T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ATROFİK MAKSİLLADA ALL-ON-SİX KONSEPTİNE GÖRE AÇILI VE KISA İMPLANTLARIN BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ: ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Davud AĞAYEV

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Müjde SEVİMAY

KONYA-2021

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca hiçbir zaman maddi, manevi desteğini ve yardımını esirgemeyen, hem akademik hem de kişisel olarak örnek aldığım ve danışmanım olduğu için ömrüm boyunca gurur duyacağım saygıdeğer hocam Prof. Dr. Müjde SEVİMAY'a,

Mensubu olduğum fakültede gördüğüm eğitim boyunca tecrübelerini ve desteğini benimle paylaşan kıymetli hocalarım Prof. Dr. Serhan AKMAN'a, Doç. Dr. Necla DEMİR'e,

Doktora eğitimim süresince yakın ilgilerini ve paylaşımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Desteklerini hissettiren ve dostluklarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görevli bütün arkadaşlarıma,

Bu süreçte hep yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen, kıymetli arkadaşlarım Dt. Burhan ARSLAN'a, Dt. Alikadir AYDINLI'ya, Dt. Mehmet Fatih GÜVEN'e, Dt.Emin MEHDİYEV'e

Hayatım boyunca örnek aldığım, varlığıyla bana güç veren, benim babam olduğu için Rabbime sonsuz teşekkürler etdiğim, hayatımın her aşamasında yanımda olup maddi ve manevi desteyini esirgemeyen babam İlham AĞAYEV'a, aramızda mesafeler olmasına rağmen dualarını her zaman yanımda hissetdiğim, bu günlere gelmemde sonsuz zahmeti olan kıymetli annem Seringül ŞÜKÜROVA'ya, varlıklarıyla güven duyduğum kıymetli ablam Könül AĞAYEVA'ya ve kardeşim Ceyhun AĞAZADE'ye

En kalbi duygularımla teşekkür ederim…

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ ..... **i**

İÇİNDEKİLER ..... **ii**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **iv**

ÖZET ..... **v**

SUMMARY ..... **vi**

1.GİRİŞ **1**

1.1. Dental İmplantlar 1

1.1.1.Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi 1

1.1.2. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Tanımı ve Başarı Kriterleri 2

1.1.3. Kemik Dokusu 3

1.1.4. İmplant Tedavisinde Endikasyon ve Kontarendikasyonlar 4

1. 1. 5. Dental İmplantlarda Biyomekanik ve İlgili Kavramlar 5

1.2. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon 11

1.3. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler 14

1.4.Tam Dişsiz Maksillada Tedavi Planı 15

1.4.1.İmplant Destekli Hibrit Protezler 16

1.4.2. Açılı İmplantlar 18

1.4.3. Kısa İmplantlar 19

1.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri 20

1.5.1.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi 20

1.5.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi 21

1.5.3.Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analiz Yöntemi 21

1.5.4.Holografik interferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analiz Yöntemi 21

1.5.5.Termografik Stres Analiz Yöntemi 21

1.5.6.Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi 21

1.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi 22

2. GEREÇ VE YÖNTEM 25

2. 1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması ... 25

2.1.1. Kemik Dokusunun Modellenmesi 25

2.1.3. Çalışma Modelleri 31

2.2. Materyal özellikleri 37

2.4. Kemik İmplant Bağlantı Durumu 40

2.5. Yükleme Koşulları 40

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması 41

3.BULGULAR 42

3.1. Kortikal Kemik Bulguları 42

3.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress:σmax) 42

3.2. Trabeküler Kemik Bulguları 54

3.2.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σmax) 54

3. 2. 2. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress:σmin) 60

3. 3. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Değerleri (σvM) 66

4. TARTIŞMA 73

5. SONUÇ VE ÖNERİLER 95

6. KAYNAKÇA 96

7. EKLER 109

Ek-1.Turnitin 110

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ti-6Al-4V:	Titanyum Alaşımı
Co-Cr:	Kobalt-Krom
Pa:	Paskal (1Pa = N/m2)
MPa:	Megapaskal (1MPa = 103 Pa)
GPa:	Gigapaskal (1GPa = 106 Pa)
E:	Strain, Gerilme (ε, epsilon okunur)
S, σ:	Stress, Gerilim (σ, sigma okunur)
σ 1:	Maximum Principle Stress, Maksimum Asal Stres
σ 2:	Minimum Principle Stress, Minimum Asal Stres
σ e:	Von Mises Stress, Eşdeğer Stres
N:	Newton (1N = 0.1kg)
F:	Kuvvet
ΔL:	Deformasyon
SPL, σPL:	Oransal Sınır
SEL, σEL:	Elastik Sınır
E:	Elastisite Modülü
V:	Poisson Oranı

ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Atrofik Maksillada All-On-Six Konseptine Göre Açılı ve Kısa İmplantların Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

Davud AĞAYEV

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi / Konya-2021

Dental implantların çevresinde oluşan stres ve gerginlik miktarı implantların prognozunda önemli bir faktördür. Bu nedenle implant tedavisi sırasında, peri-implant bölgesinde ortaya çıkabilecek stres miktarını önceden tahmin ederek, doğru bir tedavi planlaması seçmek çok önemlidir. Literatür çalışmaları maksillada açılı veya kısa implantların kullanımının kemik greftleme işlemlerine iyi bir alternatif olduğunu ve implant destekli oral rehabilitasyona doğru hasta kabulünü artırdığını göstermiştir. Kısa implantların kullanıldığı rehabilitasyonun güvenilir bir tedavi olarak görülebileceğini bildiren birkaç çalışma olmasına rağmen sınırlı kemik yüksekliğinin mevcut olduğu durumlarda posterior bölgede kısa veya açılı implantlardan hangisinin kullanılmasının daha iyi olacağına dair henüz net bir fikir yoktur.

Bu bilgiler ışığında, atrofik posterior maksillada all-on-six konseptine göre yerleştirilen kısa ve açılı implantların, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak biyomekanik açıdan karşılaştırılması planlanmıştır. Yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler, yarıçapı 1 cm olan yarım daire şeklindeki rijit gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 300N olacak şekilde uygulanmıştır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini simüle edecek şekilde planlanmıştır.

Sonuç olarak, kemikte oluşan stres değerlerinin implant uzunluğundan etkilenmediği görülmüştür. Ancak implantların açılı yerleştirilmesi kortikal kemikte oluşan stres değerlerinde ciddi bir azalmaya neden olmuştur. En yüksek stres değerleri kısa implantların kullanıldığı modellerde, en düşük stres değerleri ise açılı implantların kullanıldığı modellerde görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: All-on-six; kısa implantlar; açılı implantlar; sonlu eleman analizi

SUMMARY

Biomechanical Evaluation of Short and Tilted Implants on Atrophic Maxillary Bone According to All-On-Six Concept

Davud AĞAYEV

SUPERVISOR: Prof. Dr. Müjde SEVİMAY

DEPARTMENT OF PROSTHODONTICS

Doctorate Thesis / Konya-2021

Stress and tension around dental implants are considered as important factor fort he prognosis of implant. Therefore it is important to predict the stress of peri implant area and make the threatment accordingly. In studies it has seened that usage of short and tilted implants is a better alternative bone grefting procedures and improved the decicions for implant supported rehbilitation among the patients. Although there are a few studies that show short implant rehabilitatıons are safer options, there no consensus upon the advantages of usage of whether short or tilted implants in posterior area with limited bone level.

Under these information it has been planned to compare bomechanically the tilted and short implants placed accordıng to all on six concept with ending part stress analysis method. In our study oclusal forceshas been applied directly to the middle of a 1cm Diameter cylinder with 300N force. It has been designed to simulate chewing forces.

