırından geçen horizontal düzlem olarak belirlenmiştir(Şekil 3.7).



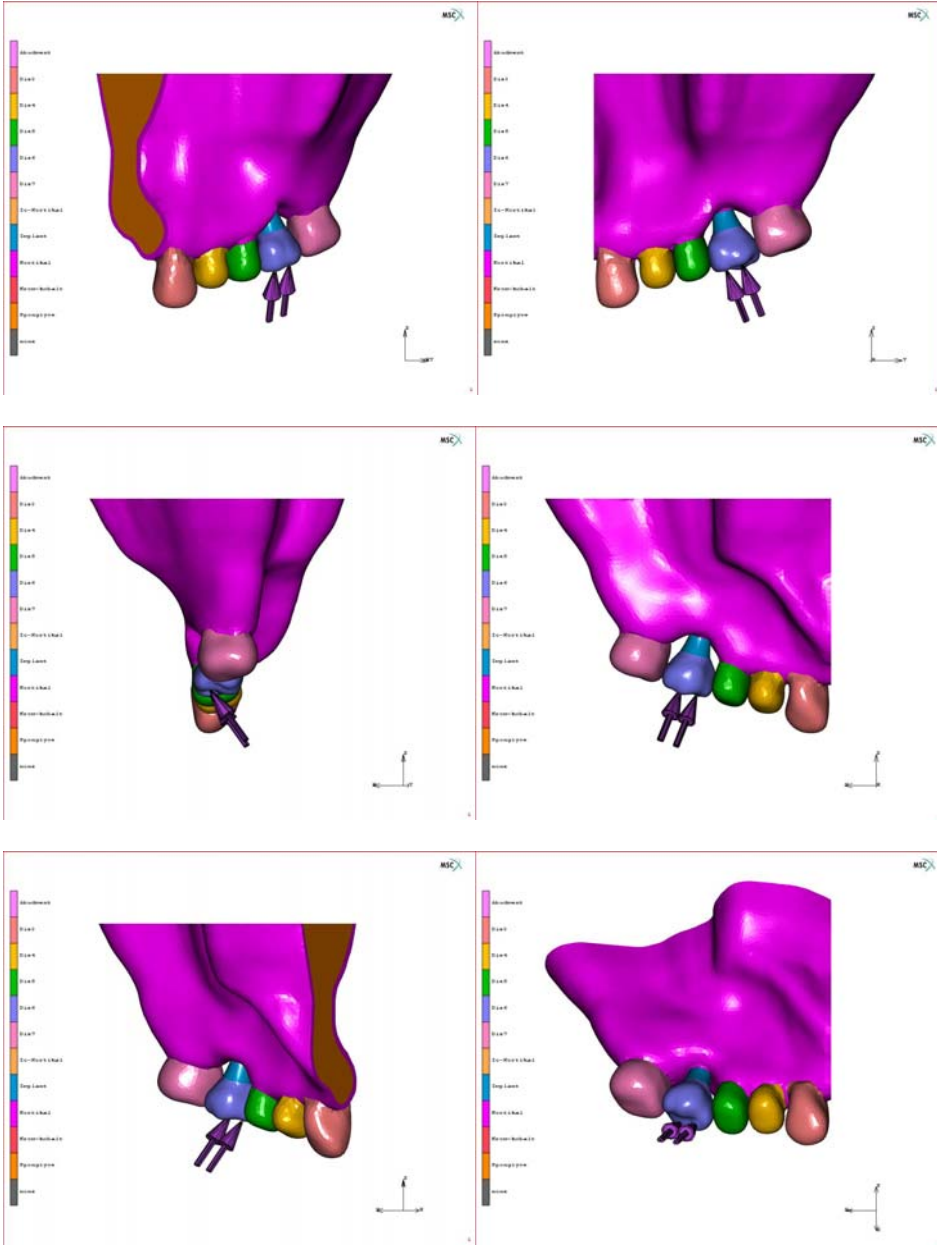
Şekil 3.7:Modelin sabitlendiği düzlemler

Yükleme

Araştırmada, yükleme, tüberkül-marjinal sırt ilişkisi esas alınarak alt dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin üst dişlerle temas noktalarından (bukkal cuspların lingual eğimi) yapıldı. Kuvvet iki cüpsa eşit olarak bölündü. Bütün modellerde yükleme aynı noktalardan yapıldı(Şekil 3.8). Daha sonra bu noktalardan 30° açı ile toplam 300N'luk kuvvet oblik olarak uygulandı(şekil 3.9).



Şekil 3.8: Yüklemenin yapıldığı düğüm noktaları



Şekil 3.9: Yüklemenin yönü

4.BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir eklide değerlendirilmesidir.

Kullanılan bilgisayar programı 25 ayrı stres değerini hesaplayabilmektedir. Burada önemli olan değerlendirilecek stres tiplerinin, model ve kullanılan materyallere göre uygun olarak seçilmesidir.

Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin 0 olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda basma ve çekme streslerine “principal stress” denir. Principal stres, maksimum, intermediate ve minimum olarak 3’e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en kk negatif değeri ve σ_2 ara değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur. σ_1 en yüksek çekme streslerini, σ_3 ise en yüksek basma streslerini temsil eder. Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilim tipi stresleri, negatif değeler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altında olacaktır.

Kırılğan materyaller için principal stres değerleri önemlidir. En yüksek çekme ve basma stres miktarları kemiğin en yüksek basma ve çekme dayanıklılığını aşmamalıdır.

Kortikal kemiğin basma ve çekme dayanıcı sırasıyla 173 ve 100MPa dır (2).

Von misses stres, çekilebilir materyallerin gerilme dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir. İmplantlar çekilebilir materyallerdir. İki ve üç boyutlu oluşun streslerin bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği gerilme dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Von misses stresler bileşke streslerdir. Oluşun çekme ve basma streslerinin bileşkesinin alınması ile elde edilir. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde von misses stres değerleri özellikle çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. İmplantlar için von misses stres değerleri çekme dayanıcı (yield strength) ile kıyaslanır. İmplantlar için bu değer 550MPadır. Von misses stres değerleri bu değeri aştığında başarısızlık görülecektir (12,73).

Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Sarı, turuncu, kırmızı, mor ve lacivert renkler farklı stres değerlerini simgeler.

Maksimum Elastik Strain (Gerinim): pozitif değerdir ve gerilmeye bağlı olarak oluşan deformasyonu ifade eder.

Minimum Elastik Strain (Gerinim): negatif değerdir ve sıkışmaya bağlı olarak oluşan deformasyonu ifade eder.

4.1 İmplantta oluşan stresler

4.1.1 İmplantta oluşan von mises stresler

Kıyaslama yapılabilmesi için sabit skalanın kullanılması gerekir. Skala aralığının sabit tutulması, Őekillerin birbirleri ile kıyaslanmasına imkan vermektedir. İmplantlar için y¼klemelerde skala aralığı 0-440 MPa olarak belirlenmiştir.

Şekil 4.1.1.A da Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranı 1/1 olduğu durumda implantta oluşan von mises stresler g¼r¼lmektedir. Bu durumda oluşan en y¼ksek von mises stres değerleri Tip 4 kemik için 293,15, Tip 3 kemik için 292,28MPa'dır.

Şekil 4.1.1.B de Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranı 1,5/1 olduğu durumda implantta oluşan von mises stresler g¼r¼lmektedir. Burada oluşan en y¼ksek von mises değerleri Tip 4 kemik için 335,10, Tip 3 kemik için 334,84MPa'dır.

Şekil 4.1.1.C de Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda implantta oluşan von mises streslerin dağılımı g¼r¼lmektedir. Oluşan en y¼ksek von mises değeri Tip 4 kemik için 430,57, Tip 3 kemik için 430,12MPa'dır.

Bu üç Şekilde streslerin implantın boyun b¼lgesinde hem bukkalde hem de palatinalde yoğunlaştığı g¼r¼lmüřtür. İmplantın mezial ve distalinde stres oluşmamıştır. Bu y¼klemenin y¼n¼ ile ilişkili bir durumdur.

Şekil 4.1.1.D de Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranının kıyaslaması yapılmaktadır. İmplantın mezial ve distalinde stres oluşumu g¼r¼lmedięi için bunların kıyaslaması yapılmamıştır. Kron boyu uzadıķça stresin daha geniş bir alana yayıldığı ve daha y¼ksek stres değerleri oluştuğu g¼r¼lmektedir.

Şekil 4.1.1.E de implantta oluşan bileşke streslerin kıyaslaması yapılmıştır. Kemik tipinin Tip 3 den Tip 4 e değiştirilmesi oluşan bileşke stresi etkilememiştir. Ama kron/implant oranında yapılan değişiklik oluşan bileşke stres değerlerini değişirmiştir. Her iki kemik tipinde de kron/implant oranı 1/1 den 2/1 e arttığında oluşan von mises değeri de %47 artmıştır. Aynı Şekilde 1/1 den 1,5/1 e ve 1,5/1 den 2/1 e arttırıldığında bileşke streslerin sırasıyla %14 ve %28 kat arttığı g¼zlenmiřtir.

4.1.2 İmplantta oluşan maksimum principal stresler

Şekil 4.1.2.A de Tip 3 ve Tip 4 kemikte implantta oluşan maksimum principal stres görülmektedir. Mezial ve distalde stres oluşmadığı için implantların mezial ve distal görüntüleri alınmamıştır. Tip 4 kemikte 1/1–1,5/1–2/1 oranlarında görülen maksimum principal stres değerleri sırasıyla 261,96MPa, 311,04MPa ve 455,70MPa'dır. Tip 3 kemikte 1/1–1,5/1–2/1 oranlarında görülen maksimum principal stres değerleri 261,82MPa, 310,87MPa ve 455,81MPa'dır. Gerilme tipi stresler daha çok implantın palatinal yüzeyinde oluşmuştur. Bu yüklemenin yönüyle ilişkilidir. Streslerin daha çok implantın boyun bölümünde oluştuğu görülmektedir. Kron boyu uzadıkça implantta oluşan gerilimin miktarı ve yayıldığı alan da artmaktadır. Kron/implant oranı 1/1 den 2/1 e arttığında oluşan gerilim stresinin miktarı %73 kat artmıştır.

Şekil 4.1.2.B de iki farklı kemik tipindeki üç farklı kron/implant oranının oluşturduğu maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması yapılmıştır. En yüksek değerler kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda görülmektedir. Kemik tipinde yapılan değişiklik, stres miktarını etkilememiştir.

Şekil 4.1.2.C implantta oluşan maksimum elastik gerinimi göstermektedir. Bu grafiğe göre gerilmeye bağlı en fazla deformasyon kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda oluşmuştur.

4.1.3 İmplantta oluşan minimum principal stresler

Şekil 4.1.3.A da Tip3 ve Tip 4 kemikte implantta oluşan minimum principal stresler görülmektedir. Tip 4 kemikte 1/1–1,5/1–2/1 oranlarında görülen minimum principal stres değerleri -303,75MPa, -354,27MPa, -452,94MPa'dır. Tip 3 kemikte 1/1–1,5/1–2/1 oranlarında görülen minimum principal stres değerleri -302,84MPa, -353,38MPa ve -453,10MPa'dır. Basma stresi daha çok implantların bukkalinde oluşmuştur. Bu yüklemenin yönü ile ilişkili bir durumdur. Kron boyu uzadıkça stresin dağıldığı alan ve miktarı artmıştır. Kron/implant oranı 1/1 den 2/1 e arttırıldığında oluşan basma stresi %49 artmıştır.

Şekil 4.1.3.B de iki farklı kemik tipindeki üç farklı kron/implant oranının oluşturduğu minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması yapılmıştır. En yüksek sıkışma stresi kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda görülmektedir. Kemik tipindeki değişiklik oluşan stresi etkilememiştir.

Şekil 4.1.3.C de implantta oluşan minimum elastik gerinim değerleri verilmiştir. Sıkışmaya bağlı olarak en fazla deformasyon kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda, en az deformasyon ise 1/1 oranında görülmüştür. İmplantlarda sıkışmaya bağlı olarak

boyutsal değişiklik kron/implant oranı arttıkça artmaktadır. Kemik tipi açısından implantlardaki boyutsal değişiklikte bir fark oluşmamıştır.

Şekil 4.1.4 de implantlarda oluşan von mises, p_{max} ve p_{min} birlikte değerlendirilmiştir. Sonuçta kron boyu uzadıkça oluşan stres miktarının arttığı görülmektedir. Bu moment kolunun uzaması ve eğilme momentinin artması ile açıklanabilir. Buna bağlı olarak deformasyonun miktarı da artmaktadır.

4.2 Dış kortikal kemikte (alveoler krette) oluşan stresler

4.2.1 Dış kortikal kemikte oluşan von mises stresler

Şekil 4.2.1.A da Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında kortikal kemikteki von mises stres dağılımının okluzal görünümünün kıyaslaması yapılmıştır.

Oluşan von mises stres değerleri kron/implant oranının 1/1 olduğu durumda Tip 3 kemik için 116,05MPa, Tip 4 kemik için 120,82MPa dır. Kron/implant oranının 1,5/1 olduğu durumda oluşan von mises stres değerleri Tip 3 kemik için 119,40MPa, Tip 4 kemik için 122,84MPa dır. Kron/implant oranı 2/1 olduğunda Tip 3 kemikte oluşan von mises stres değeri 140,44MPa, Tip 4 kemikte için ise 145,92MPa dır.

Stres daha çok implantın boyun bölümüne komşu olan kısımda görülmüştür. Kron/implant oranı arttıkça stresin dağıldığı alanın genişliği artmıştır.

Şekil 4.2.1.B de kortikal kemikte oluşan von mises streslerin sayısal değerleri görülmektedir.

Dış kortikaldeki von mises stres değeri kron boyu uzadıkça artmıştır. Kemikteki yoğunluk farkı, oluşan stres değerini etkilememiştir. Kron/implant oranı 1/1 den 2/1 e çıkınca oluşan stres %21 oranında artmıştır. Buna karşın oran 1/1 den 1,5/1 e arttırıldığında oluşan stres %2,8 artış göstermiştir.

4.2.2 Dış kortikal kemikte oluşan maksimum principal stresler

Şekil 4.2.2.A da Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında kortikal kemikteki maksimum principal stres dağılımının okluzal görünümünün kıyaslaması yapılmıştır.

Gerilim Tipi stresler daha çok kret tepesinde ve palatine doğru oluşmuştur. Kron/implant oranı arttıkça stresin dağıldığı alanın genişliği de artmıştır.

Şekil 4.2.2.B de kortikal kemikte oluşan maksimum gerilim değerlerinin karşılaştırması bulunmaktadır. Tip 3 kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri kron/implant oranının 1/1-1,5/1-2/1 olduğu durumda sırasıyla 117,58MPa, 125,67MPa, 133,76MPa dır. Tip 4 kemikte ise sırasıyla 119,71MPa, 127,89MPa, 136,06MPa dır.

Kron/implant oranı büyüdükçe gerilim streslerinin değerleri de artmıştır. Spongioz kemiğin yoğunluk değerinin değiştirilmesinin oluşan stres üzerine etkisi bulunmamaktadır.

Şekil 4.2.2.C de iki farklı kemik tipi ve üç farklı kron/implant oranında oluşan deformasyonun miktarı karşılaştırılmıştır. Gerilmeye bağlı olarak oluşacak olan boyutsal değişiklik en az 1/1 oranında görülmüştür. Kemik tipinin değiştirilmesinin etkisi yoktur. Bunda iki farklı trabeküler kemik yoğunluğu (densitesi) içinde kortikal kemik kalınlığımızın aynı olması etkili olmuştur.

4.2.3 Dış kortikal kemikte oluşan minimum principal stresler

Şekil 4.2.3.A da Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında kortikal kemikteki minimum principal stres dağılımının okluzal görünümünün kıyaslaması yapılmıştır. Minimum sıkışma stresleri kret tepesinde bukkalde oluşmuştur.

Şekil 4.2.3.B de iki farklı kemik tipinde üç farklı kron implant oranında oluşan minimum principal stresler görülmektedir. Tip 3 kemikte 1/1-1,5/1-2/1 kron/implant oranında oluşan minimum principal stres değerleri sırasıyla -160,49MPa, -171,95MPa, -183,42MPa dır. Tip 4 kemikte oluşan minimum principal stres değerleri sırasıyla -166,73MPa, -176,45MPa, -186,17MPa dır. Kron/implant oranının 1/1 den 2/1 e artırılması oluşan sıkışma stres değerini %14 oranında arttırmıştır.

Şekil 4.2.3.C de minimum elastik gerilim değerlerinin kıyaslaması verilmiştir. Sıkışmaya bağlı boyutsal değişiklik en fazla 2/1 oranında görülmüştür.

Şekil 4.2.4 de kortikal kemikte oluşan von misses, pmax ve pmin stres değerlerinin kıyaslaması görülmektedir. En yüksek stres değerleri 2/1 oranında görülmüştür.

4.3 Spongioz kemikte oluşan stres değerleri

4.3.1 Spongioz kemikte oluşan von misses stresler

Şekil 4.3.1.A da Tip 4 ve Tip 3 kemikte 1/1-1,5/1-2/1 oranlarında spongioz kemikte oluşan bileşke stresin (von misses) kesit görüntüsü verilmiştir.

Spongioz kemik için en yüksek değer 2/1 oranında görülmüştür. Kron/implant oranı 1/1 ve 1,5/1 olduğu durumda von misses stresler spongioz kemikte apikale, bukkale ve kret tepesine yayılmıştır. Kron boyu uzayıp oran 2/1 olduğunda stresin palatinal bölüme de yayıldığı görülmektedir. Tip 3 ve Tip 4 kemik kıyaslandığında Tip 3 kemik kesitinde stresin daha yaygın olarak görülmesi kuvvete karşı direncin daha fazla olduğunu gösterir. Kron boyu uzadıkça hem boyun hem de apikal bölümdeki stres birikimi artmıştır.

Şekil 4.3.1.B de spongioz kemikte oluşan von misses streslerin karşılaştırması verilmiştir. Tip 3 kemikte 1/1, 1,5/1, 2/1 oranları için oluşan stres değerleri sırasıyla

11,71MPa, 13,44MPa, 15,16MPa dır. Tip 4 kemikte oluşan stresler sırasıyla 12,31MPa, 14,34MPa, 15,16MPa dır.

4.3.2 Spongioz kemikte oluşan maksimum principal stresler

Şekil 4.3.2.A da spongioz kemikte oluşan maksimum principal streslerin dağılımının kesit görüntüleri karşılaştırılmıştır.

Maksimum gerilme bukkalde ve kret tepesinde oluşmuştur. Kron boyu uzadıkça stresin dağıldığı alan artmıştır. Oran 2/1 olduğunda gerilme stresi spongioz kemikte implantın bukkali boyunca geniş bir alana yayılmıştır. İmplantın palatinalinde implant boynuna komşu olan bölümde oluşan streslerin dağılımı kron/implant oranındaki artış ile genişlemiştir.

Şekil 4.3.2.B de spongioz kemikte görülen maksimum principal stresler verilmiştir. Elde edilen maksimum principal stres değerleri Tip3 kemikte 1/1, 1,5/1 ve 2/1 oranları için sırasıyla 6,19MPa, 8,85MPa, 11,50MPa dır. Tip 4 kemikte sırasıyla 6,06MPa, 8,83MPa, 11,59MPa dır. Spongioz kemikte en yüksek maksimum principal stres değeri 2/1 oranında görülmüştür. Kron/implant oranı 1/1 den 2/1 e çıktığında oluşan maksimum gerilme değeri %85 artmıştır.

Şekil 4.3.2.C de spongioz kemikte oluşan maksimum elastik gerinimler görülmektedir. Buna göre gerilmeye bağlı olarak en fazla uzama 2/1, en az uzama ise 1/1 oranında görülmüştür.

4.3.3 Spongioz kemikte oluşan minimum principal stresler

Şekil 4.3.3.A da spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışmanın kesit görüntüleri kıyaslanmaktadır. Sıkışma stresi için yüksek değerler kret tepesinin bukkalinde ve implantın apikalinde görülmüştür. Kesit görüntülerinde yüksek stres değerlerinin bulunduğu alanın kron/implant oranı arttıkça arttığı görülmektedir.

Şekil 4.3.3.B de spongioz kemikteki maksimum sıkışma değerleri görülmektedir. Tip 3 kemikte 1/1-1,5/1 ve 2/1 oranları için oluşan maksimum sıkışma değerleri sırasıyla -9,95MPa, -10,67MPa, -11,39MPa dır. Tip 4 kemikteki değerler ise sırasıyla -10,92MPa, -11,73MPa, -12,53MPa dır. En yüksek sıkışma stresi 2/1 oranında görülmüştür. Tip 4 kemikte Tip 3 kemiğe göre daha fazla sıkışma stresi oluşmuştur.