As a result it seemed that stress level on bone has no connection with implant length. However we saw that tilted implants has reduced stressllevel on cortical bone significantly. Highest stress levels have seen on short implants and lowest stress levels were on short implant models

Key words: All-on-six; short implants; tilted implants; finite element analysis

1.GİRİŞ

1.1. Dental İmplantlar

1.1.1.Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi; Latincede, içerisine, içerisinde anlamını ifade eden ‘in’ ve gömme, yerleştirme anlamını ifade eden ‘planto’ sözcüklerinin birleşiminden oluşmuştur (Misch 2005). Eksik dokuları tamamlamak, kaybolan fonksiyonu yeniden kazandırmak amacıyla vücut içine ve canlı dokulara yerleştirilen organik ya da inorganik cisim olarak tanımlanmaktadır (Chatman 1970). Diş hekimliğinde doku tarafından kabul edilebilir bir materyalin (metal veya seramik) çene kemiği içerisine veya periodonsiyumun kaldırılması sonrası doğrudan kemik üzerine yerleştirilmesi işlemi dental implantoloji, kullanılan materyal de dental implant olarak tanımlana bilir (Ulusoy ve Aydın 2010). Diş eksikliklerinin hastada oluşturduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi sorunların tedavisini gerçekleştirmek, dental implantolojinin temel amacıdır.

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar farklı birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır. İmplantoloji konusunda ilk bilimsel adım, dental radyografilerin kullanılmaya başlanmasıyla atılmış ve ilk kez 1913 yılında Amerikalı klinisyen Dr. Greenfield (1910) tarafından, üst çene premolar bölgesine yerleştirilen platinyum-iridyum implant radyolojik olarak görüntülenmiştir (Şeker 2011).

İmplantoloji bugünkü konumuna, çesitli cerrahi ve protetik aşamalardan geçerek, farklı implant materyallerinin ve formlarının denenerek, sistemin biyouyumluluğunun, doku iyileşmesinin ve fonksiyonel beklentilerin anlaşılmasıyla gelmiştir. Bugün implantoloji tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir. Dental implantlar başlarda sadece dişsiz çenelerin tedavi edilmesi için düşünülmüş olsa da endikasyonları içine, parsiyel ve tam dişsizliklere ek olarak, maksillofasiyal cerrahi ve ortodonti de girmiş bulunmaktadır (Misch 2005).

1.1.2. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Tanımı ve Başarı Kriterleri

Branemark ve Shroeder'in saf titanyum malzemeler ile yaptıkları denemeler sonucunda dental implant gelişimi yön değiştirmiştir (Branemark ve ark 1969). Branemark yapmış olduğu çalışmalar sonucunda, osseointegrasyonun tanımını yaparak, implant integrasyonunun sert ve yumuşak dokuda ciddi yan etkilere neden olmadığını göstermiş, daha önceleri Linkow ve arkadaşları tarafından öne sürülen implant ve kemik arasında fibröz bağ dokusu oluşumunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirmiştir (Palacci 2001). Branemark, osseointegrasyonu; 'canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında herhangi bir bağ dokusu olmadan, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas' olarak tanımlamıştır (Branemark 1977).

Albrektsson ve Zarb (1991) ise osseointegrasyonu 'kemiğin fonksiyonel yüklenmesi esnasında, alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdukları asemptomatik ve rijit fiksasyon' olarak tanımlamıştır.

İmplant ve çevresindeki kemik arasında osseointegrasyon tam oluşmazsa veya zayıf kalırsa, fibröz doku bağlantısı gelişir. Fibrointegrasyon denilen bu olayda, başarı oranı osseointegrasyona göre çok daha düşüktür (Lauc ve Kobler 1998).

İmplantın kemikle osseointegrasyonunun sağlanması ile ilgili günümüzde kabul edilen başarı kriterleri bunlardır (Albrektsson ve ark 1981):

- Klinik değerlendirme esnasında implant veya restorasyona bağlı olmaksızın mobilite olmamalıdır.
- Radyografik değerlendirmede implant çevresinde radyolüsent bir görüntüye rastlanmamalıdır.
- Fonksiyonel yükleme sonrası vertikal kemik kaybı ilk yıldan itibaren 1.5 mm'den, sonrakı yıllarda 0,2 mm'den fazla olmamalıdır.
- Ağrı, iltihap, nöropati, parestezi veya mandibular kanal hasarı gibi semptomlar olmamalıdır.
- İlk 5 yıl içinde %85, 10 yılın sonunda %80'in üzerinde başarı oranı olmalıdır.

1.1.3. Kemik Dokusu

Kemik, histolijik açıdan yüksek oranda damarlanma ve innervasyon gösteren, benzersiz mekanik ve biyolojik özelliklere sahip mineralize bağ dokusu olarak tanımlanabilir (Garg 2004, Ovalle ve Nahirney 2013).

Kemik Dokusunun Yapısı:

Kalsiyum, fosfat ve karbonat gibi minerallerin oluşturduğu küçük hidroksiapatit kristalleri kemik dokusunun yaklaşık % 65'ini oluştururken, % 35' lik bir kısmını da organik matriks (kollajen fibriller) oluşturur. Çeşitli sebeplerden (yaş, beslenme alışkanlıkları, hastalık) kemik yapısında farklılıklar gözlenebilir (Tunalı 2004).

Kemik Tipleri:

Kemik yoğunluğuna göre iki farklı tabakadan oluşur: mekanik destek sağlayan kortikal (kompakt) kemik ve metabolik fonksiyonları kontrol eden trabeküler (spongioz) kemik. Kortikal kemik etrafındaki periostta yer alan osteoklastlar ve osteoblastlar kemiğin yeniden şekillendirilmesine katkı sağlar. Kortikal kemiğin altında yer alan spongioz kemiğin gözenekli yapısından dolayı mekanik dayanımı daha azdır (Tunalı 2000).

Kemiğin kortikal ya da trabeküler yapıda olmasını, her iki kemikte de bulunan lamellerin dizilimi belirler. Kompakt kemik spongioz kemikten 10-20 kat daha serttir. Bu durum implant desteğinde kompakt kemiğin önemini göstermektedir (Pallacci 2000).

Kemik yoğunluğu üzerine ilk sınıflama Linkow ve Chercheve (1970) tarafından yapılmıştır:

Sınıf I kemik: Kemik içine düzenli dağılmış trabeküller içinde küçük gözenekli yapı.

Sınıf II kemik: Daha az düzenli trabeküler kemik yapı içinde daha geniş gözenekli yapı

Sınıf III kemik: Trabeküller arasında kemik iliği ile dolu daha geniş bir yapı (Mish 2005).

Linkow ve Chercheve implant uygulamalarında 1.sınıf kemikte ideal, 2.sınıf kemikte başarılı sonuçlar alındığı, 3. sınıf kemikte implant başarısının düşük sonuçlar verebileceğini bildirilmiştir.

Lekholm ve Zarb (1986) çene kemiğini form ve kalitesine göre ayırarak, 4 farklı kemik yoğunluğundan bahseden klasik kemik sınıflandırmasını yapmıştır (Şekil 1.1)

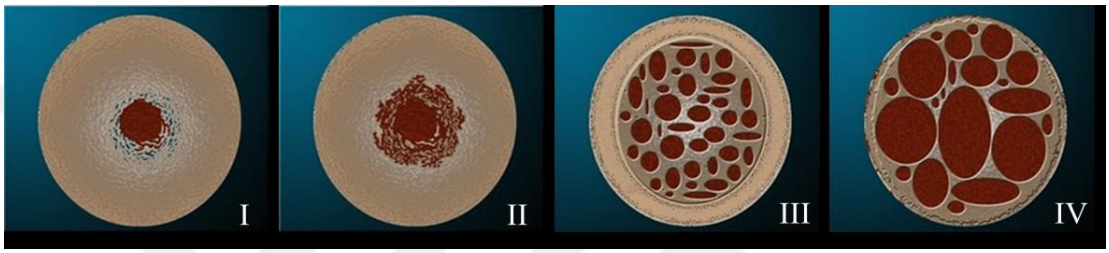
Bu sınıflamaya göre:

Tip I: Homojen kompakt kemik

Tip II: Yoğun trabeküler kemiği çevrelemiş olan kalın kortikal kemik

Tip III: Yoğun trabeküler kemiği çevrelemiş olan ince kortikal kemik

Tip IV: Düşük yoğunluklu trabeküler kemiği çevrelemiş olan ince kortikal kemik (Mish 2005).