Şekil 4.3.3.B de spongioz kemikte sıkışmaya bağlı olarak oluşacak olan deformasyonlar verilmiştir. Sıkışmaya bağlı olarak boyutsal değişiklik en çok 2/1 oranında ve Tip 4 kemikte görülmüştür.

Şekil 4.3.4 de spongioz kemikte oluşan von misses stresler, p_{max} ve p_{min} değerleri bir arada gösterilmiştir. En yüksek bileşke stres değerleri ile maksimum sıkışma ve çekme gerilimleri 2/1 oranında oluşmuştur.

4.4 İç kortikal kemikte oluşan stresler

Şekil 4.4.1.A da iç kortikalde oluşan von misses streslerin dağılımı görülmektedir. En yüksek stresler implant apeksine komşu olan bölümde oluşmuştur. Yüksek stresin olduğu yeri gösteren sarı rengin kapladığı alan kron/implant oranı arttıkça artmıştır. Yüksek streslerin olduğu alan Tip 3 kemikte Tip 4 kemiğe göre daha küçüktür.

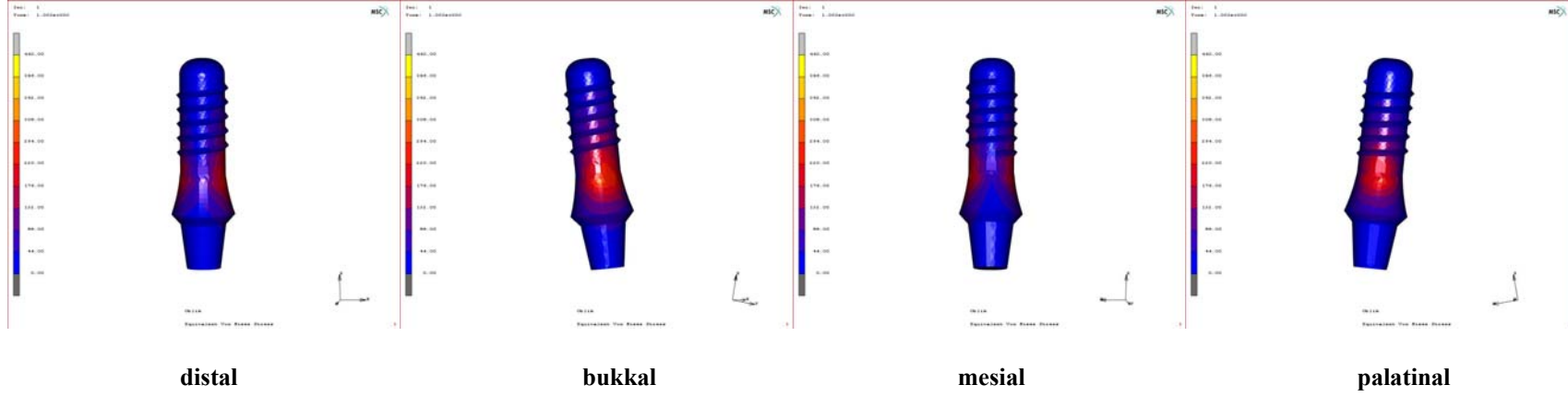
Şekil 4.4.1.B de iç kortikalde oluşan von misses stres değerleri görülmektedir. Tip 3 kemikte oluşan değerler sırasıyla 9,06MPa, 12,42MPa, 12,49MPa dır. Tip 4 kemikte oluşan değerler sırasıyla 9,86MPa, 13,77MPa, 13,79MPa dır. İç kortikaldeki stres değerleri kron/implant oranı arttıkça artmıştır. Ayrıca Tip 4 kemikte oluşan stres değerleri Tip 3 kemikten daha yüksektir. Stresin dağılım şekli açısından iki kemik tipi benzerdir.

Şekil 4.4.2 de iç kortikalde oluşan maksimum sıkışma ve çekme stresleri görülmektedir. Kron/implant oranı arttıkça çekme ve basma stres değerleri de artmaktadır. Basma stresi daha fazla oluşmuştur.

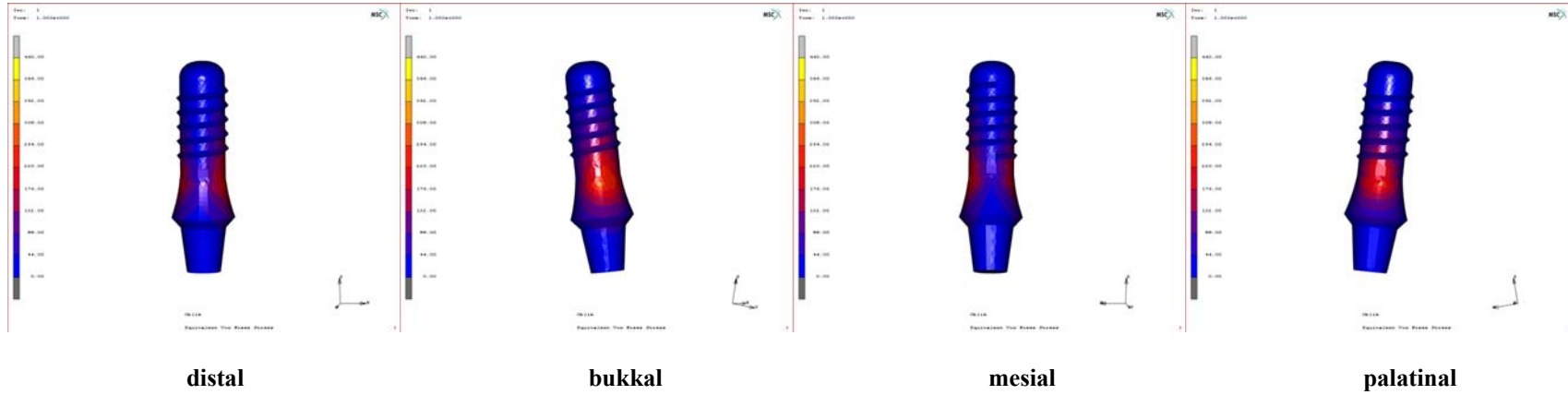
Şekil 4.4.3 de iç kortikalde çekme ve basma streslerine bağlı olarak oluşan boyutsal değişiklikler görülmektedir. Kron/implant oranı arttıkça boyutsal değişiklik miktarı da artar. Sıkışmaya bağlı olarak oluşacak olan deformasyon daha fazladır.

Tablo 4.1 de çalışma sonucunda elde edilen bütün değerler görülmektedir.

Tip 4 kemik

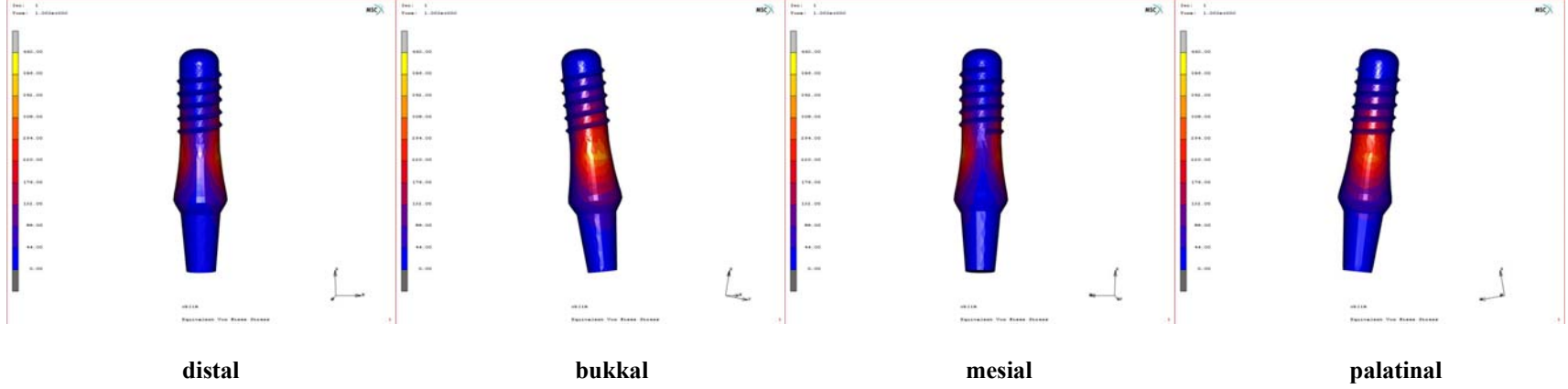


Tip 3 kemik

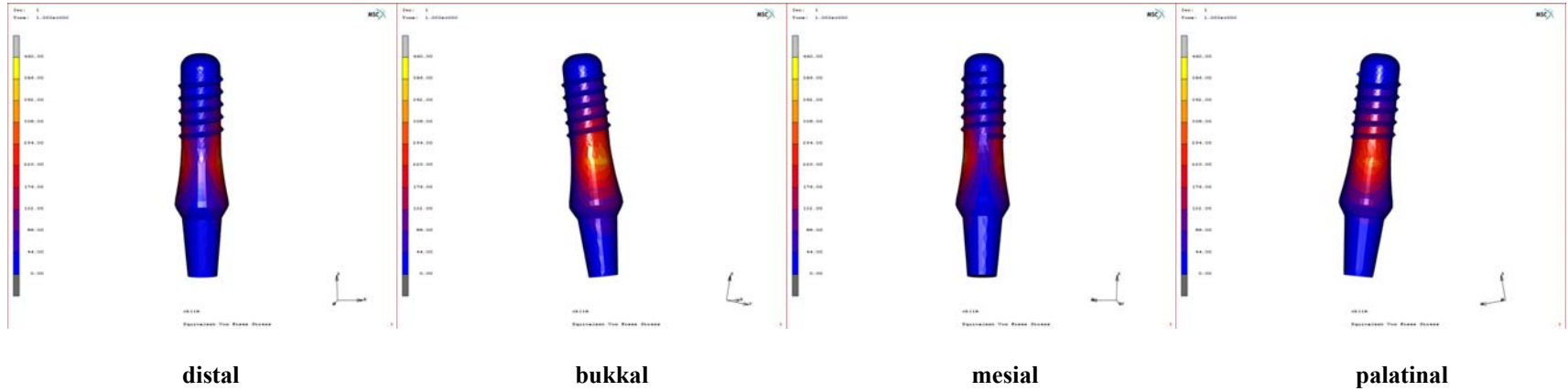


Şekil 4.1.1.A: Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 1/1 olduğu durumda görülen VM stresler

Tip 4 kemik

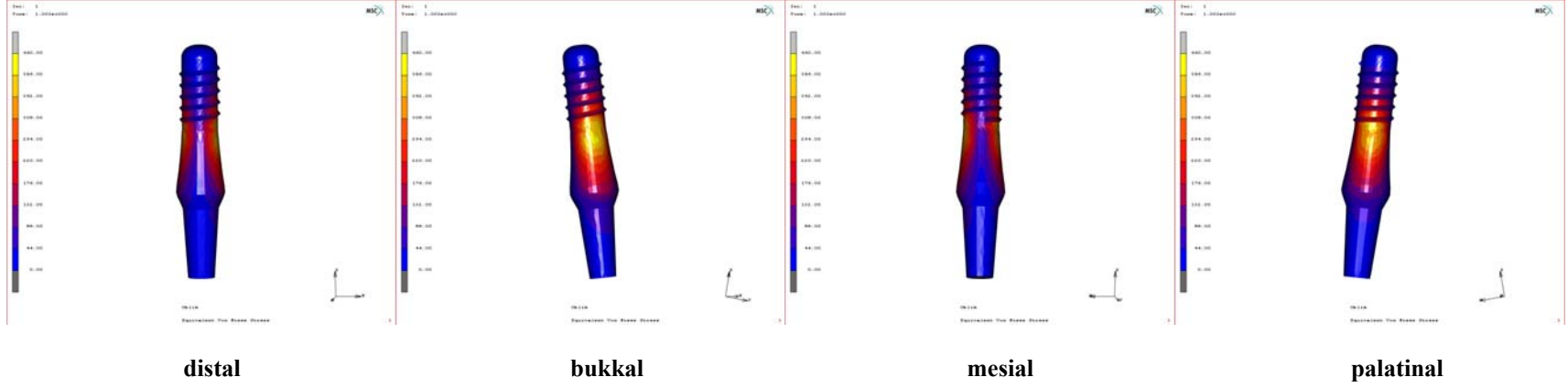


Tip 3 kemik

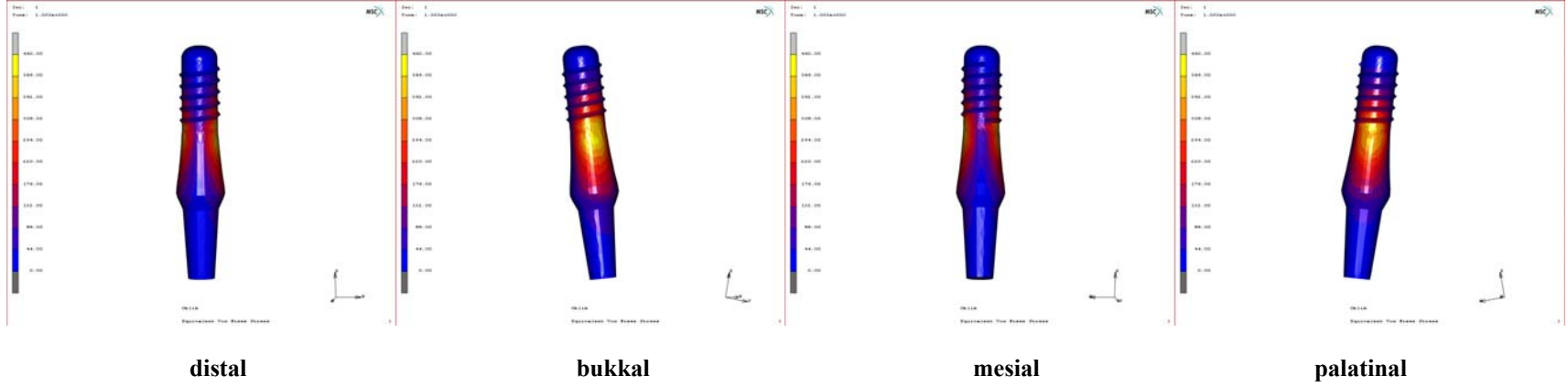


Şekil 4.1.1.B: Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 1,5/1 olduğu durumda görülen VM stresler

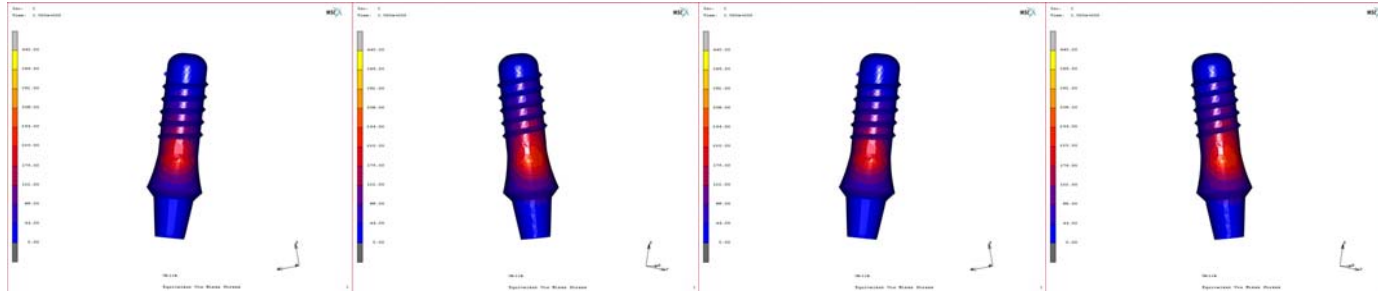
Tip 4 kemik



Tip 3 kemik



Şekil 4.1.1.C:Tip 3 ve Tip 4 kemikte kron/implant oranının 2/1 olduğu durumda görülen VM stresler

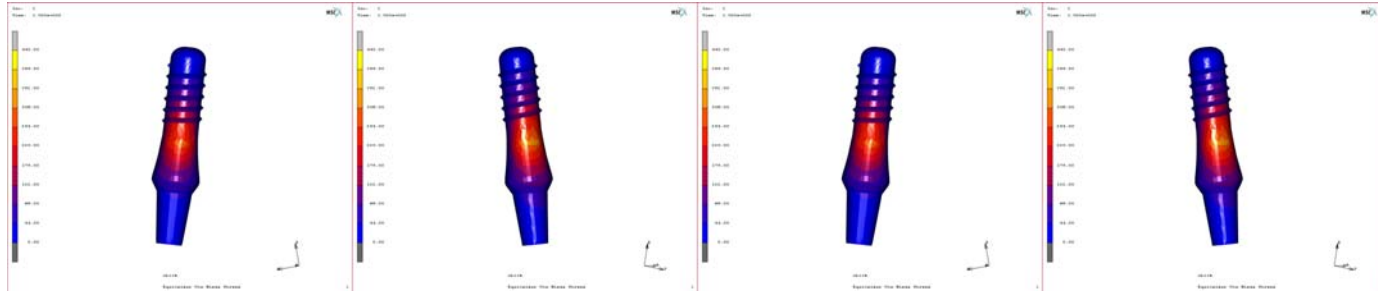


tip4 1/1 Palatinal

tip 4 1/1 bukkal

tip 3 1/1 palatinal

tip 3 1/1 bukkal

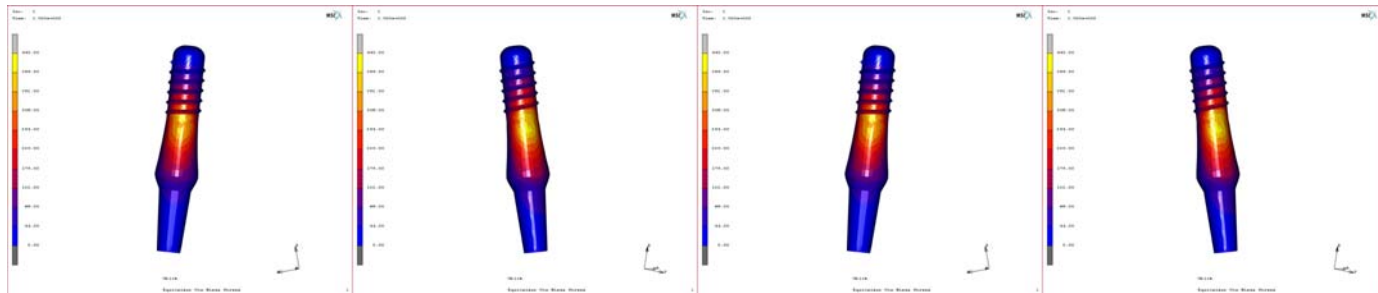


tip 4 1,5/1 palatinal

tip 4 1,5/1 bukkal

tip 3 1,5/1 palatinal

tip 3 1,5/1 bukkal



tip 4 2/1 palatinal

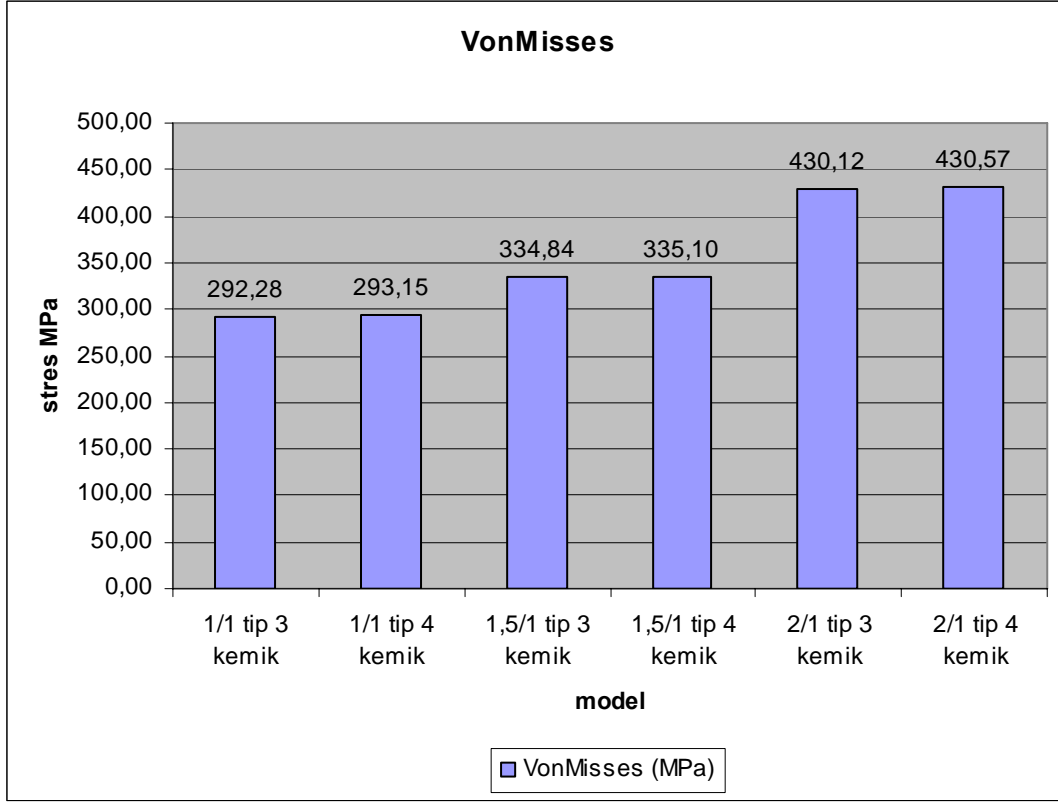
tip 4 2/1 bukkal

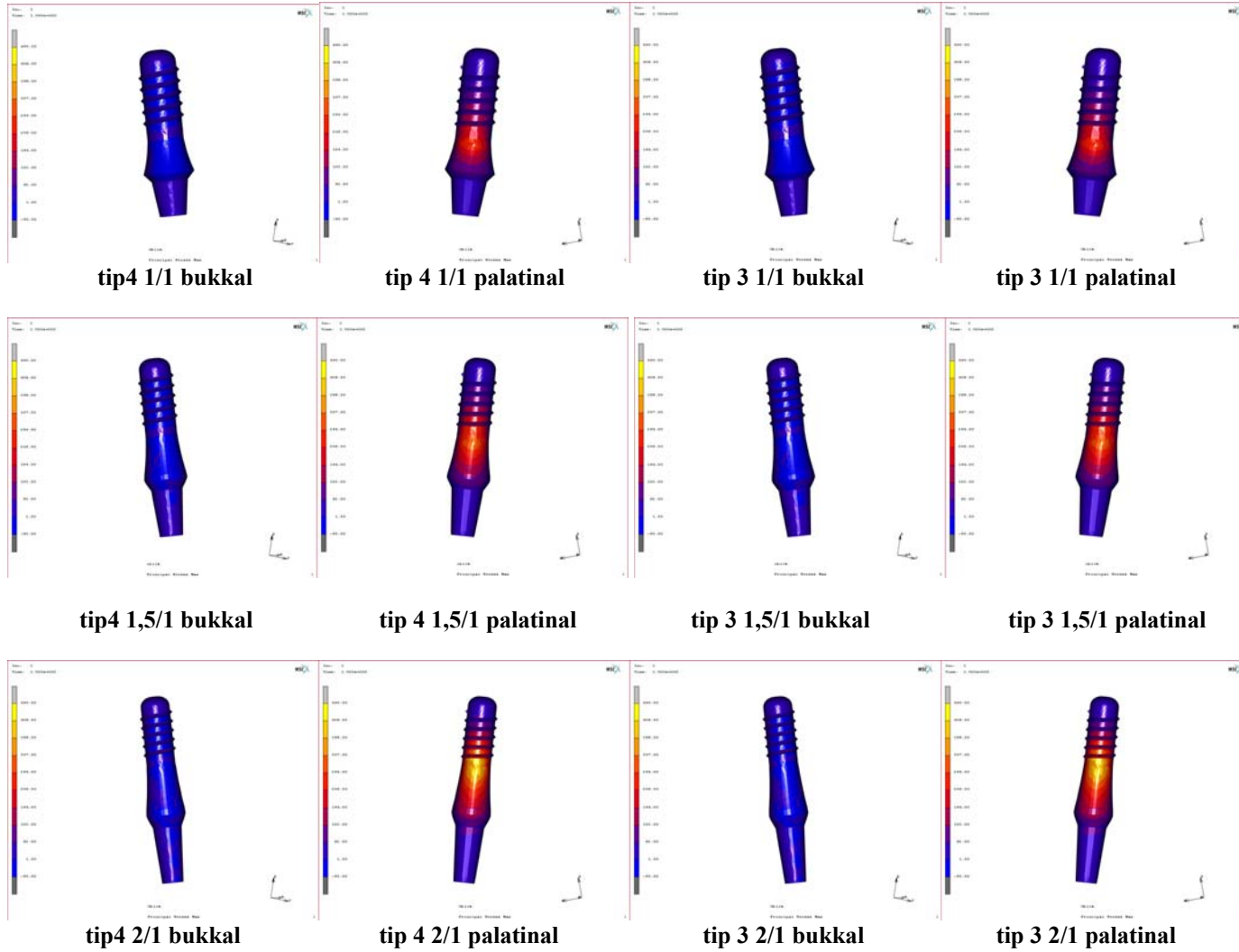
tip 3 2/1 palatinal

tip 3 1/1 bukkal

Şekil 4.1.1.D: Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında görülen VM stresler

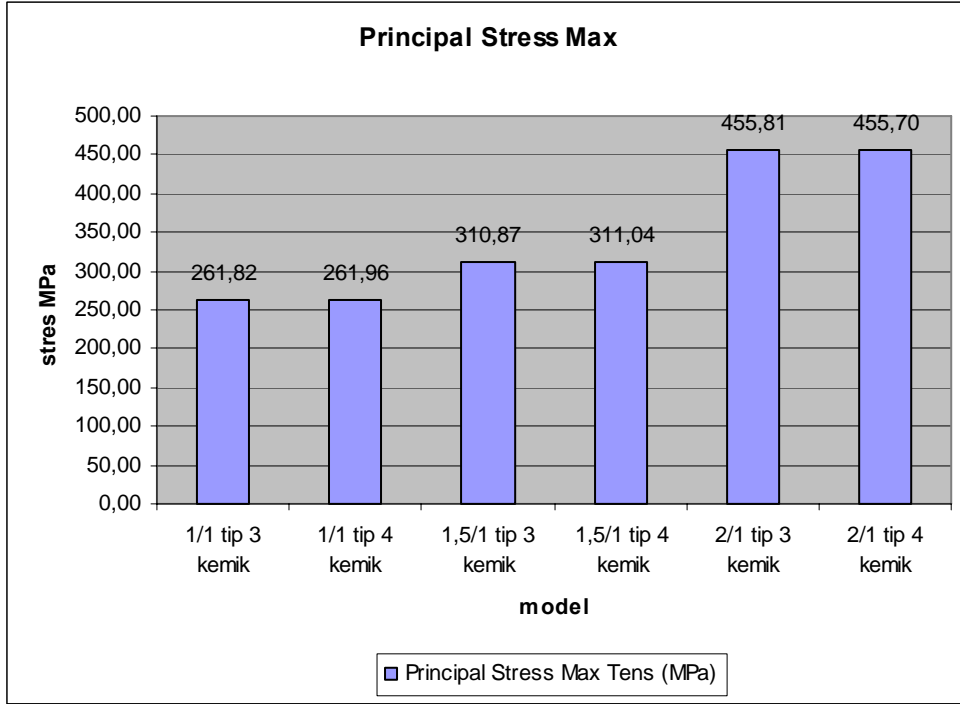
Şekil 4.1.1.E: İmplant VM stres değerleri



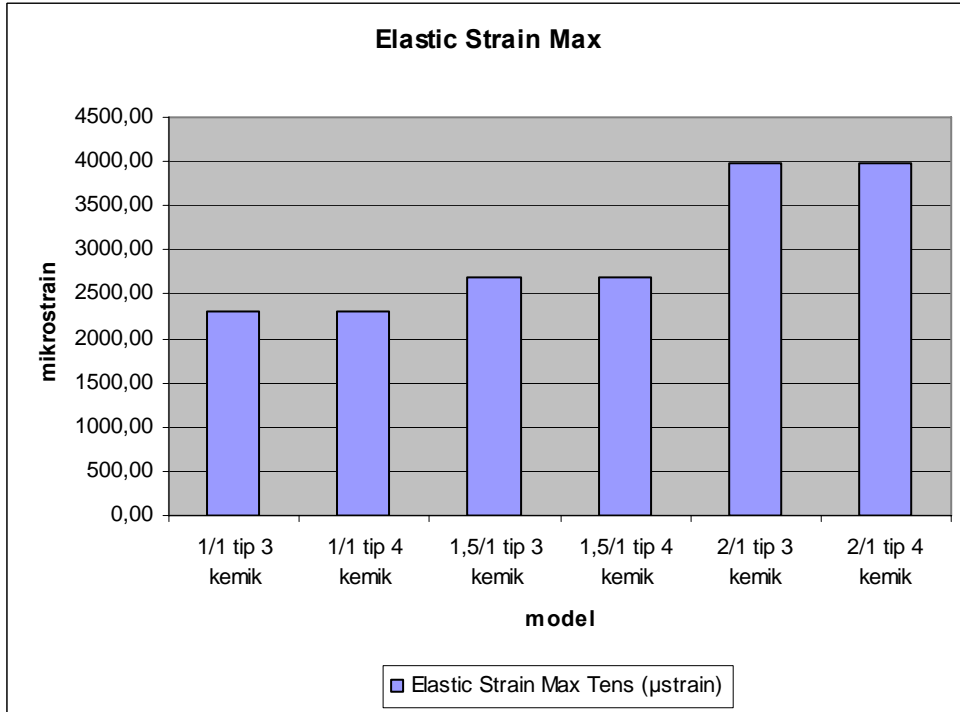


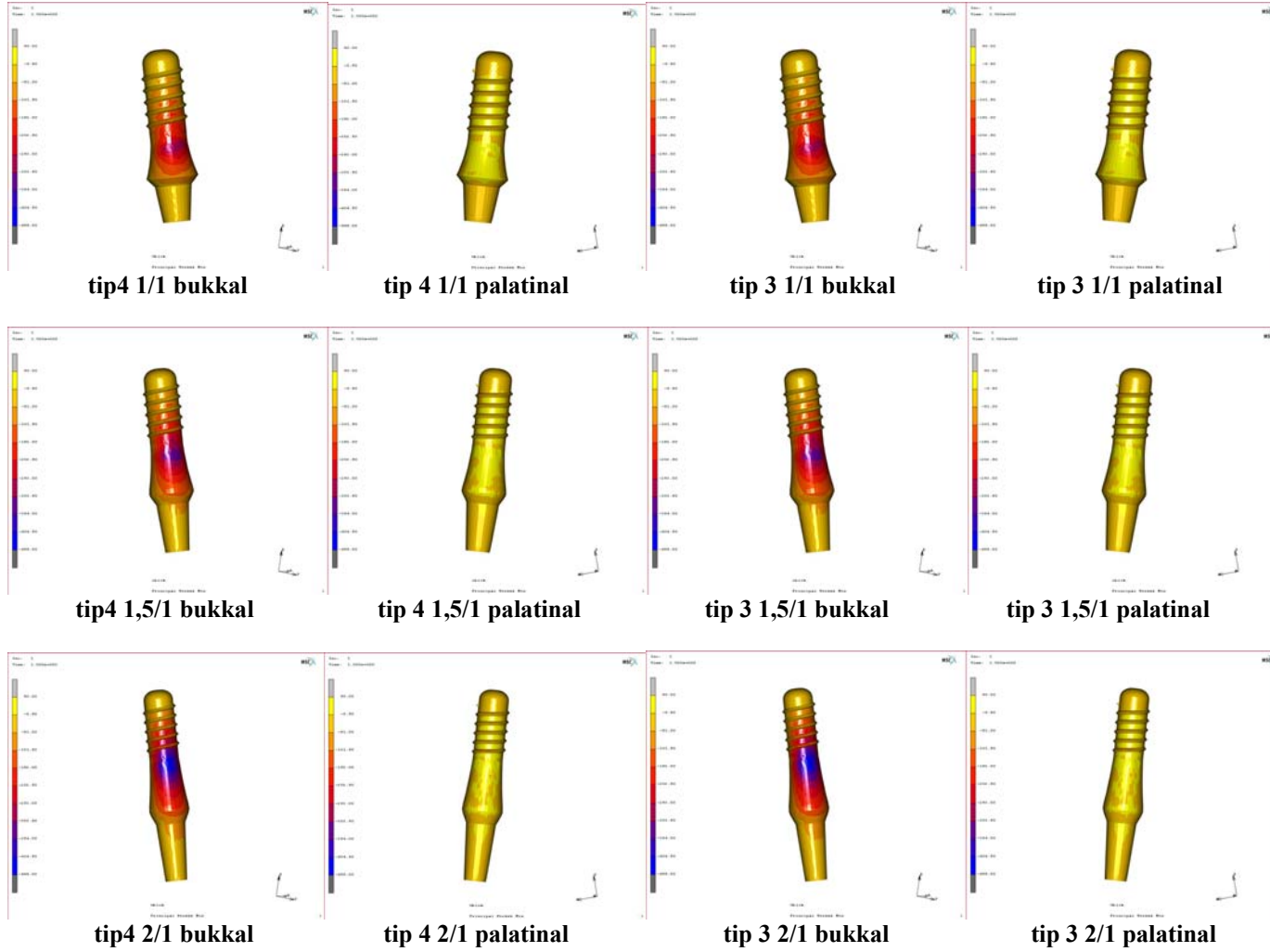
Şekil 4.1.2.A: Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında görülen PMax

Şekil 4.1.2.B: İmplant PMax stres değerleri



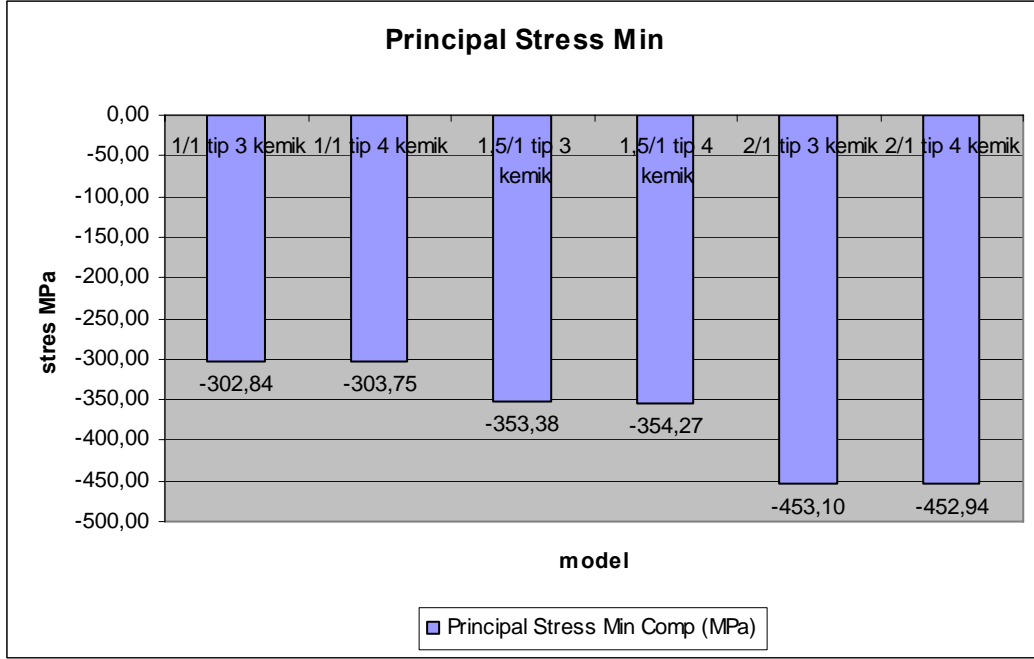
Şekil 4.1.2.C: İmplant EMax gerinim değerleri



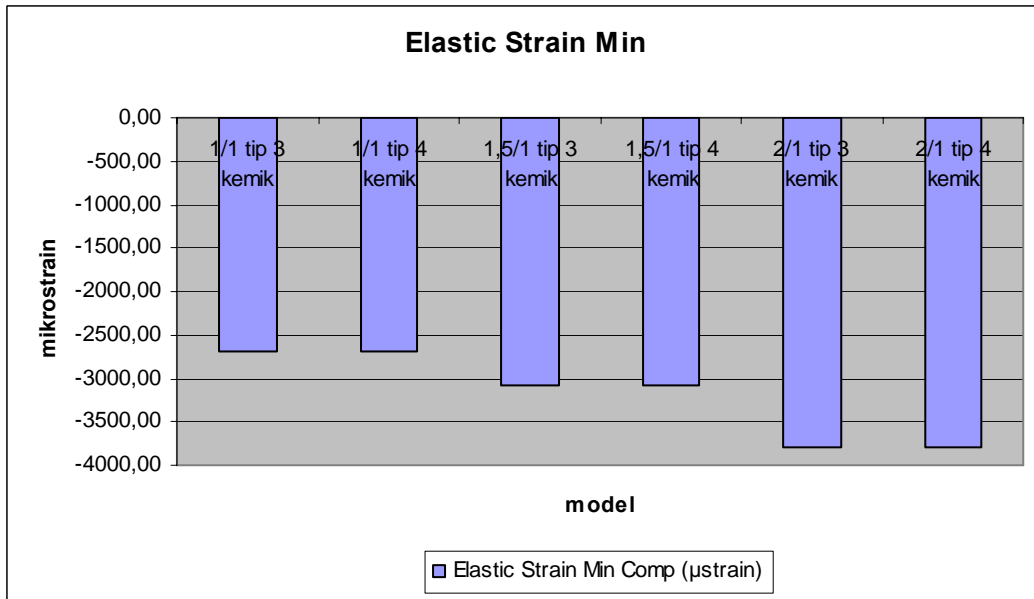


Şekil 4.1.3.A: Tip 3 ve Tip 4 kemikte üç farklı kron/implant oranında görülen PMin

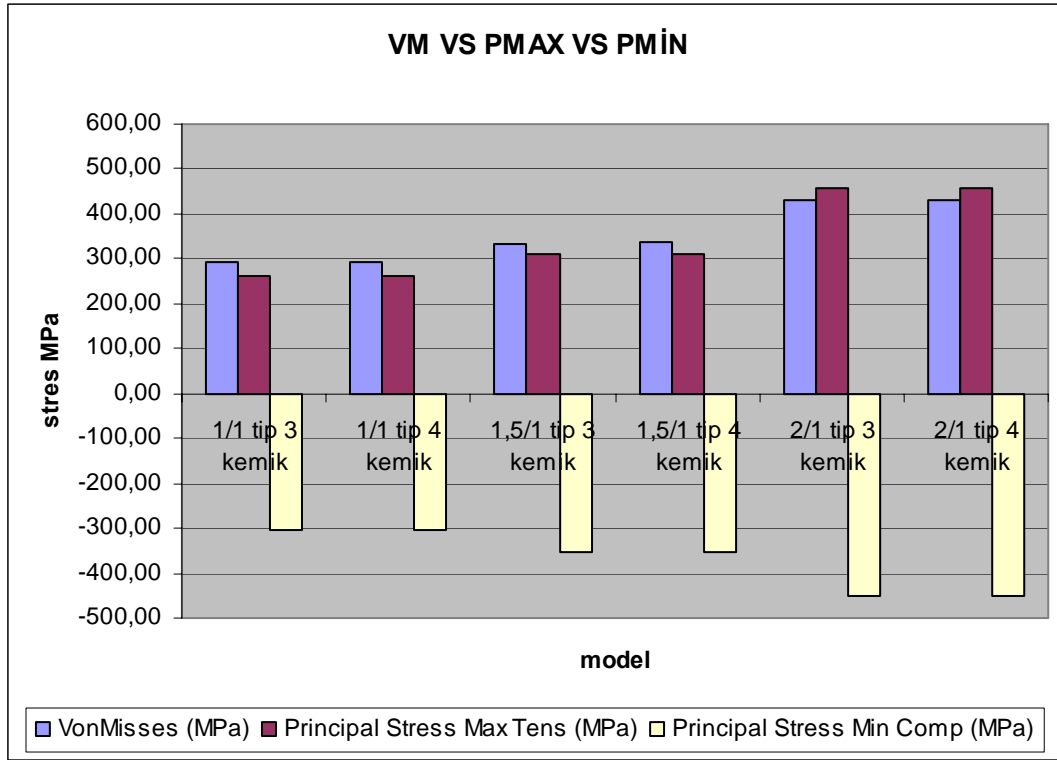
Şekil 4.1.3.B: İmplant PMin stres değerleri