Şekil 1.1 Lekholm ve Zarb 'a ait kemik sınıflaması

1.1.4. İmplant Tedavisinde Endikasyon ve Kontarendikasyonlar

Başarılı bir implant tedavisi için doğru planlama ve hasta seçimi önemli faktörlerden biridir. Bu sebepden implant planlaması yapılmadan önce endikasyon ve kontraendikasyonlar doğru bir şekilde değerlendirilmelidir (Zarb ve ark 1987).

Dental implant tedavisi için endikasyonlar:

- ✓ İmplantlar tam ve kısmi dişsiz hastalarda ve çok sayıda diş kaybına bağlı olarak sabit protezlerin yapılamadığı hastalarda,
- ✓ Hareketli protezlerde stabilite ve tutuculuğun yetersiz olduğu durumlarda,
- ✓ Psikolojik olarak hareketli protez kullanmayı istemeyen hastalarda,
- ✓ Bulantı refleksine bağlı olarak hareketli protez kullanamayan hastalarda,
- ✓ Hareketli protez kullanımını engelleyen parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda,
- ✓ Sabit protez yapımı için yeterli sayıda ve lokalizasyonda destek diş olmadığı durumlarda,
- ✓ Tek diş eksiklerinde komşu dişlerin preparasyonu istenmediğinde,
- ✓ Ortodontik ankraj amacıyla kullanılmaktadır.

Dental implant tedavisi için kontraendikasyonlar:

Genel Kontraendikasyonlar:

- Kontrol sağlanamayan sistematik hastalıklar
- Kemoterapi gören kanser hastaları
- Sistemik bifosfonat kullanan hastalar
- Psikiyatrik bozukluklar, ciddi depresyon durumları
- Ağız bakımının kötü olması, tütün ve alkol kullanımı
- Kranial gelişimi tamamlanmamış hastalar (Zitzman ve ark 2010).

Lokal Kontraendikasyonlar:

- İmplant yapılacak bölgeye yakın dişlerdeki apikal periodontitis
- Kemiğin kalınlığının,yüksekliğinin ve kalitesinin yetersiz olması
- Osteomyelit, rezidüel kist, fibröz kemik displazisi, tümörler gibi kemik yıkımına neden olan durumlar
- Lökoplaki, hiperplaziler, malign tümörler (Çetiner ve ark 2007).

1. 1. 5. Dental İmplantlarda Biyomekanik ve İlgili Kavramlar

Biyomekanik, biyolojik dokuların mekanik prensipler içerisinde uygulanan kuvvetler karşısındaki davranışlarını inceleyen bilim dalıdır. Başka bir ifade ile canlı sistemlerde mühendislik yöntemlerini kullanarak, biyolojik sorunların giderilmesine çalışan bilim dalı olarak da tanımlanabilir. Biyomekanik faktörlerin implant üstü restorasyonlarda etkisi son derece fazladır. Kemik ve implant arasındaki bağlantının öğrenilmesi biyomekanik analizlerin esas araştırma konusudur. (Galloza ve ark 2004).

Dental implant ve doğal diş arasındaki en temel farklardan biri, implant ve onu çevreleyen alveol kemik arasında periodontal ligament bulunmamasıdır. Dişe gelen fonksiyonel yükler, dişlerin kökleriyle alveol kemik arasında bulunan periodontal ligament aracılığıyla düzenlenerek ve yönlendirilerek kemiğe iletilir. Böylece çene kemiğine daha az kuvvet iletilir (Tunali 1996). Esnemez bir ilişki varlığında ise kuvvetler doğrudan kemiğe aktarılır ve bu bölgede gerilmeler oluşur. Ayrıca periodontal ligament doğal dişe gelen kuvvetlerin enerjisini emerek kemiğe iletilen kuvveti zamana yayar ve tüm kemik boyunca dağıtırken, implant üstü protezlerde kuvvetler daha çok kret tepesinde oluşur. İmplant ve kemik arasındaki sıkı ilişkiden dolayı stresler kemiğe minimum yer değiştirme ile iletilir (Çankaya 2005).