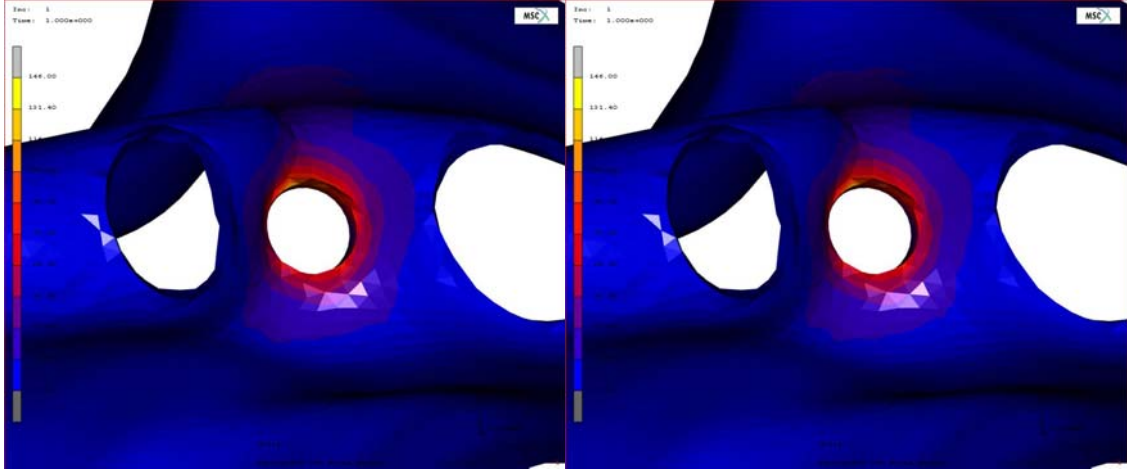


Şekil 4.1.3.C: İmplant EMin gerinim değerleri



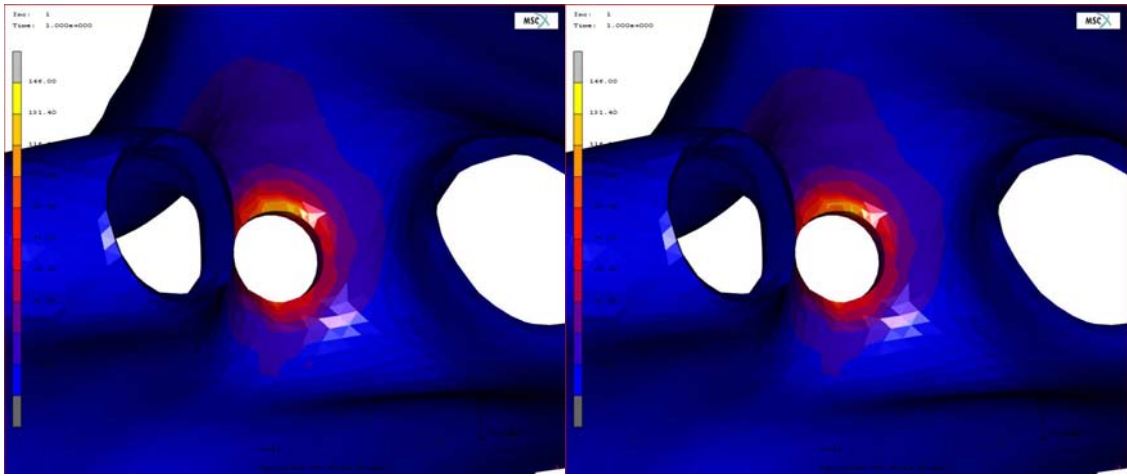
Şekil 4.1.4: İmplantlardaki VM, PMax Ve PMin değerleri





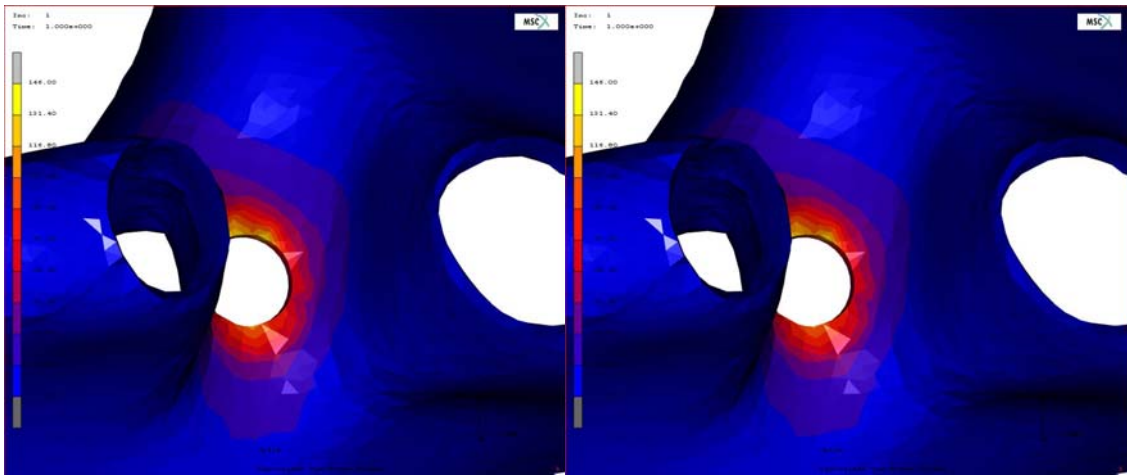
Tip 4 kemik kron/implant:1/1

Tip 3 kemik kron/implant:1/1



Tip 4 kemik kron/implant:1,5/1

Tip 3 kemik kron/implant:1,5/1

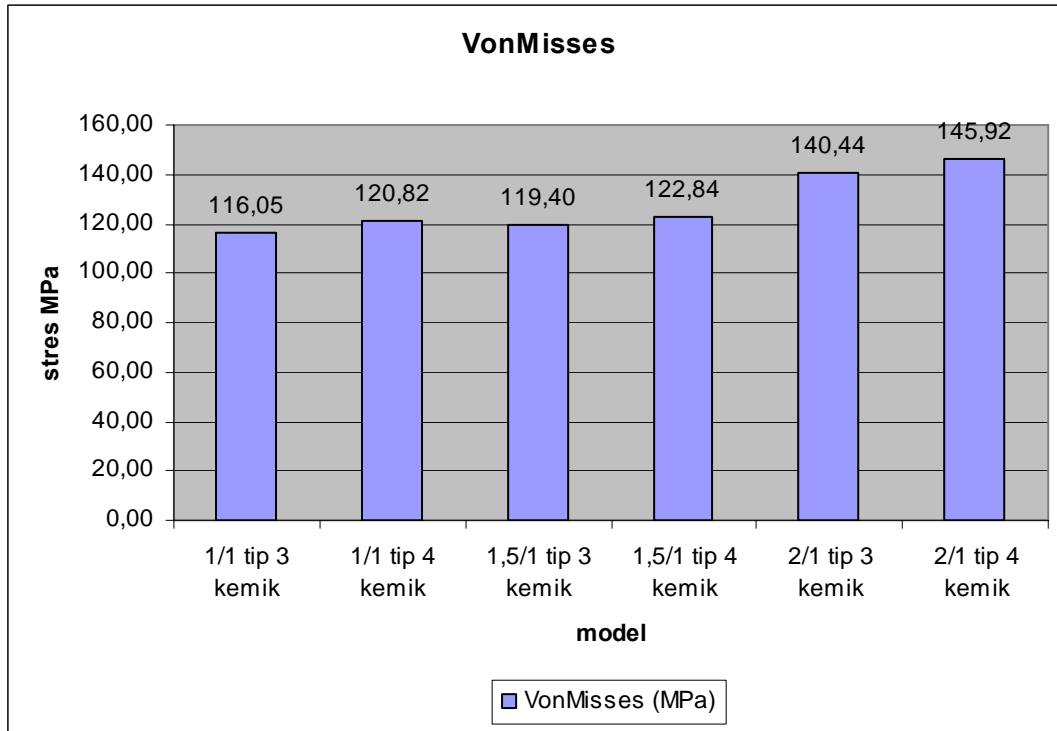


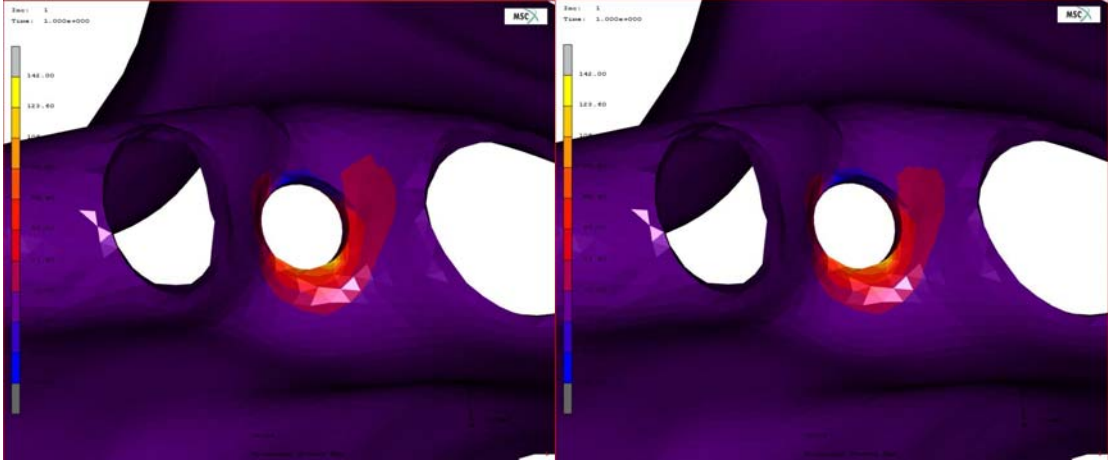
Tip 4 kemik kron/implant:2/1

Tip 3 kemik kron/implant:2/1

Şekil 4.2.1.A: Dış kortikal kemikte oluşan VM streslerin okluzal görünümü

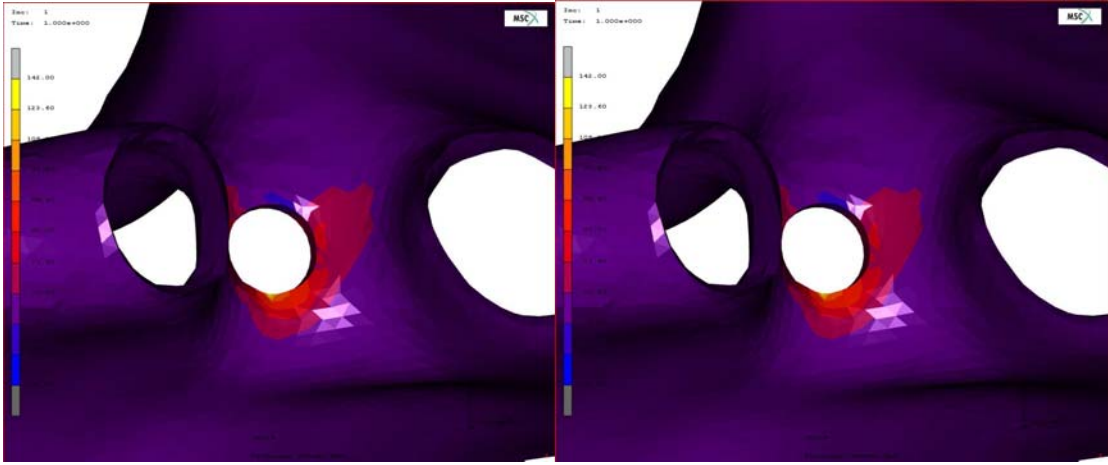
Şekil 4.2.1.B: Dış kortikal kemik VM stres değerleri





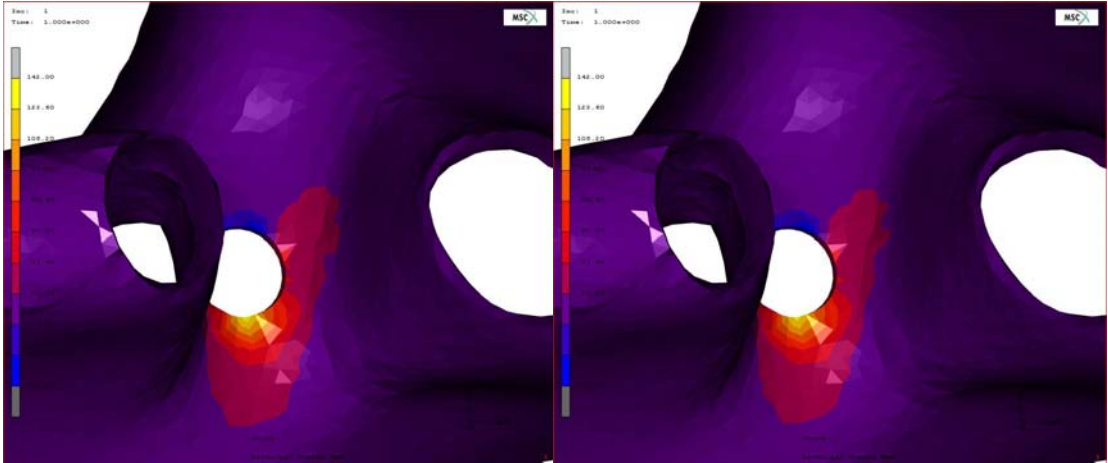
Tip 4 kemik kron/implant:1/1

Tip 3 kemik kron/implant:1/1



Tip 4 kemik kron/implant:1,5/1

Tip 3 kemik kron/implant:1,5/1

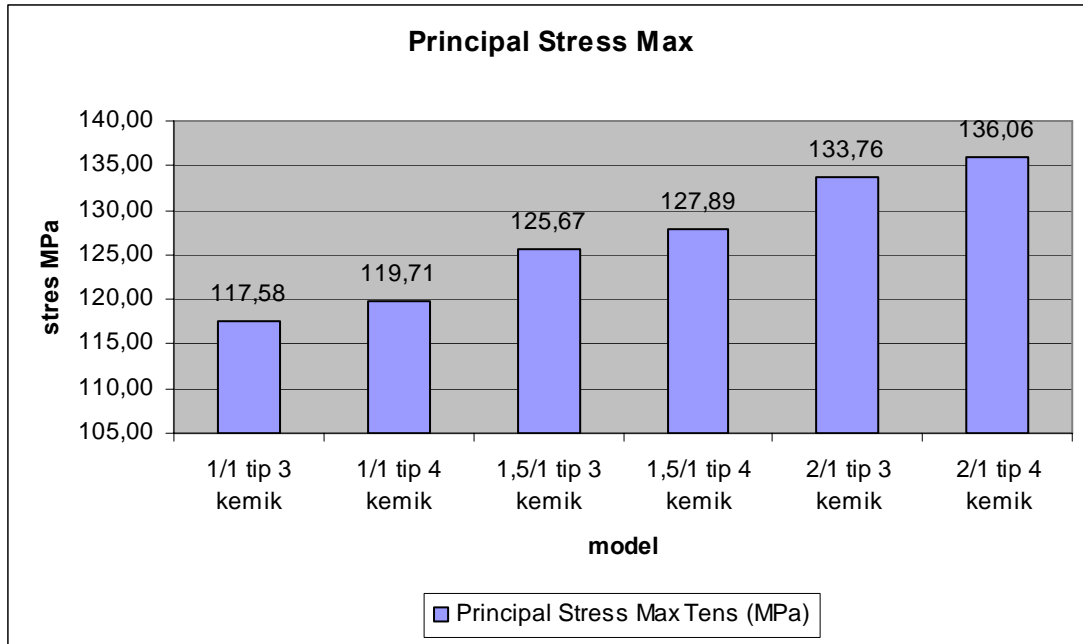


Tip 4 kemik kron/implant:2/2

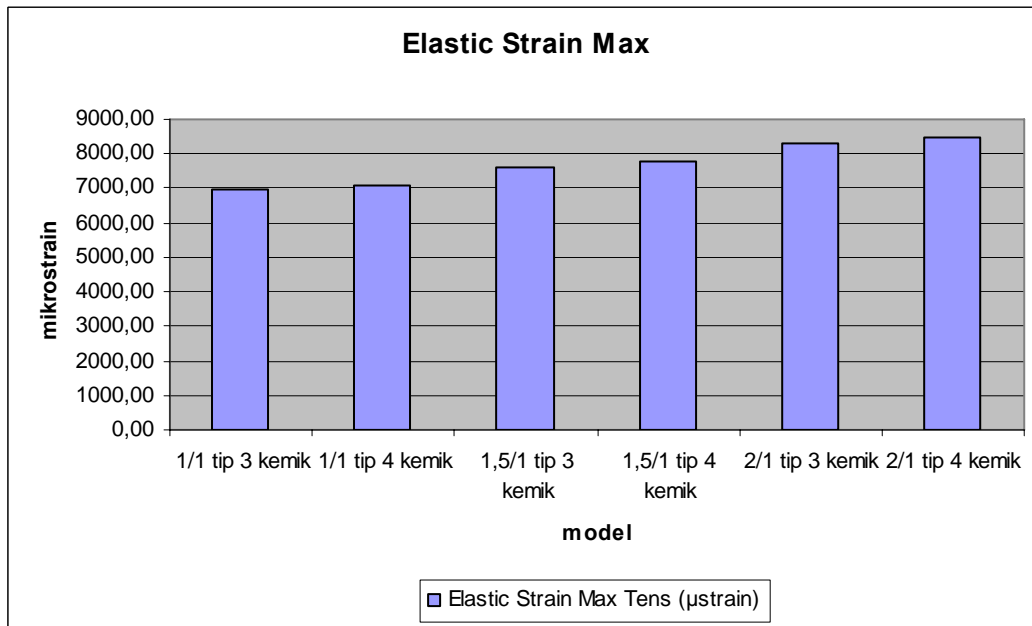
Tip 3 kemik kron/implant:2/2

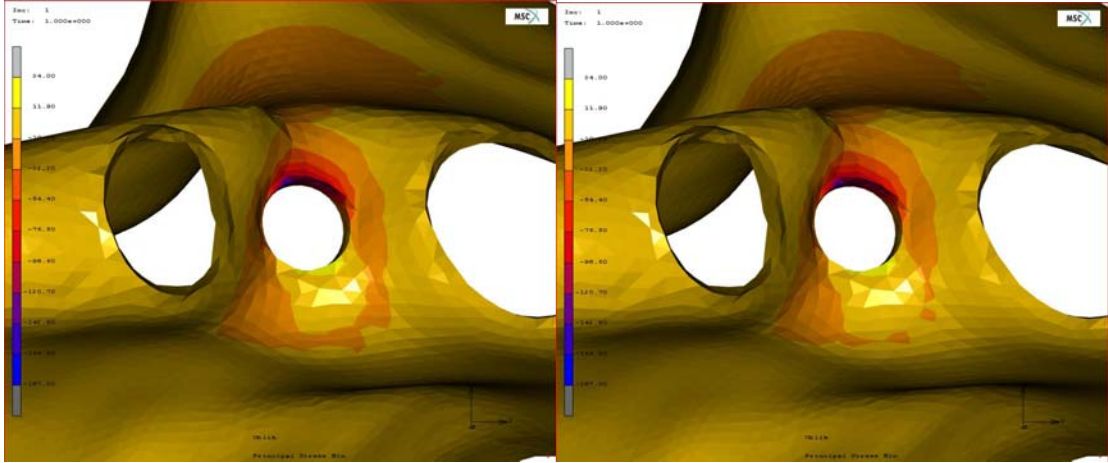
Şekil 4.2.2.A: Dış kortikal kemikte oluşan PMax streslerin okluzal görünümü

Şekil 4.2.2.B: Dış kortikal kemik PMax stres değerleri



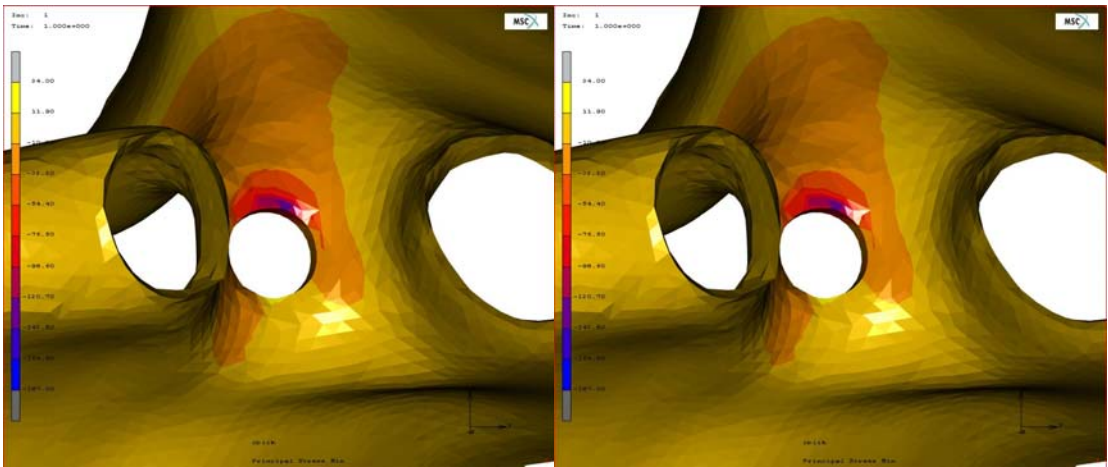
Şekil 4.2.2.C: Dış kortikal kemik EMax gerinim değerleri





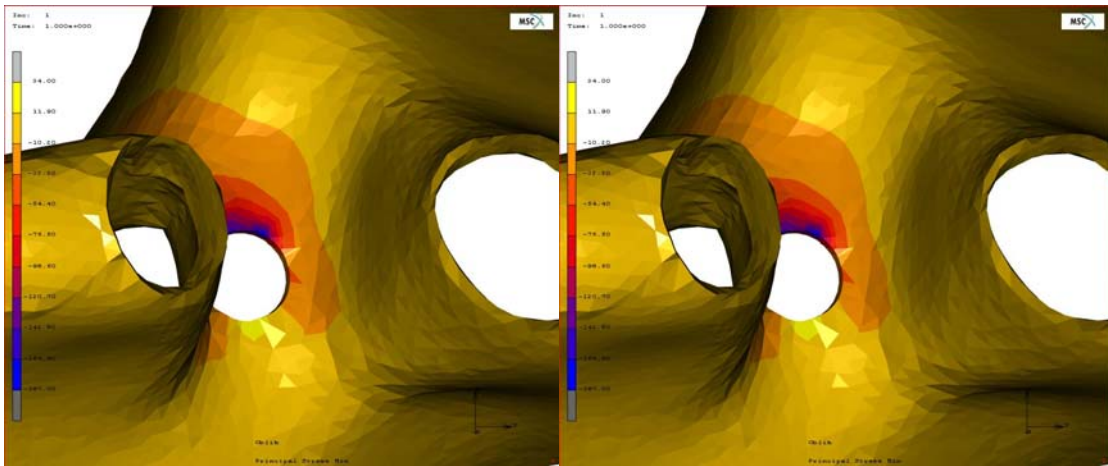
Tip 4 kemik kron/implant: 1/1

Tip 3 kemik kron/implant: 1/1



Tip 4 kemik kron/implant:1,5/1

Tip 3 kemik kron/implant:1,5/1

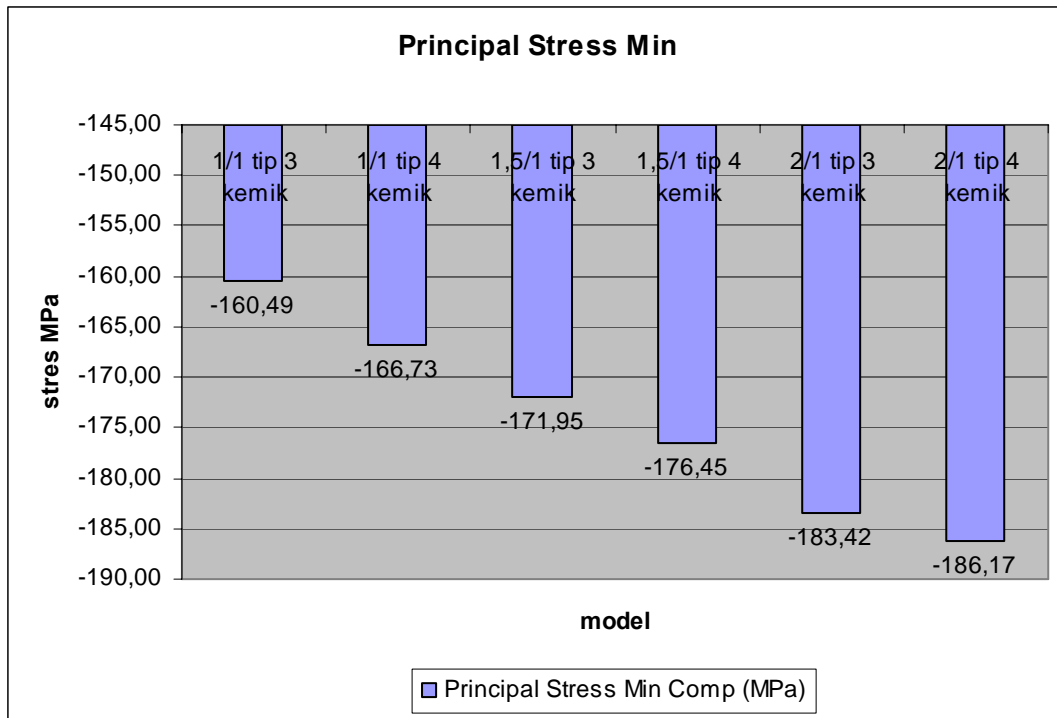


Tip 4 kemik kron/implant:2/1

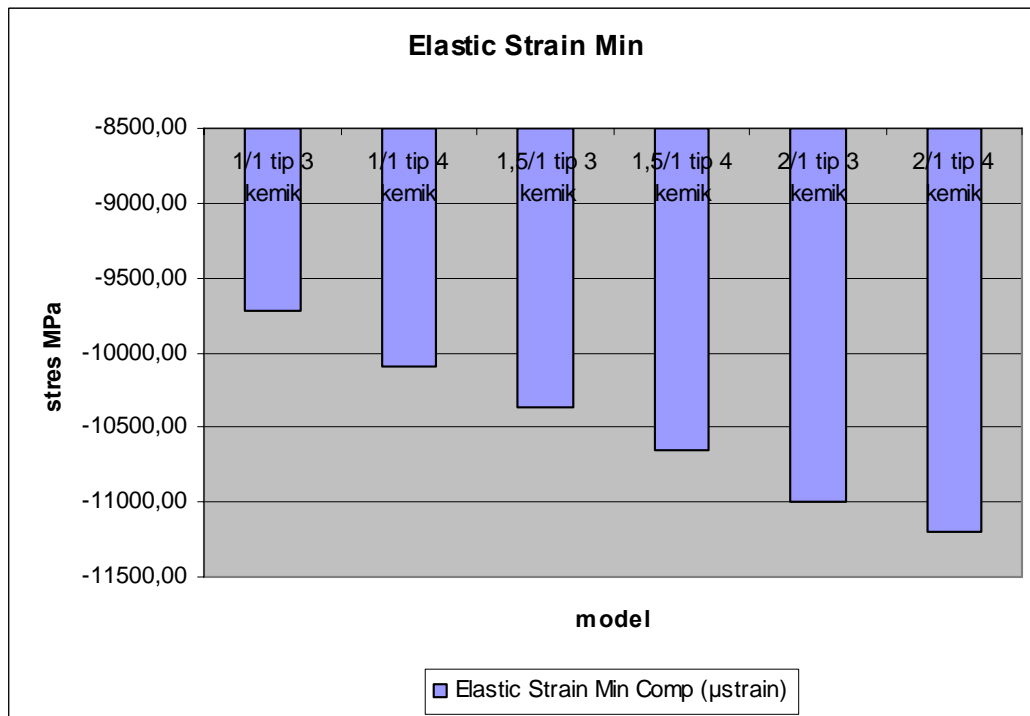
Tip 3 kemik kron/implant:2/1

Şekil 4.2.3.A: Dış kortikal kemikte oluşan PMin streslerin okluzal görünümü

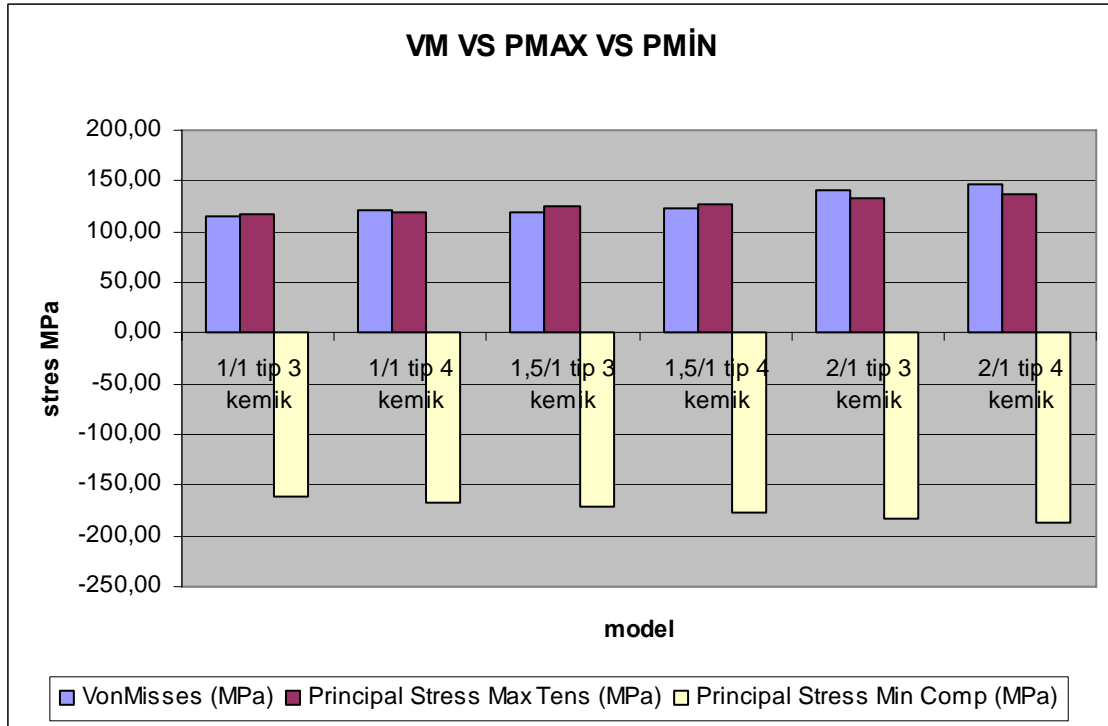
Şekil 4.2.3.B: Dış kortikal kemik PMin stres değerleri

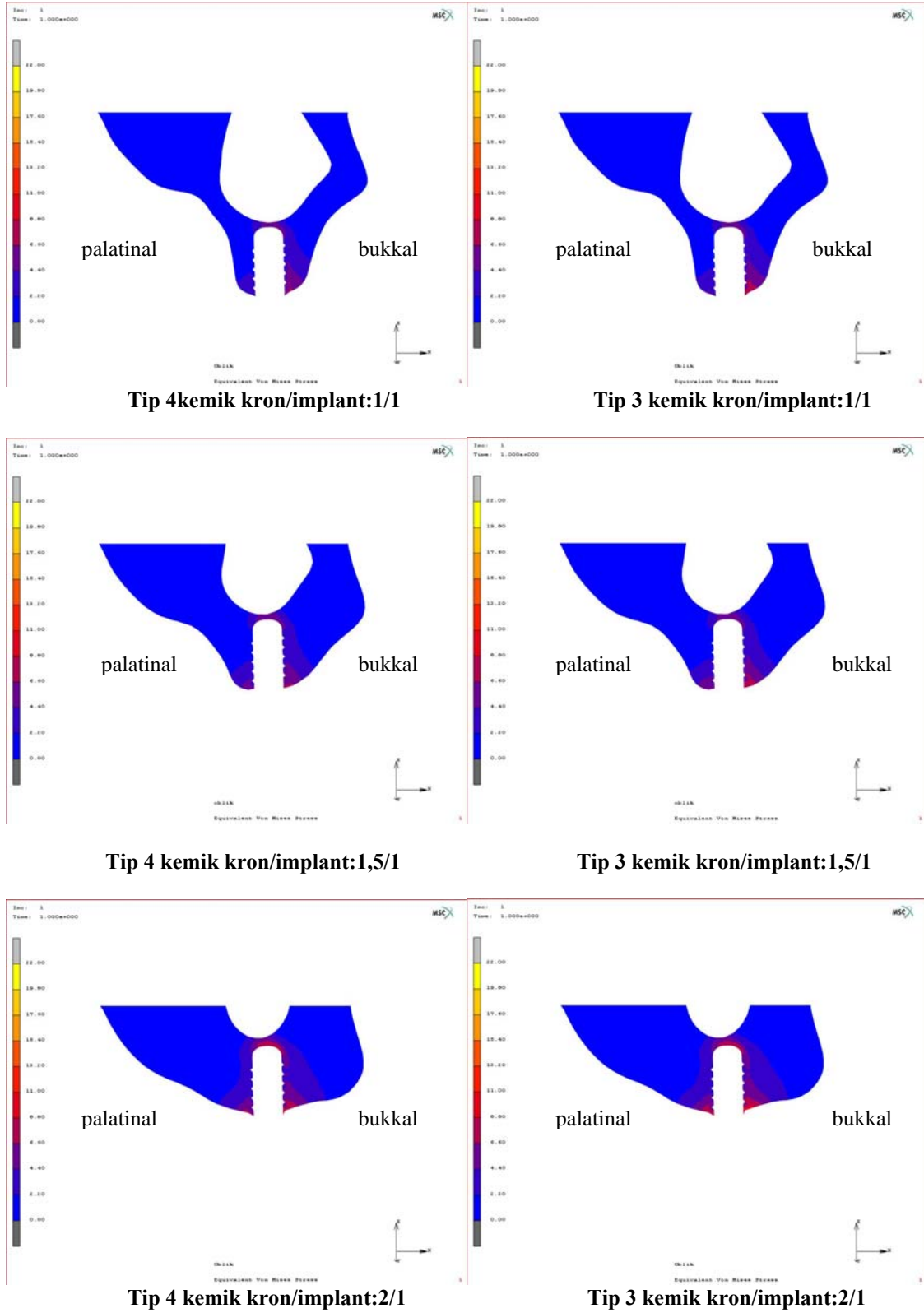


Şekil 4.2.3.C: Dış kortikal kemik EMin stres değerleri



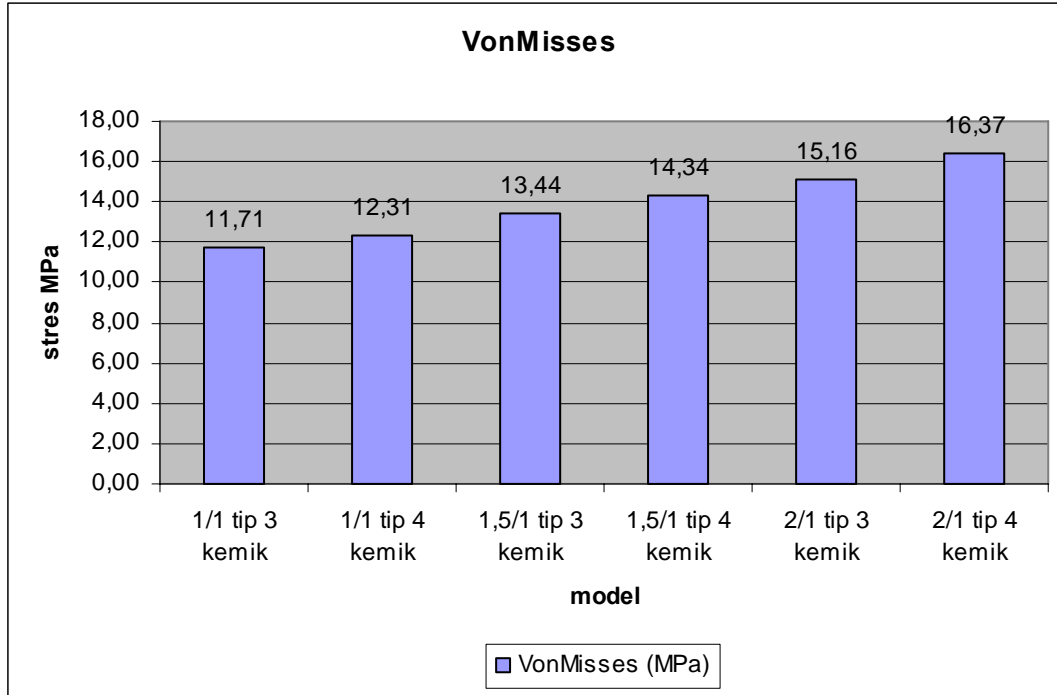
Şekil 4.2.4: Dış kortikal kemik VM, PMax, PMin stres değerleri

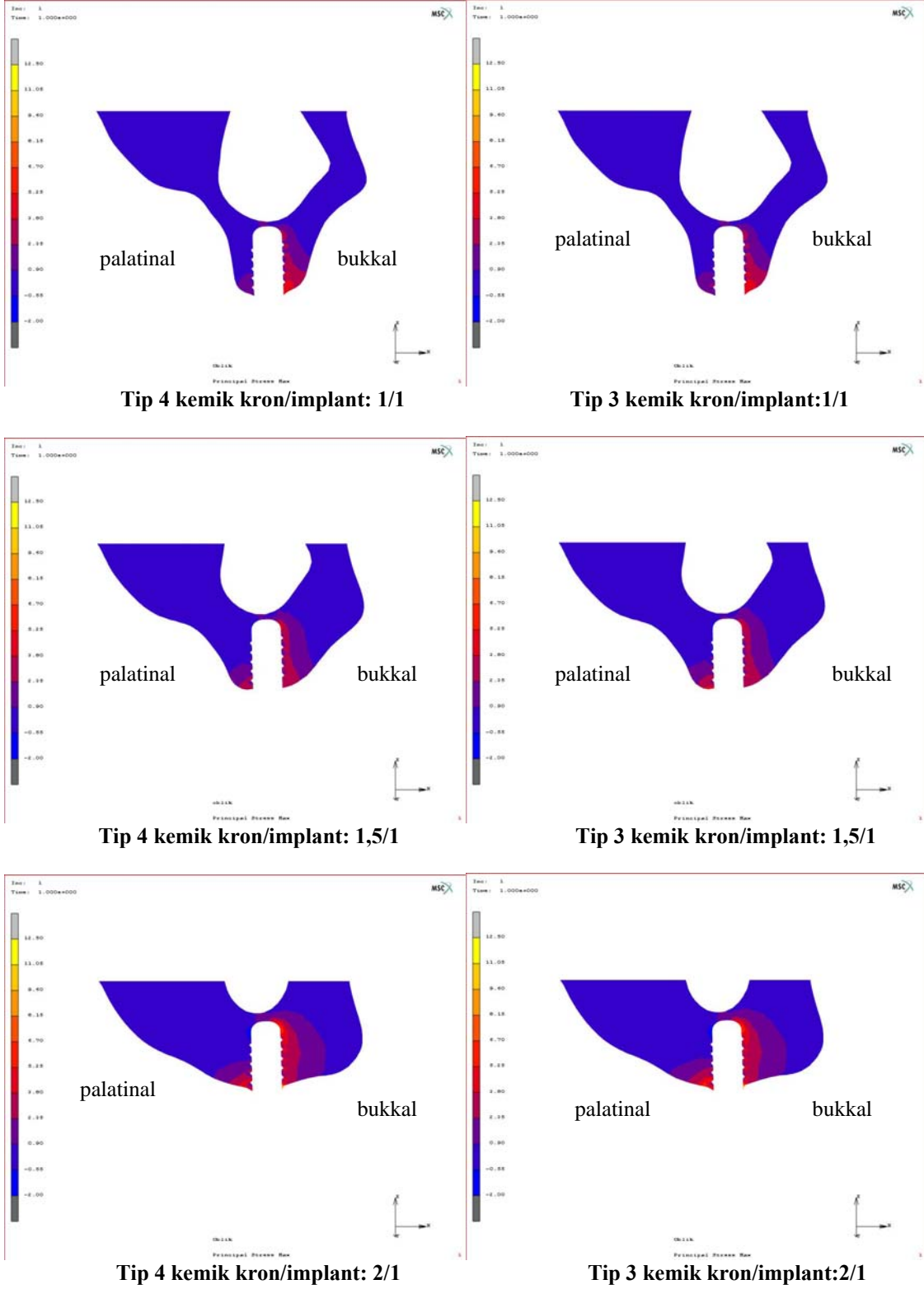




Şekil 16: Spongiöz kemikte oluşan VM streslerin kesit görüntüsü

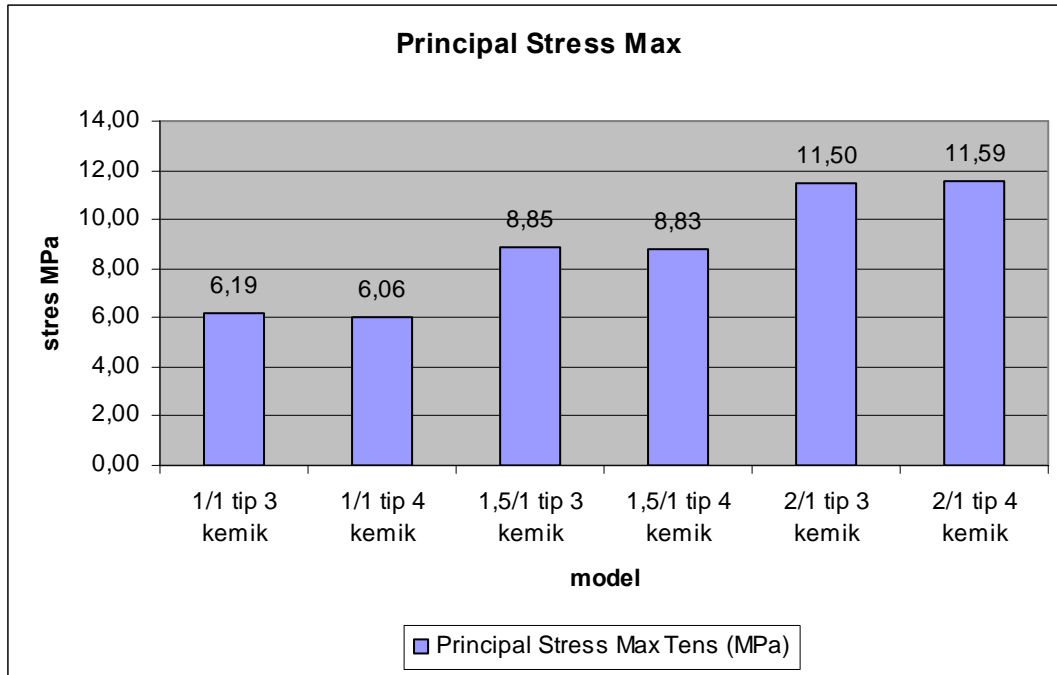
Şekil 4.3.1.B: Spongöz kemik VM stres değerleri