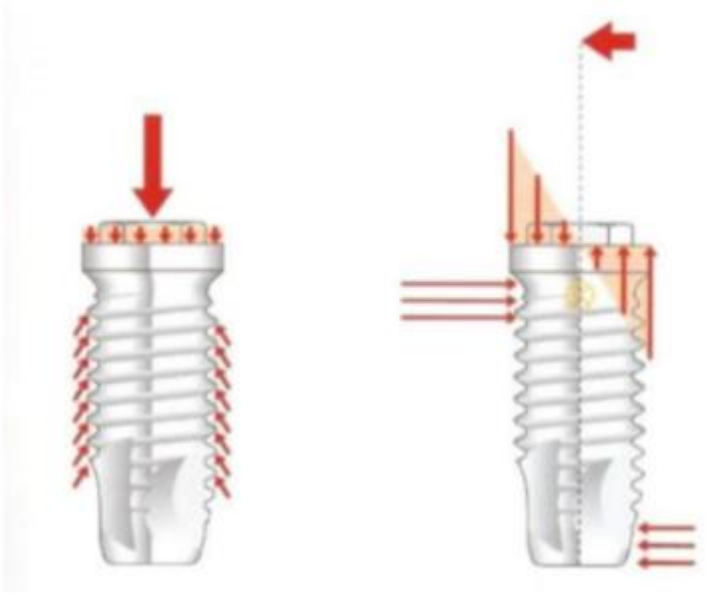
Doğru yapılmamış bir planlama, implant üstü protezi desteleyecek yeterli sayıda implantın kullanılmaması ve doğru ayarlanmamış oklüzyon gibi biyomekanik komplikasyonlar, geç dönem implant kayıplarına neden olmaktadır. Dengeli yük dağılımı için biyomekanik prensiplerin göz önünde bulundurulması, implantların ve restorasyonların başarısını etkileyecektir (Çankaya 2005).

Kuvvet

Kuvvet anlayışı 1687 yılında Sir Isaac Newton tarafından tanımlanmıştır. Kuvvet, kütleye sahip cisimlerin hareketini engelleyen ya da hareketsiz bir cismi harekete zorlayan ve şekillerini değiştiren etki olarak bilinir (Bidez 2005, Misch 2005).

Biyomekanik açıdan dental implantların birincil görevi üzerine gelen kuvvetleri çevresindeki dokulara iletmektir. Bu yüzden dental implantların tasarımında esas hedef, fonksiyonel yükleri destek dokulara zarar vermeden dağıtarak, biyomekanik özelliklerin optimum olmasını sağlamaktır. İmplantlar üzerinde etkili olan kuvvetler büyüklüğüne, uygulanma süresine, tipine, etkisinin artmasına (magnifikasyon) göre karakterize edilir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir role sahiptir. Bu kuvvetler implantın aksı boyunca geldiği zaman implantın gövde kısmındakı yivler aracılığı ile kemiğe aktarılır. Ancak kuvvet veya bileşeni implant aksına dik yönde gelirse, implantın boyun ve apeks bölgesindeki yivler sayesinde kemiğe iletilir (Şekil 1.2). Bu durumda kemik ve implantta oluşan streslerin miktarı artar (Albrektsson ve ark 2005).



Şekil 1.2. Kuvvet tipleri.