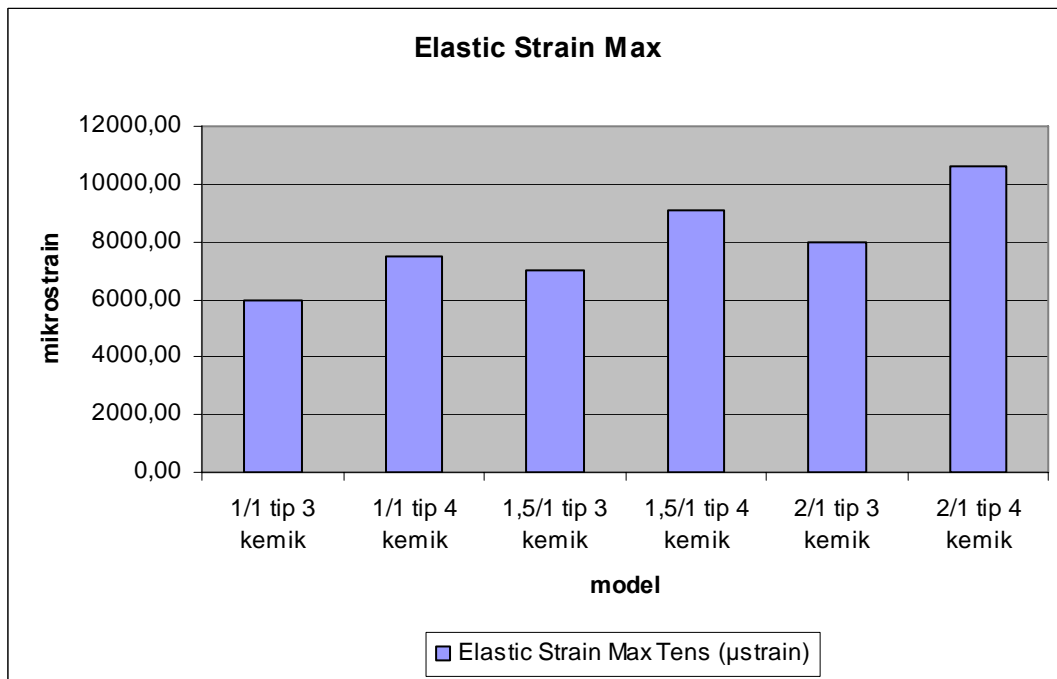


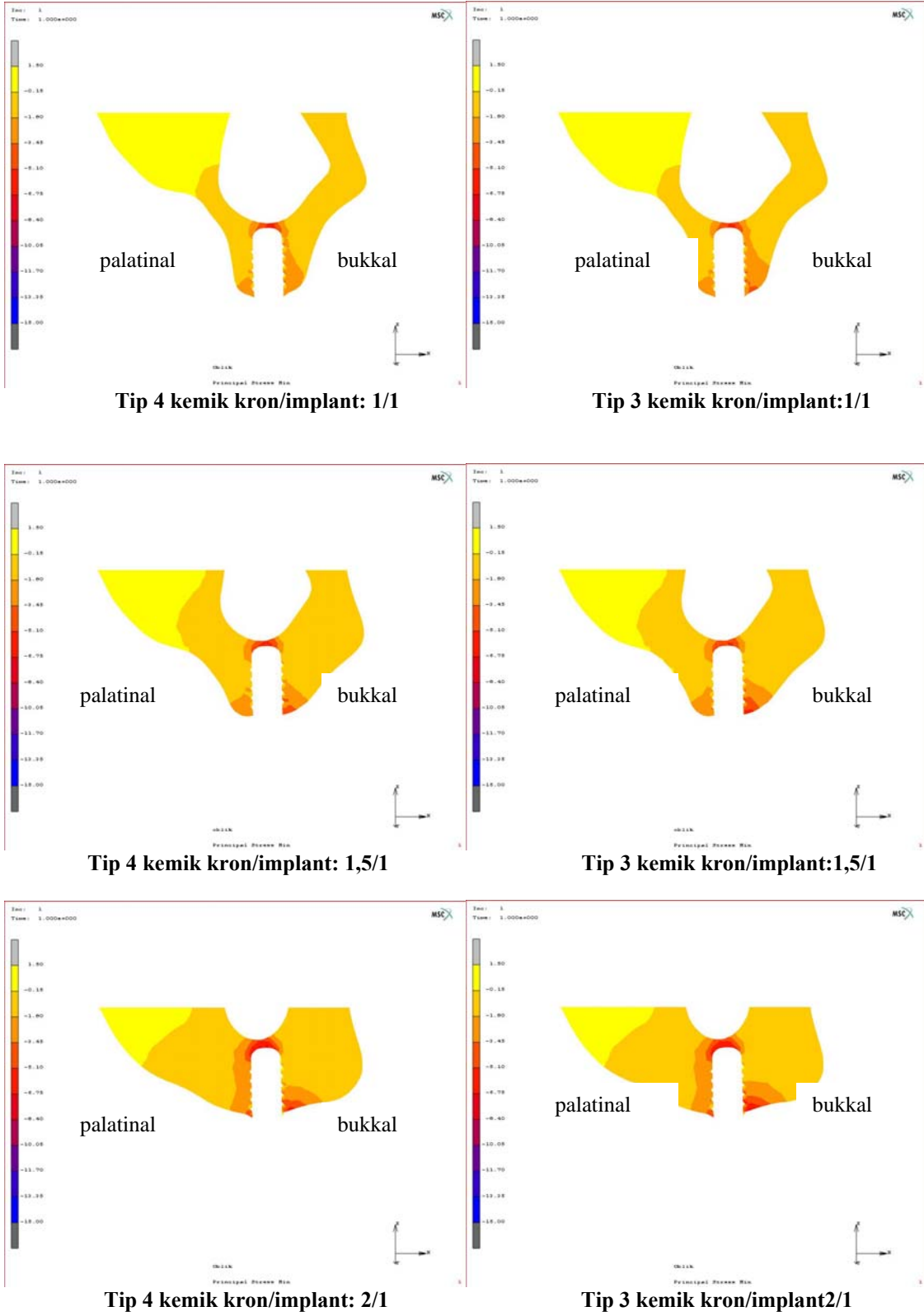
Şekil 4.3.2.A: Spongöz kemikte oluşan PMax streslerin kesit görüntüsü

Şekil 4.3.2.B: Spongios kemik PMax stres değerleri



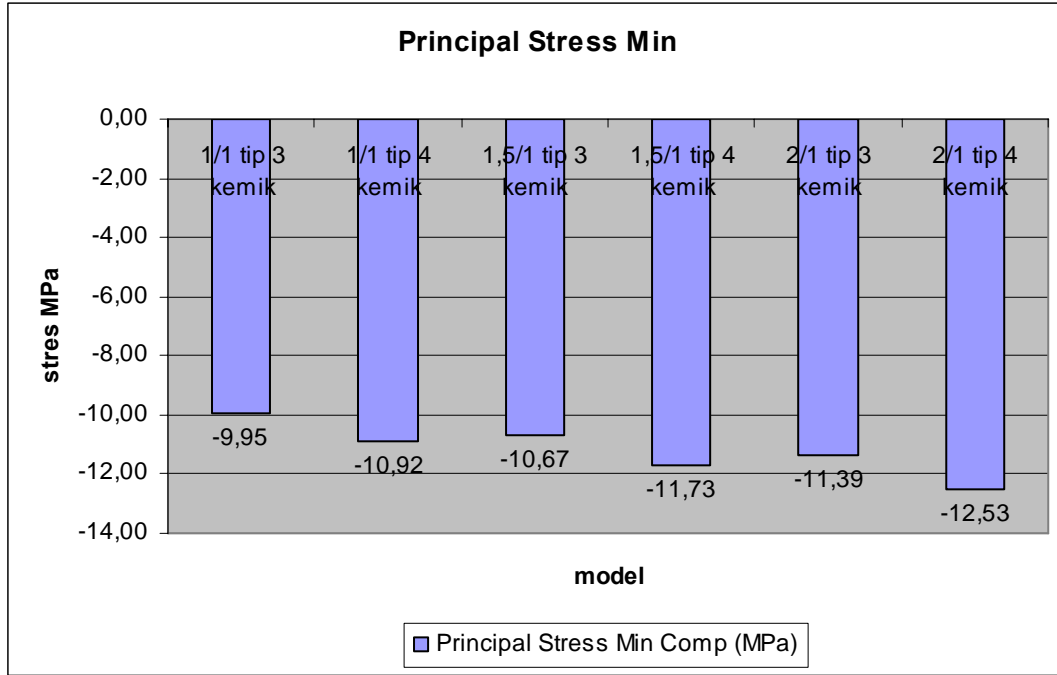
Şekil 4.3.2.C: Spongios kemik EMax gerinim değerleri



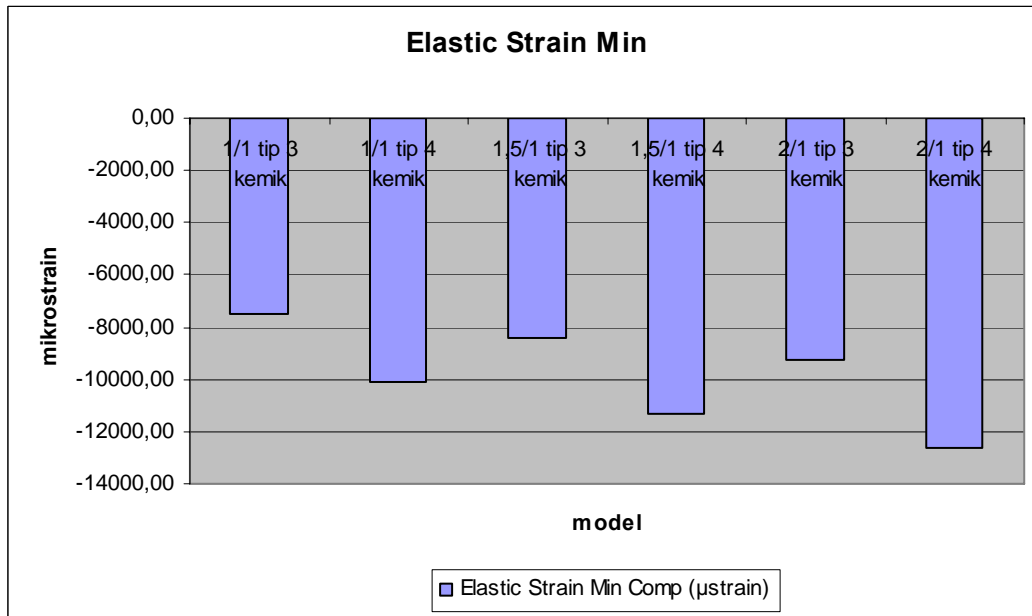


Şekil 4.3.3.A: Spongioz kemikte oluşan PMin streslerin kesit görüntüsü

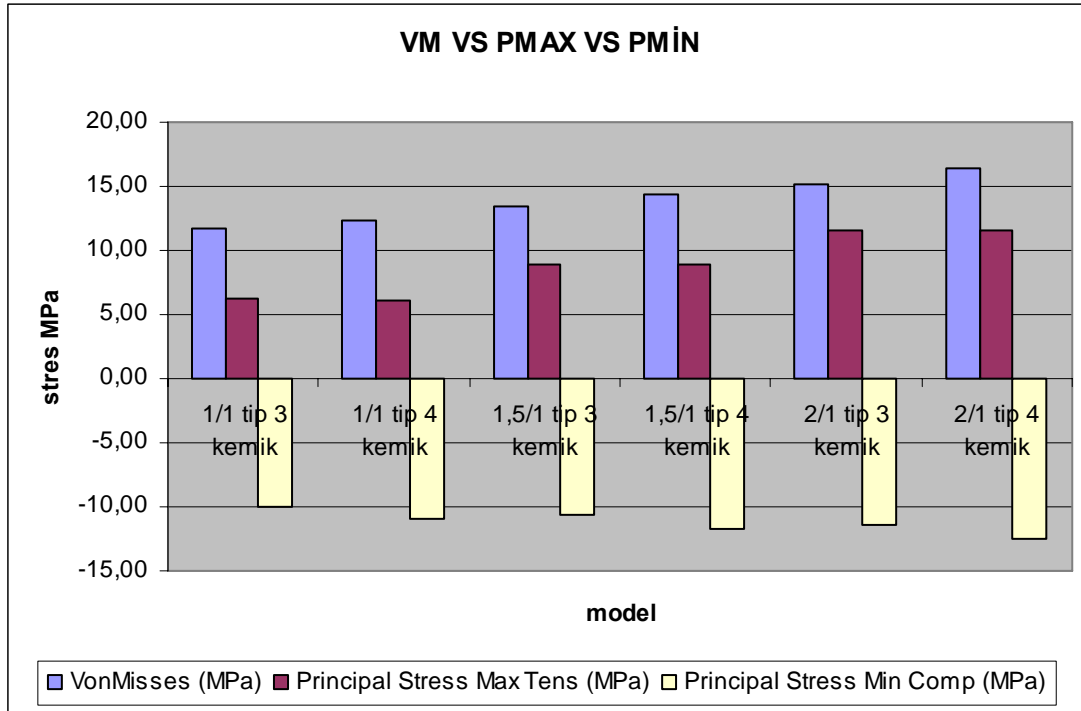
Şekil 4.3.3.B: Spongiöz kemik PMin stres değerleri

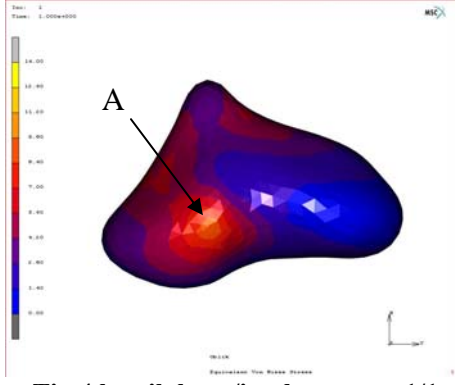


Şekil 4.3.3.C: Spongiöz kemik EMin gerinim değerleri

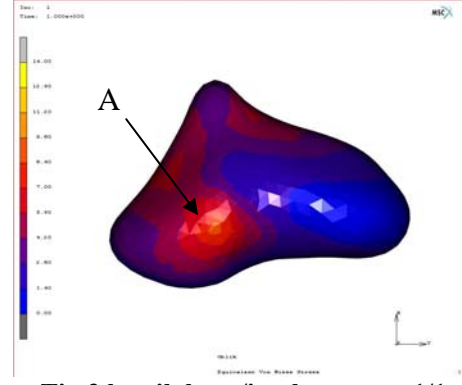


Şekil 4.3.4: Spongiöz kemik VM, PMax, PMin stres değerleri

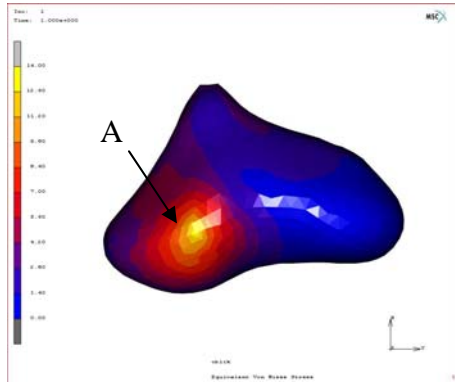




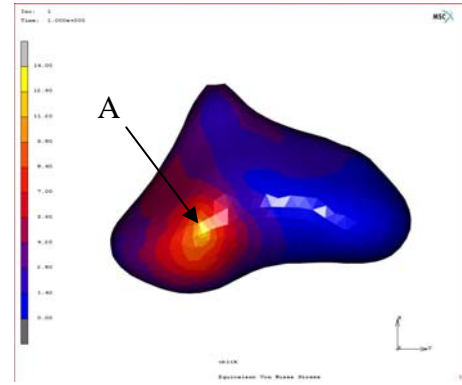
Tip 4 kemik kron/implant oranı:1/1



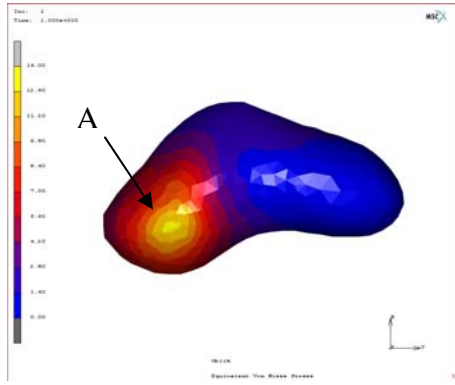
Tip 3 kemik kron/implant oranı:1/1



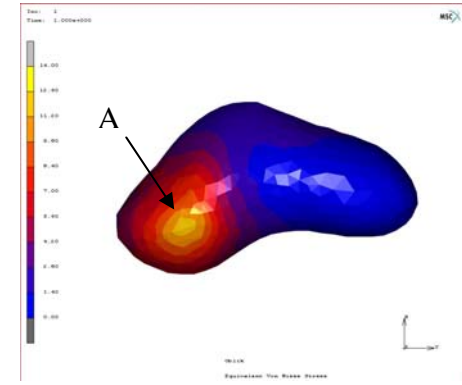
Tip 4 kemik kron/implant oranı:1,5/1



Tip 3 kemik kron/implant oranı:1,5/1



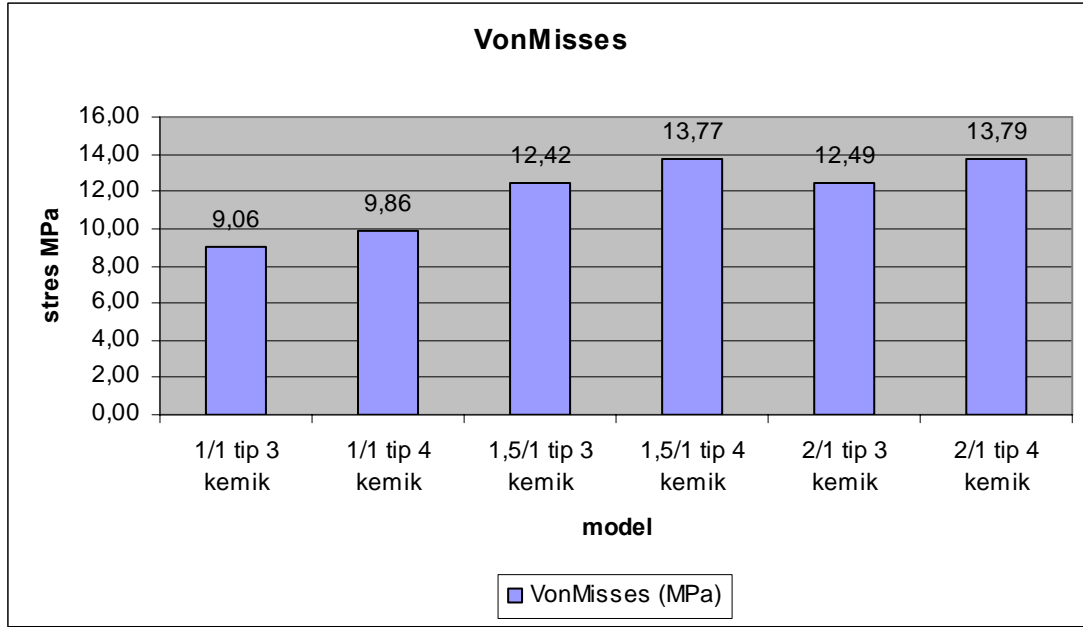
Tip 4 kemik kron/implant oranı 2/1



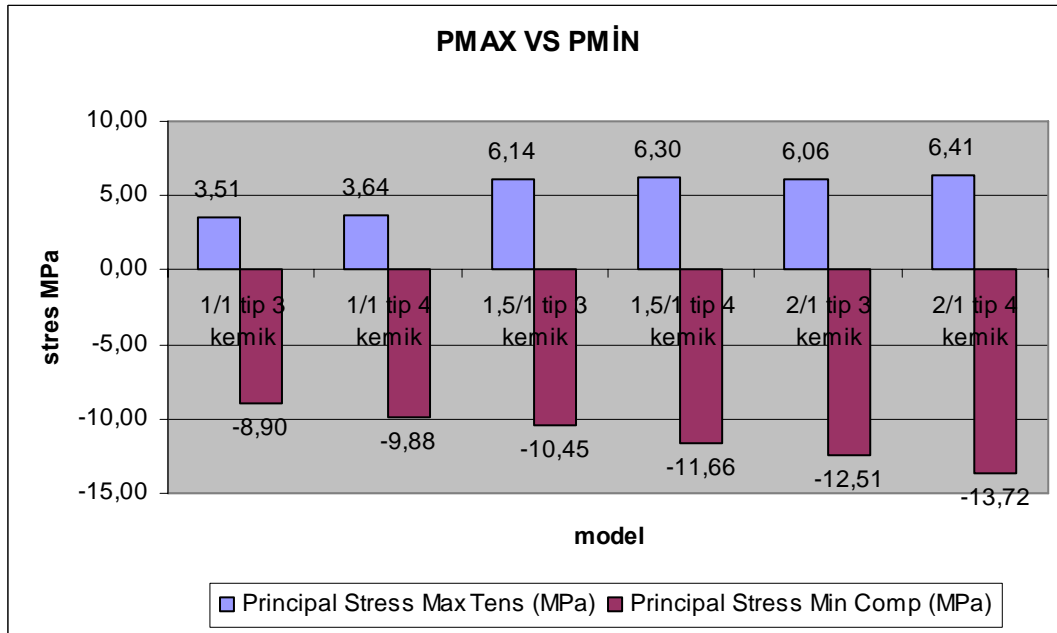
Tip 3 kemik kron/implant oranı 2/1

Şekil 4.4.1.A: İç kortikal kemikte oluşan VM stresler (A: apikal)