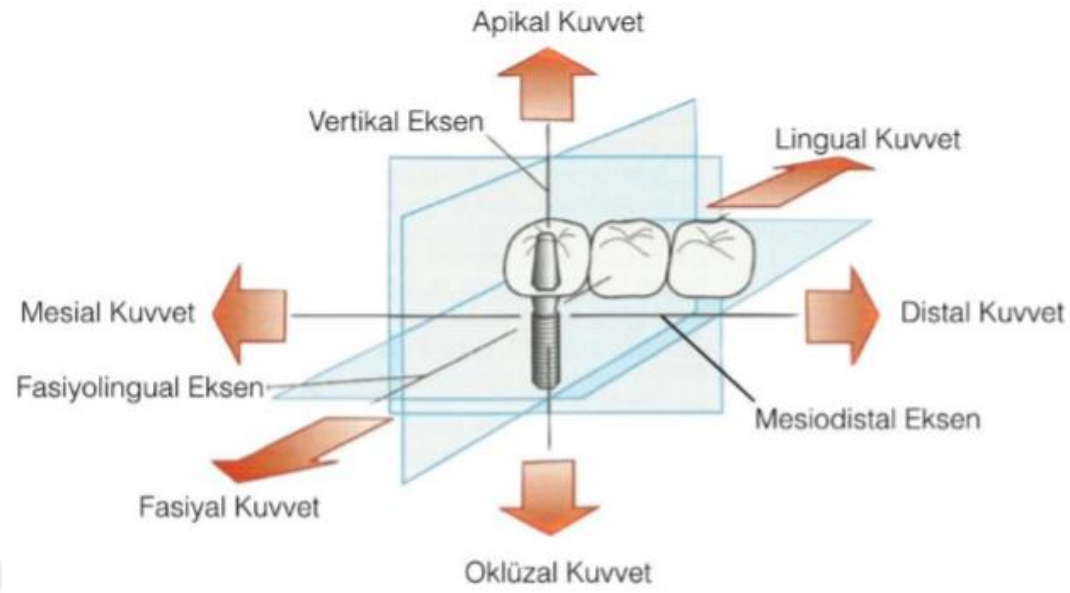
Herhangi bir yapıya belli bir açı ve ya doğrultuda kuvvet uygulandığında yapının içinde strese sebep olacak farklı kuvvetler görülebilir (Şekil 1.3).

Dental implantlar üzerinde etkili kuvvetlerin farklı tipleri vardır;

- Baskı (Sıkışma)
- Çekme (Gerilme)
- Makaslama(Kesme)

İki kuvvetin aynı düzlemde, fakat bir birine karşı ters yönde uygulanması yapıda çekme, aynı düzlemde birbirlerine yaklaşacak şekilde uygulanması basma, farklı düzlemlerde ters yönde uygulanması makaslama kuvvetlerini oluşturur.

Makaslama kuvvetleri diğer kuvvet tiplerine göre kemik üzerinde %65 daha fazla zararlı etkiye sahiptir. Kemik ve implant arasındakı bağlantıyı olumlu etkileyen ve kompakt kemik tarafından en iyi tolere edilebilen kuvvet tipi, sıkışma kuvvetleridir. Çekme kuvvetleri ise implant ve kemik arasındaki bağlantını olumsuz yönde etkiler (Bidez 2005, Misch 2005).



Şekil 1.3. Kuvvetin komponentleri

Gerilim (Stress)

Herhangi bir yapıya uygulanan dış kuvvet sonucunda bu kuvvete karşı bir tepki gerilmesi ya da direnç oluşur. Gerilim olarak tanımlanan bu direnç dış kuvvetle aynı şiddette ve ters yöndedir. Gerilim, en basit anlamıyla birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak da tanımlanabilir (Supervision 2005, Misch ve Kutay 2009).

Hesaplanması için "Gerilim (S) = Kuvvet(F) / Alan(A)" formülü kullanılır.

Gerilimin uluslararası birim sisteminde kabul edilen birimi genel olarak Pascal'dır (1Pa= 1N/m2) .Ancak diş hekimliğinde yapılan araştırmalarda, analiz edilen nesnelerin boyutları genellikle milimetre olarak tanımlandığı için gerilme birimi olarak sıklıkla MPa (Megapaskal veya N/mm2) kullanılmaktadır.