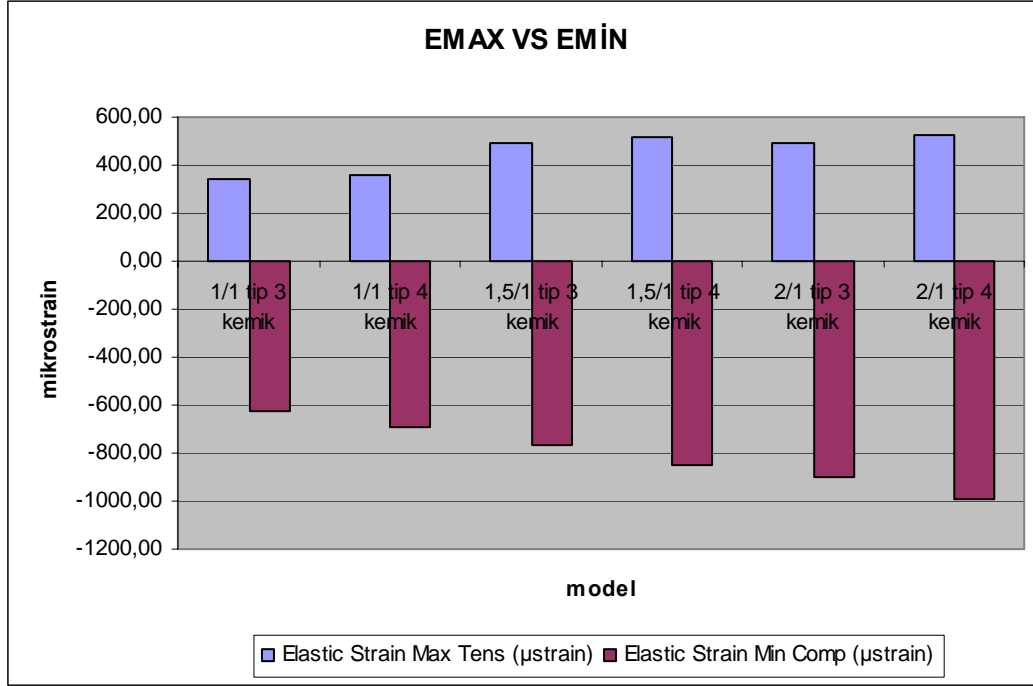
Şekil 4.4.1.B: İç kortikal kemik VM stres değerleri



Şekil 4.4.2: İç kortikal kemik PMax ve PMin Değerleri



Şekil 4.4.3: İç kortikal kemik EMax VE EMin gerinim değerleri



Tablo 4.1: Çalışmadan elde edilen bütün stres ve gerinim değerleri

Model	Kısım	VonMises (MPa)	Principal Stress Max Tens (MPa)	Principal Stress Min Comp (MPa)	Elastic Strain Max Tens (µstrain)	Elastic Strain Min Comp (µstrain)
1/1 tip 3 kemik	Kortikal	116,05	117,58	-160,49	6960,00	-9720,00
	Spongioz	11,71	6,19	-9,95	5940,00	-7530,00
	İç-Kortikal	9,06	3,51	-8,90	343,00	-628,00
	İmplant	292,28	261,82	-302,84	2303,00	-2680,00
	Dis 5	6,44	4,09	-4,80	242,00	-265,00
	Dis 7	7,81	5,34	-4,72	312,00	-247,00
1/1 tip 4 kemik	Kortikal	120,82	119,71	-166,73	7080,00	-10100,00
	Spongioz	12,31	6,06	-10,92	7510,00	-10100,00
	İç-Kortikal	9,86	3,64	-9,88	360,00	-688,00
	İmplant	293,15	261,96	-303,75	2300,00	-2690,00
	Dis 5	6,92	4,42	-5,43	259,00	-293,00
	Dis 7	8,48	5,87	-5,19	340,00	-270,00
1,5/1 tip 3 kemik	Kortikal	119,40	125,67	-171,95	7625,00	-10360,00
	Spongioz	13,44	8,85	-10,67	6975,00	-8390,00
	İç-Kortikal	12,42	6,14	-10,45	491,00	-767,00
	İmplant	334,84	310,87	-353,38	2680,00	-3070,00
	Dis 5	3,00	2,00	-2,09	113,00	-133,00
	Dis 7	5,07	2,76	-2,97	197,00	-207,00
1,5/1 tip 4 kemik	Kortikal	122,84	127,89	-176,45	7770,00	-10650,00
	Spongioz	14,34	8,83	-11,73	9055,00	-11350,00
	İç-Kortikal	13,77	6,30	-11,66	515,00	-854,00
	İmplant	335,10	311,04	-354,27	2680,00	-3070,00
	Dis 5	2,94	2,21	-2,07	122,00	-131,00
	Dis 7	5,46	3,09	-3,15	214,00	-220,00
2/1 tip 3 kemik	Kortikal	140,44	133,76	-183,42	8290,00	-11000,00
	Spongioz	15,16	11,50	-11,39	8010,00	-9250,00
	İç-Kortikal	12,49	6,06	-12,51	489,00	-904,00
	İmplant	430,12	455,81	-453,10	3970,00	-3790,00
	Dis 5	1,49	1,09	-0,75	66,00	-55,90
	Dis 7	2,18	1,36	-1,41	82,00	-93,90

2/1 tip 4 kemik	Kortikal	145,92	136,06	-186,17	8460,00	-11200,00
	Spongioz	16,37	11,59	-12,53	10600,00	-12600,00
	İç-Kortikal	13,79	6,41	-13,72	522,00	-995,00
	İmplant	430,57	455,70	-452,94	3970,00	-3790,00
	Dis 5	1,47	1,24	-0,75	67,80	-55,30
	Dis 7	2,22	1,41	-1,43	84,70	-94,90

5. TARTIŞMA

Bu araştırmada, üst çene birinci büyük azı dişin kaybedilmesiyle bu bölgede oluşan kemik kaybına bağlı olarak ortaya çıkan üç farklı kron-implant oranında dış kortikal, trabeküler, iç kortikal ve implant üzerinde oluşan stres değerleri, lokalizasyonları, dağılımları ve kuvvet altında yer değiştirmeleri incelenmiştir.

Son 20 yıldır stresin implant ve çevre kemik üzerine olan etkisini incelemek için sonlu elemanlar stres analizinin kullanımı yaygın hale gelmiştir(18,20,52,58,74). Sonlu elemanlar stres analizi, implantların başarısında önemli rolü olan implant çapı, implant şekli, yükün yönü gibi dental implantların mekanik yapısını değerlendirmek için kullanılan değişik parametrelerin incelenmesine izin verir(48).

İmplant destekli protezlere bağlı olarak kemikte dağılan stresi değerlendirmek amacıyla 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır. Bu analizleri birbiriyle kıyaslayan çalışmalar detaylı bir stres analizi için üç boyutlu olan yöntemin daha iyi olduğunu göstermişlerdir(75,76,77,78). İki boyutlu olan analizler basit yapılar için daha uygundur(76). Dijital görüntüleme tekniklerindeki, bilgisayar programlarındaki ve hesaplamadaki ilerlemeler sonlu elemanlar stres analizi ile biyolojik dokuların üç boyutlu olarak daha iyi anlaşılmasını sağlamıştır(77). İki boyutlu sistemlerde düzlemin dışındaki deformasyonlar, gerilim ve gerinimler önemsizdir. Bu da maliyeti azaltır, ancak daha fazla hataya neden olur(78).

Dental implantlarda çiğneme kuvvetinin simetrik olmayan yüklemesinin etkisini değerlendirmek için üç boyutlu modellemenin kullanılması iki boyutlu modellemeye göre daha iyi bir klinik gerçeklik sağlar(46,48).

Dental implantları değerlendirmek amacıyla kullanılan bir diğer analiz yöntemi de fotoelastik stres analizi yöntemidir. Bu yöntem streslerin konsantrasyonu ve lokalizasyonu ile ilgili iyi veri elde edilmesini sağlar. Ancak sayısal olarak sınırlı bilgi elde edilir. Bir başka yöntem ise gerilimölçerlerin (strain gauge) kullanılmasıdır. Gerilimölçer ile yapılan ölçümler ise sadece gerilimölçerin bulunduğu yerde oluşan gerinim ile ilgili doğru bilgi verir. Sonlu elemanlar metodunda ise hazırlanan matematiksel modelde herhangi bir yerdeki sayısal değerler elde edilebilir(17).

Bu çalışmada modellenen yapıların karmaşıklığı nedeniyle üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir. Bu yöntem karmaşık yapıların değerlendirilebilmesi açısından avantajlıdır, ancak hassas bir yöntem olduğu

unutulmamalıdır. Sonuçlar yüklem konumundan, sınır koşullarından ve materyal özelliklerinden etkilenir(79). Bu nedenle elde edilen sayısal değerlerin geçerliliği sınırlıdır.

Model hazırlanırken bütün yapıların homojen, izotropik ve linear elastik olduğu ve materyaller arasındaki bütün yüzeylerin bağlı olduğu kabul edilmiştir(20,58,74,76). Ladd ve Kinney(80) modellemenin hassas yapılmasının elde edilen sonuçları etkilediğini belirtmişlerdir. Ulrich ve arkadaşları(77) dijital görüntüleme teknikleri ve bilgisayarlardaki gelişme sayesinde üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile biyolojik dokuların daha iyi değerlendirileceğini bildirmişlerdir. Barbier ve arkadaşları(81) nondekalsifiye kemik implant kesitlerini iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile kıyaslamışlar ve sonlu eleman modelleri ile histoloji bulgularının örtüştüğünü göstermişlerdir. Chen ve arkadaşlarının(82) çalışmasında ise histolojik kesitlerde ve sonlu elemanlar stres analizinde implant yüzeyi boyunca kemikte aynı bölgelerde stres oluştuğu gözlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinde oluşturulan yapılar matematiksel modellerdir. Modellerdeki esas farklılığı, oluşturulan setlere verilen elastisite modül değerleri yaratır. Elastisite modül değerlerinde yapılacak olan değişiklikler elde edilen sonuçları etkiler. Bu nedenle verilen değerlerin canlı dokudakine benzer olması sonuçların doğruluğu için önemlidir. Bu çalışmada modele edilen bütün materyallerin elastik modülleri canlı dokularla aynı olmakla beraber klinik durumu tümüyle taklit etmemektedir. Örneğin klinikten farklı olarak implant kemik teması %100 olarak kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi modelleri çoğunlukla peri-implant dokuyu doğru bir şekilde yansıtmazlar. İmplantların çevresinde normalde porlar içeren trabeküler kemik bulunduğu için implant-kemik teması %100 değildir. Bu analizde trabeküler peri-implant kemik morfolojisi göz ardı edilir ve %100 kemik teması olduğu varsayılarak sadece elastisite modülü değiştirilir (kortikal kemikten 10 kat daha küçük olarak alınır). Bu durum stresin alveolar krette yoğunlaşmış olarak bulunması sonucunu doğurabilir. Akagawa ve arkadaşları(83) ve Sato ve arkadaşları(84) sonlu elemanlar analizinde kullanılabilecek gerçeğe uygun modellerin elde edilmesi üzerine çalışmışlardır. Akagawa ve arkadaşlarının(85) çalışmasında implantın bütün yüzeyleri için toplam kemik kontak alanı %68,8 olarak alınarak yeni bir sonlu elemanlar stres analiz modeli oluşturulmuş ve yük altında stresin kortikal ve trabeküler kemiğe uniform olarak dağıldığı görülmüştür. Öte yandan Papavasiliou ve arkadaşları(86) üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile implant etrafındaki 4 farklı kemik temas miktarını değerlendirmişler ve bütün modellerde en yüksek streslerin kortikal kemikte oluştuğunu bildirmişlerdir. Yine Miyata ve

arkadaşları(36) ve İsidor(37) maymunlarda yaptıkları in vivo çalışmalarda aşırı okluzal yüklerin kortikal kemikte kayıplara yol açtığını görmüşlerdir.

İmplant makro ve mikro geometrisinin değişmesi ya da kişisel özellikler gibi faktörler kemik temas miktarını etkiler ve değiştirir(47,49,87-89). Piattelli ve arkadaşları(90) implant-kemik miktarını %60 olarak belirlemişlerdir. Degidi ve arkadaşları(91) ise asitle pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarda %61,3'lük kemik teması bulmuşlardır. Wilson ve arkadaşları(92) implant yerleştirilecek bölgedeki periodontal defekt boyutunun oluşan kemik-implant temas miktarını etkilediğini bildirmişlerdir. Steigenga ve arkadaşlarının(47) çalışmasında implant makro dizaynı, Caulier ve arkadaşlarının(88) çalışmasında ise implant yüzey kaplaması kemik-implant temas miktarını etkilemiştir. Hure ve arkadaşları(93) ise iki farklı yüzeye sahip iki implantı incelemişler ve kemik-implant temas yüzdesi açısından ikisi arasında önemli bir fark olmadığını bulmuşlardır. Dolayısıyla kemik-implant teması birçok faktörden etkilenmektedir ve araştırma sonuçları farklılık göstermektedir. Yüzde yüzden farklı bir oranın sonlu elemanlar stres analizinde hazırlanan modele aktarılabilmesi için daha fazla ve kanıta dayalı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Üst çene arka bölgedeki kemik kaybı diğer bütün bölgelerden daha hızlıdır, çekimin hemen sonrasında alveolar krette yıkım görülür(2). Bu nedenle bu bölgede sıklıkla kron uzunluğu artmış restorasyonlar yapma zorunluluğu doğar. Kron uzunluğu implant-protez sistemindeki yük dağılımını etkiler. Kron boyunun dikey kaldıraç olarak etkisi olduğundan, kron boyu uzadıkça lateral yük altındaki moment etkisi de artar. Kron yüksekliğindeki 1mm'lik artışın kuvveti %20 oranında arttıracakı belirtilmiştir(2). Doğal dişlerde kron/kök oranı yapılacak proteze gelecek olan stresin belirlenmesi açısından önemlidir. İdeal kron/kök oranının 2/3, minimum oranın ise 1/1 olduğu bildirilmiştir(59). İmplant üzerindeki kron uzunluğu, kemik rezorpsiyon miktarı az olsa bile doğal anatomik kron boyundan her zaman için daha fazladır. Kemikteki rezorpsiyonlara bağlı olarak kron boyunda meydana gelen değişiklikler kron/implant oranını da etkileyecektir. Bu çalışmada 1/1 oranından itibaren implant boyu sabit tutularak artan kron boylarında üç farklı kron/implant oranının oluşturacağı streslerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Üst çenede büyük azı bölgesinde daha çok Tip 4 kemik görülür. Daha az oranda da Tip 3 kemiğe rastlanır. Ağızdaki en düşük kemik kalitesi üst çenenin arka bölgesinde görülür. En yüksek klinik başarısızlıklar da bu bölgede bildirilmektedir.(58,79,94) Jaffin ve Berman(8) 5 yıl süre ile takip ettikleri, Tip 1-2-3 kemiğe yerleştirilen 949 Branemark

implanttan %3 ünün, Tip 4 kemiğe yerleştirilen 105 implantın ise %35 inin başarısız olduğunu rapor etmişlerdir.

Bu çalışmada başarısızlığın yüksek olduğu üst çene arka bölgede birinci büyük azı diş yerine yerleştirilen implantlarda kron yüksekliğinin implant başarısızlığına olan etkisi araştırılmıştır. Bu bölgede daha fazla oranda görüldüğü için kemik tipi olarak Tip 3 ve Tip 4 kemik tercih edilmiştir.

Bu çalışmada metal alt yapı olarak Cr-Co alaşımı seçilmiştir. Cr-Co alaşımları yüksek çekme direncine ve bütün dental alaşımlar içerisinde en yüksek elastisite modülüne sahiptir(1). Sabit parsiyel protezin alt yapısında kullanılan Cr-Co alaşımın esnekliği yüksek altın içerikli alaşımınkinin yarısından azdır(59). Alaşımın elastisite modülünün yüksek olması esnemeyi önemli derecede azaltır, stresin daha düzgün dağıtılmasını ve daha etkili bir yük transferi sağlar(57). Williams ve arkadaşları(57) Cr-Co ve altın alaşımlarını kullanarak osseointegre implantlara bağlanan kantileverli protezlerde stresin etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında Cr-Co alaşımının stresleri azalttığı sonucuna varmışlardır. Sertgöz(95), implant üst yapısı olarak rijid ya da esnek bir materyalin kullanılmasının implantta oluşan stres üzerine etkisi olmadığını, ancak protetik komplikasyonların önlenmesi için rijid (Cr-Co) materyallerin kullanımının etkili olduğunu belirtmiştir. Aynı çalışmada biyomekanik açıdan en uygun materyallerin, alt yapı için Cr-Co ve okluzal yüzey için ise porselen olduğu belirtilmiştir.

Okluzal yüzeyler için porselen daha çok tercih edilen bir materyaldir(58,74). Cibirka ve arkadaşlarının(86) yaptığı çalışmada altın, rezin ve porselen arasında kuvvet absorpsiyonu açısından fark çıkmamıştır. Papavasiliou ve arkadaşlarının(76) çalışmasında da protez materyalinin değiştirilmesinin önemli bir etkisi olmadığı ortaya çıkmıştır. Porselen, akrilik rezine göre yüksek elastisite modülüne sahip olduğundan alt yapı üzerinde sertleştirici etkisi vardır ve akrilik resin metal alt yapıya daha fazla stres iletirken porselen kullanıldığında oluşan stresler daha az olur(96). Bu nedenle bu çalışmada da porselen kullanımı tercih edilmiştir.

Okluzal yüzeyin tasarımı stres dağılımını etkileyebilir(97). Bu amaçla yükleme noktaları fonksiyon esnasında alt dişlerin temas ettiği yerler olarak seçilmiştir.

Dental implantlara sonlu elemanlar stres analizi uygulanırken sadece aksiyel ve horizontal yükler göz önüne alınmamalı, oblik yükler de düşünülmalıdır. Gerçekte çiğneme esnasındaki kuvvetler dinamiktir ve okluzal yüzeye oblik olarak gelir(80). Oblik yükler okluzal kuvvetleri daha iyi yansıtırlar(48). Bu amaçla çalışmamızda oblik yük uygulaması tercih edilmiştir.

Bu çalışmada okluzal kuvvet olarak 300N kullanılmıştır. Mericske-Stern ve Zarb(98) maksimum ısırma kuvvetlerini birinci küçük azı bölgesinde 54-234N, ikinci küçük azı bölgesinde 43-303N ve büyük azılarda 35-275N olarak bildirmişlerdir. Stern ve arkadaşları(99) ise büyük azı dişlerdeki okluzal kuvveti 130-395N olarak bulmuşlardır. Ferrario ve arkadaşlarının(68) çalışmasında kadınlarda birinci büyük azı diş bölgesinde görülen ortalama ısırma kuvveti 234,46N, erkeklerde görülen ortalama değer ise 306,07N dur. Benzer çalışmalarda büyük azı bölgesinde oluşan stresler 200N-890N arasındadır(1,5,65,69,70).

Bu çalışmada dikey kemik kaybı yaratılarak kron boyu uzatılmış ve böylece kron/implant oranı artırılmıştır. En yüksek stres değerleri, titanyumun elastisite modülünün yüksek olması ve implant sistemindeki kontakların sıkı olması nedeniyle implantta oluşmuştur. Elastisite modülünün yüksek olması implantların eğilmeye karşı yüksek direnç gösterdiği anlamına gelir. İmplant deformasyona karşı yüksek direnç gösterirken kemik yapıya daha az stres transfer edilmesini sağlar.

Kron/implant oranındaki artış ile birlikte implantta oluşan von mises stres değerleri de artmıştır. Titanyum 550MPa'a kadar olan stresleri tolere edebilmektedir ve bu değer hiçbir kron/implant oranı için aşılmamıştır. Kemik tipinin değiştirilmesi ise implantta oluşan stresi etkilememiştir. Sütpideler ve arkadaşları(72) protez yüksekliği arttıkça komşu kemikteki stresin de arttığını bildirmişlerdir. Meyer ve arkadaşları(100) kemik yüksekliğindeki azalmanın oluşan gerinim miktarını arttırdığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada kron/implant oranının 1/1 den 1,5/1 e artması oluşan von mises stresleri %14,5 arttırmıştır. Kron/implant oranı 1/1 den 2/1 e çıktığında yani kron uzunluğu 2 kat arttığında oluşan von mises stresler ise %47 oranında artmıştır. Kron/implant oranındaki iki kat artış implant sisteminde ciddi bir stres artışına neden olmuştur.

Kemikteki stresler daha çok implantın boyun bölümüne komşu olan kortikal kemikte oluşmuştur. Bir çok çalışma bu sonucu desteklemektedir(20,48,72,73,76,101-103). Hoshaw ve arkadaşları(39) implantlara gelen yük arttığında implant boynu etrafındaki kemik rezorpsiyonunun arttığını ve mineralize kemiğin azaldığını bildirmişlerdir. Meyer ve arkadaşlarının(100) çalışmasında kemik kalitesi iyi olan normal alveolar kretli yapıda (2mm kortikal kemik kalınlığı-bikortial fiksasyon) en yüksek gerinim değerleri implant boynunda oluşmuş, en düşük stresler ise implantın apikalinde görülmüştür. Aynı çalışmada kortikal kemik kalınlığındaki ve kemik yüksekliğindeki azalma alveoler kretteki gerinimi önemli derecede arttırmıştır. Himmlova ve arkadaşlarının(51) 3 boyutlu sonlu elemanlar

stres analizi ile yaptığı çalışmada bütün implant çaplarında ve boylarında stres implantın boyun bölgesinde lokalize olduğunu göstermiştir.

Bu çalışmada kron/implant oranındaki artış kortikal kemikte oluşan basma ve çekme streslerini de arttırmıştır. Tip 3 kemikteki çekme stresleri kron boyu uzadıkça sırasıyla 117,58, 125,67, 133,76MPa, Tip 4 kemikte ise sırasıyla 119,71, 127,89, 136,06MPa olarak bulunmuştur. Tip 3 ve Tip 4 kemik arasında küçük bir fark bulunmaktadır. En yüksek gerilme stresi Tip 4 kemikte 2/1 oranında görülmektedir. Kortikal kemiğin maksimum çekme dayancı 100MPa'dır ve yükleme sonucunda kortikal kemikte gerilmeye bağlı olarak oluşan bütün maksimum principal stres değerleri 100MPa'nın üzerindedir.

Kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri de kron/implant oranından etkilenmişlerdir. Tip 4 kemikte kron/implant oranı arttıkça görülen, sıkışma stres değerleri sırasıyla -166,73, -176,45, -186,17MPa, Tip 3 kemikteki ise sırasıyla -160,49, -171,95, -183,42MPa'dır. Kron/implant oranındaki artış ile kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri de artmıştır. Kortikal kemiğin sıkışma dayancı 173MPa'dır. Bu değer tip 4 kemikte 1,5/1 ve 2/1 oranları için, tip 3 kemikte ise 2/1 oranı için aşılmıştır.

Kortikal kemiğin elastisite modülü trabeküler kemikten daha yüksektir. Bu nedenle daha dayanıklı ve deformasyona karşı daha dirençlidir(74). Kortikal kemiğin bulunmaması stresin direkt olarak spongioz kemikte yoğunlaşmasına neden olacaktır. Kron/implant oranındaki artış spongioz kemikte oluşan principle stres değerlerini de arttırmıştır. Spongioz kemikte, yoğunluğun azaltılmasına bağlı olarak von misses stresleri 2/1 oranı için %8, 1,5/1 oranı için %6,7 ve 1/1 oranı için %5,1 artmıştır. Spongioz kemikte oluşan streslerdeki en büyük artış 2/1 oranı için görülmüştür. Tip 3 ve Tip 4 kemikte stres dağılımı benzerdir ancak, gerilmeye bağlı olarak spongioz kemikte oluşacak olan deformasyonlar Tip 4 kemikte daha fazla görülmüştür. Spongioz kemiğin yoğunluğu azaldığında gerinim 1/1 oranı için %26, 1,5/1 oranı için %30 ve 2/1 oranı için %32,3 oranında artmıştır. Sıkışmaya bağlı olarak oluşan gerinim değerleri spongioz kemiğin yoğunluğu azaldığında 1/1 oranında %34, 1,5/1 oranında %35, 2/1 oranında %36 artmıştır. Spongioz kemikte yoğunluğun azalmasına bağlı olarak oluşan deformasyon miktarı artmıştır. Spongioz kemikte sıkışma ve gerilmeye bağlı olarak en fazla deformasyon 2/1 oranında tip 4 kemikte görülmüştür. Holmes ve arkadaşları(79) Tip 4'ün Tip 3'den tek farkının trabeküler kemik yoğunluğunun yarı yarıya azalmış olması olduğunu, stresin Tip 3 kemik ile aynı dağılımı gösterdiğini ancak trabeküler kemik daha zayıf olduğu için deformasyona direncin daha az olduğunu belirtmişlerdir. Teper ve arkadaşları(104) yaptıkları çalışmada

kortikal kemiğin olmadığı durumda implantın ucunun 3 kat daha fazla hareket ettiğini görmüşlerdir. Kortikal kemik kaybı kemik-implant sisteminin sertliğini azaltır ve bu azalma kret tepesinde oluşan gerininin miktarı artırır(100). Bu çalışmada kron /implant oranı 1/1'den 2/1'e çıktığında oluşan von mises stresler spongioz ve kortikal kemikte sırasıyla %29,4 ve %21 oranında artmıştır. Kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıktığında ise oluşan von mises stresler spongioz kemikte %14, kortikal kemikte %2,8 oranında artmıştır. Spongioz kemik kron uzunluğunda yapılan değişikliklerden daha fazla oranda ve daha erken etkilenmiştir. Kortikal kemiğin esneme dayancı spongioz kemiğe göre daha yüksektir(105). Bu nedenle kortikal kemik spongioz kemiğe göre daha güçlü ve deformasyona karşı daha dirençlidir, spongioz kemiğe göre daha fazla kuvvete direnebilir. Bu nedenle kortikal kemiğin bulunmadığı durumda kemikte daha fazla stres oluşur. Bu durum üst çenenin arka bölgesi için önemlidir. Bu bölgede bulunan kemik ağızdaki diğer bölgelere göre daha zayıftır. Streslerin yıkıcı olmaması için kortikal kemiğin korunması önemlidir.

Kron/implant oranını azaltmak için uzun implantların kullanılması düşünülebilir. Ancak uzun implantların, implantlar etrafındaki kemikte oluşan stres konsantrasyonunu azaltmayacağı bildirilmiştir(12,101,106). Yokoyama ve arkadaşlarının(107) çalışmasında da uzunluğun stres dağılımına etkisi çok azdır, 12mm'lik implantlarda oluşan stres 10mm'lik implantlardan daha az bulunmuş, ancak kantileverın 9mm ve daha uzun olduğu durumlarda 12mm'lik implantların kullanılmasının bile oluşan stresi karşılamadığı bildirilmiştir. Bu çalışmaların sonuçlarına bakılarak implant uzunluğu artırılarak kron/implant oranının azaltılmasının stresi azaltmayacağı yorumuna varılabilir. Ancak yerleştirilen implantın uzun olması klinikte yüklemeye bağlı olarak oluşan marjinal kemik kaybı varlığında kron/implant oranının korunmasını sağlayacaktır. Çiğneme kuvvetlerine asıl maruz kalan yapı kronudur. Dolayısıyla implant sisteminde oluşan stresin azaltılabilmesi için kron boyunun kısaltılması gerekir. Kron boyunun kısaltılabilmesi için implant yerleşimi öncesi yapılacak olan ilave cerrahiler en iyi çözümdür.

Kontakların merkeze alınması, daha düz cuspların kullanılması ve okluzal tablanın boyutunun azaltılması da yükün daha dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlar(97). Mesafeye bağlı olarak tek molar diş eksikliği iki implant ile veya geniş tek bir implant ile tedavi edilebilir. Balshi ve arkadaşları(109) yaptıkları çalışmada molar bölgesine iki implant yerleştirilmesinin biyomekanik açıdan tek implant yerleştirildiği duruma göre daha avantajlı olduğunu, Huang ve arkadaşları(102) iki implant veya geniş bir implantın standart çapta bir implanta göre daha az stres oluştuğunu bildirmişlerdir. Sato ve arkadaşları(108)

ise yaptıkları üç boyutlu çalışmada iki implant kullanımının lateral ve vertikal kuvvetleri her zaman azaltmadığını, ama torku engellediğini göstermişlerdir.

Molar bölgesine uygulanan implantlarla ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde molar bölgesine mesafeye bağlı olarak iki veya geniş tek bir implantın ve ileride oluşabilecek kemik kaybı düşünülerek uzun bir implantın yerleştirilmesinin ve kron uzunluğunun azaltılması için implant yerleşimi öncesi ilave cerrahilerin uygulanmasının başarı şansını arttıracığını söyleyebiliriz.

6. SONUÇ

- 1) Kron/implant oranındaki artış implantta ve kemikte oluşan stresi arttırmıştır.
- 2) Kemik tipinin değiştirilmesi implantta oluşan stresi etkilememiştir.
- 3) Kemik-implant sistemindeki en yüksek stresler 2/1'lik kron/implant oranında elde edilmiştir.
- 4) Kron/implant oranındaki artış streslerin dağıldığı alanı arttırmıştır.
- 5) Kron/implant oranı iki kat arttığında implantta oluşan bileşke stres (von misses stresler) %47 oranında artmıştır.
- 6) Kemikteki en yüksek stres değerleri implant boynuna komşu olan kortikal kemikte oluşmuştur.
- 7)Yükleme sonucunda kortikal kemikte gerilmeye bağlı olarak oluşan stres değerleri, kortikal kemiğin çekme dayanç değerlerinden yüksek bulunmuştur.
- 8)Kortikal kemiğin sıkışma dayanıcı tip 4 kemikte 1,5/1 ve 2/1 oranları için, tip 3 kemikte ise 2/1 oranında aşılmıştır.
- 9)İmplantta oluşan bileşke stres değerleri hiçbir oran için titanyumun tolere edebildiği değeri aşmamıştır.
- 10)Spongioz kemik kortikal kemiğe göre kron/implant oranındaki artıştan daha fazla etkilenmiştir. Kron/implant oranının 1/1 den 1,5/1 e arttırıldığı durumda kortikal kemikte oluşan bileşke stres değeri %2,8 oranında artarken, spongioz kemikteki bileşke stresler %14 oranında artmıştır.

Bu çalışmanın sınırları içinde üst çene arka bölgede tek diş eksikliğinde yapılacak olan implant tedavisinde, 1/1 kron/implant oranının diğer iki orana göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Ancak bu oran için bile kemikte oluşan gerilme stres değerleri kemiğin çekme dayanıcını geçmiştir. Ayrıca uzun dönemde, klinikte oluşabilecek marjinal kemik kaybı ilk yerleştirme esnasındaki bu 1/1 lik oranı bozacak ve kron/implant oranını arttırarak kemikte daha fazla stres oluşumuna neden olacaktır. Bu nedenle implant yerleştirilmesi esnasında kron/implant oranının 1/1 den küçük olması daha iyi klinik sonuçlar verecektir. Bunun için mümkün olduğunca uzun implantların yerleştirilmesi ve kron yüksekliğinin ilave cerrahiler ile azaltılması önemlidir. Ayrıca bu çalışmanın sonuçlarına bakılarak oluşan streslerin karşılanabilmesi için kortikal kemiğin korunmasının önemli olduğu sonucuna varılabilir.

7. KAYNAKLAR

- 1-Craig J M, Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis, Mosby, 2002.
- 2-Misch CE. Dental Implant Prosthetics. Missouri, Elsevier Mosby, 2005.
- 3-Babbush CA. Dental Implants: The Art and Science. Philadelphia, W. B. Saunders Co., 19-33, 2001.
- 4-Natali AN. Dental Biomechanics. London, Taylor & Francis, 2003.
- 5-Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh edition, Missouri, Saunders, 2003.
- 6-Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with strauman implants including the ITI dental implant system: a consensus report. Clin Oral Impl Res 11:33-58,2000.
- 7-Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. J Oral Rehabil 22:661-671,1995.
- 8-Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. J Periodontol 62:2-4,1991.
- 9-Kent JN, Quinn JH, Zide MF, Guerra LR, Boyne PJ. Alveolar ridge augmentation using nonresorbable hydroxylapatite with or without autogenous cancellous bone. J Oral Maxillofac Surg 41:629-642,1983.
- 10-Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated Prostheses. Chicago, Quintessence Publishig Co., Inc., 199-209, 1985.
- 11-Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. Clin Oral Impl Res 10:459-67,1999.
- 12-İplikçioğlu H, Akça K. 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 30:41-46,2002.
- 13-Weinberg LA. Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics. New York, Quintessence Publishing Co, Inc, 47-65, 2003.
- 14-Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksek Okulu Basımevi, 2002.

- 15-Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. Cilt 1, 61-64, 2003.
- 16-Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:241-47,1989.
- 17-Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three- dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla, *J Prosthodont* 4:95-100,1995.
- 18-Weinberg LA, Bernard K. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 8:421-33,1995.
- 19-Watzek G. *Endosseous Implants Scientific And Clinical Aspects*. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1996.
- 20-Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 91:144-50,2004.
- 21-Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 20:473-80,1989.
- 22-DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 26:77-81,2000.
- 23-Glantz PO, Rangert B, Swenson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K. On clinical loading of osseointegrated implants a methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res* 4:99-105,1993.
- 24-Merickse-Stern R, Assal P, Buegerin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clin Oral Impl Res* 7:378-386,1996.
- 25-Merickse-Stern R, Venetz E, Fahriender F, Burgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prostheses or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 84:535-547,2000
- 26-Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting implant superstructures. *J Prosthet Dent* 80:169-74,1998.

- 27-Merickse-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. *Clin Oral Impl Res* 8:142-151,1997.
- 28-Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 75:285-291,1996.
- 29-Tashkandi EA, Lang B, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 76:158-64,1996.
- 30-Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svenson SA, Glantz PO. On the influence of super structure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res* 7:55-63,1996.
- 31-Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses-a review. *J Dent* 30:271-282,2002.
- 32-Bidez WM, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Impl* 23:264-274,1992.
- 33-Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent* 81:553-561,1999.
- 34-Carter DR, Van Der Meulen MC, Beaupre GS. Mechanical factors in bone growth and development. *Bone* 18 1 Suppl:55-10, 1996.
- 35-Duyck J, Renold HJ, Oosterwyck HV, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Impl Res* 12:207-18,2001
- 36-Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:677-683,1998.
- 37-Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. a clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 7:143-152,1996
- 38-Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthopaedics and Related Res.* 274:124-34,1992
- 39-Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of branemark implants affects interfacial bone modelling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:345-360,1994.

- 40-Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks E. Producing and avoiding stress shielding. *Clin Orthopaedics and Related Res* 274:79-96,1992.
- 41-Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients. a report on prostheses after 3 years. *Int J.Prosthodont* 7:143-148,1994.
- 42-Lechholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Higuchi K, Laney WR, Linden U. Ossteointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws. a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:627-635,1994.
- 43-Weiss C.M. *Principles and Practice of Implant Dentistry*. New York, Mosby. 7-16, 2001.
- 44-Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW, Smith GH. Factors influencing long-term implant success. *J Prosthet Dent* 63:64-73,1990.
- 45-Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 62:567-72,1989.
- 46-Akpinar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 27:11-17,1996.
- 47-Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 75:1233-1241,2004.
- 48-Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F, Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 24:80-8,1998.
- 49-Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Impl* 15:668-674,2000.
- 50-Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:611-619,1998.

- 51-Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis J Prosthet Dent 91:20-25,2004.
- 52-Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. Clin Oral Impl Res 13:65-74,2002.
- 53-Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 15:115-121,2002.
- 54-Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 85:585-98,2001.
- 55-Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implant 4:25-31,1987.
- 56-Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantol 22:104-10,1996.
- 57-Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 21:563-570,1990.
- 58-Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşcıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. J Prosthet Dent 93:227-234,2005.
- 59-Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Third edition. Canada, Quintessence Publishing Co, Inc, 89-90, 1997.
- 60-Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. Int J Prosthodont 6:189-196,1993.
- 61-Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Maliath G, Watzek G. Branemark single tooth implants:a preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent 73:274-9,1995.
- 62-Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Haris D, Krogh PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 11:450-455,1996.

- 63-Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider W.A. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. preliminary results after one year. *Clin Oral Impl Res* 14:180-187, 2003.
- 64-Bischof M, Nedir R, Abi Najim S, Szmukler-Moncler S, Samson J. A five-year life-table analysis on wide neck ITI implants with prosthetic evaluation and radiographic analysis: result from private practice. *Clin Oral Impl Res* 17:512-520,2006.
- 65-Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 25:681-686,1998.
- 66-Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil* 26:932-935,1999.
- 67-Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 88:498-502,2002.
- 68-Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite force in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 31:18-22,2004.
- 69-Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, El-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 68:243-8,1992.
- 70-Merickse-Stern R, Assal P, Mrescke E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:345-353,1995.
- 71-Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 93:559-562,2005.
- 72-Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:819-825,2004.
- 73-Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 29:350-356,2002.

- 74-Koca ÖL, Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A. 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* 93:38-44,2005.
- 75-Romeed SA, Fok SL, Wilson HF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* 33:209-215,2006.
- 76-Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 76:633-640, 1996.
- 77-Ulrich D, Van Rietbergen B, Winans H, Ruegsegger R. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomechanics* 31:1187-1192,1998.
- 78-Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system(IL) for supporting an implant retained cantilever prosthesis. *Int. J Oral Maxillofacial Implants* 10:355-366,1995.
- 79-Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 23:104-11,1997.
- 80-Ladd A, Kinney J. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomechanics* 31:941-945,1998.
- 81-Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 25:847-58,1998.
- 82-Chen J, Esterle M, Roberts E. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 14:282-289,1999.
- 83-Akagawa Y, Wadamoto M, Sato Y, Tsuru H. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study. *J Prosthet Dent* 68:813-816,1992.
- 84-Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 26:288-291,1999.

- 85-Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamatoa M. Mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 30:41–45,2003.
- 86-Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 25:485-491,1997.
- 87-Novae AB, Souza SLS, Oliveira PT, Souza AMMS. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible nt. *J Maxillofac Impl* 17:377-383,2002.
- 88-Caulier H, Hayakawa T, Naert I, Van Der Waerden JPCM, Wolke JGC, Jansen JA. An animal study on the bone behaviour of Ca-P-coated implants:influence of implant location. *J Materials Scie Materials in Medi* 8:531-536,1997.
- 89-Lamoni F, Rasperini G, Trisi P, Simion M. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot sudy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:729-735,1999.
- 90-Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni E. Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: a case report. *J Periodontol* 68:694-700,1997.
- 91-Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants:a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol* 29:13-18,2003.
- 92-Wilson TG, Schenk R, Buser D, Cochran D. Implants placed in immediate extraction sites:a report of histological and histometric analyses of human biopsies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:333-341,1998.
- 93-Hure G, Donath K, Lesourd M, Chappard D, Basle M-F, Does titanium surface treatment influence the bone-implant interface? sem and histomorphometry in a 6-month sheep sudy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:506-511,1996
- 94-Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. *Clin Oral Impl Res* 2:193-198,1991.
- 95-Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 10:19-27,1997.

- 96-Çiftçi Y, Canay Ş. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 14:406-411,2001.
- 97-Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:360–70,1997.
- 98-Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Imp Res* 7:153-161,1996.
- 99-Stern MR, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:345,1995
- 100-Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio-Maxillofac Sur* 29:100-105,2001.
- 101-Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bomsan F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 68:96-102,1992.
- 102-Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MYC. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants:a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 16:466-472,2005.
- 103-Rieger M, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63:667-671,1990.
- 104-Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. *Clin Oral Impl Res* 13:657-65,2002.
- 105-Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech* 37:27-35,2004.
- 106-Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 76:165-169,1996.

- 107-Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and strength distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 91:234-40,2004.
- 108-Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of double or wider implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil* 27:842-45,2000.
- 109-Balshi TJ, Hernandez RE, Prsyzlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Impl* 11:372-378,1996.
- 110-Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent* 94:520-509,2005.
- 111-Lee HE, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar-a finite element investigation. *J Dent* 30:283-290,2002.
- 112-Aykul H, Toparlı M, Dalkız M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 29:381-386,2002.
- 113-Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 13:334-341,2002.