$P=N/m^2$

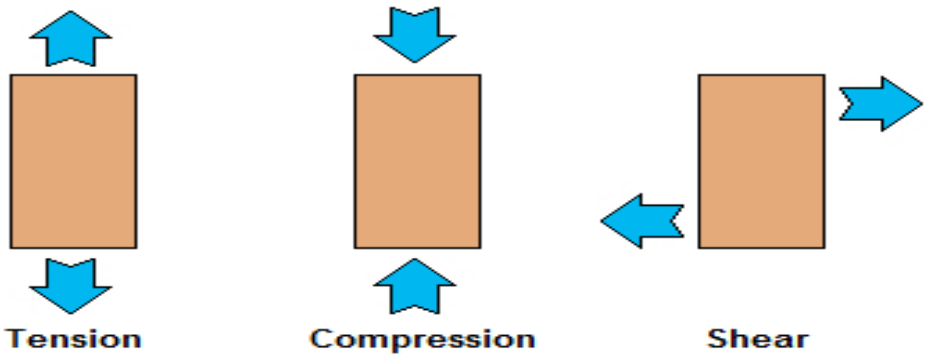
1 $MPa=1N/mm^2=106$ Pa

Kuvvetin uygulanması ile cisim içerisinde üç tip gerilme oluşabilmektedir; bu gerilme tipleri basma gerilimi (compressive stress), çekme gerilimi (tensile stress) ve makaslama gerilimi (shear stress) olarak tanımlanabilir (Craig ve ark 1975, McCabe 1999). Uzun süre kuvvete maruz kalan cisimlerde tek bir gerilme değil bu üç gerilmenin hepsinin görüldüğü, birleşik gerilme durumları oluşur (Bidez ve Misch 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

- Basma Gerilmesi (Compressive Stress): Farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile cismin moleküllerinin bir birine yaklaşması sonucunda oluşan gerilmelerdir.

- Çekme Gerilmesi (Tensile Stress): Cismin moleküllerini birbirinden uzaklaşmaya zorlayan aynı doğrultuda ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerdir.

- Makaslama Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemlerde ve ters yönde uygulanan iki paralel kuvvetin cisim üzerinde etkili olduğu bölgeni zıt yönde kaymaya zorlamasıyla oluşan gerilmelerdir (Şekil 1.4).



Şekil 1.4 Çekme, basma ve makaslama gerilimi

Asal Gerilme (Principal Stress) : Üç boyutlu bir elemanda, makaslama geriliminin sıfır olduğu durumlarda en büyük stres değerleri oluşur. Bu durumda tespit edilen streslere asal stresler (principal stres) denir. Kemik gibi kırılgan maddelerde asal gerilim değerlerine bakılır. Asal gerilmelerin maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres olmak üzere üç tipi vardır. Maksimum asal gerilme (Maximum principle) pozitif bir değer olup, en yüksek çekme gerilimlerini gösterir. Minimum asal gerilmeler (Minimum principle) negatif bir değer olup en yüksek sıkışma gerilimlerini gösterir. Maksimum asal gerilmeler σ1 sembolü ile minimum asal gerilmeler σ3 sembolü ile ifade edilir. Bu stres tiplerinden hangisi daha büyük mutlak değere sahipse, stres elemanı o stres değerinin etkisi altında kabul edilir (Gümüş 2007, Kurşunoğlu 2011).

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress): Metal gibi çekilebilir çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin (deformasyonun) başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises stresi sonlu elemanlar stres analizi verilerinin gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almamızı sağlar (Ramoğlu ve Ozan 2014). Üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanan Von Mises gerilmesi ile tüm yapıda meydana gelen stres değerleri hesaplanabilir (Ichikawa ve ark 1997).

$$\sigma = [((\sigma 1 - \sigma 2)2 + (\sigma 2 - \sigma 3)2 + (\sigma 3 - \sigma 1)2) / 2] 1/2$$

Gerinim (Strain): Materyale dışardan uygulanan kuvvetin etkisiyle yapıda şekil değişikliği (deformasyon) meydana gelir. Bir yapıya kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişim gerinim olarak tanımlanır. Gerinim sadece matematiksel bir oran olup, genellikle yüzde (%) ile ifade edilir. Materyal tipi ve uygulanan yükün büyüklüğü gerinim miktarını etkiler (Phillips 1991, Adıgüzel 2010). Gerinim (Strain) deformasyonun orijinal uzunluğa oranlanmasıyla hesaplanır ve formülü şu şekildedir:

$$\textit{Strain}(\varepsilon) = \textit{Deformasyon / Orjinal Uzunluk} = \Delta L / L0$$

Gerinim cisim üzerinde genellikle elastik ya da plastik şekilde etki gösterebilir. Cisim üzerine uygulanan kuvvet kalkınca, cisim eski haline dönüyorsa bu elastik şekil değişimi, eski haline dönmüyorsa bu plastik şekil değişimidir. Cisme, onun tolere edebileceği gerilim kuvvetinden daha fazla kuvvet uygulanırsa cismin yapıtaşlarını bir arada tutan kuvvet aşılmış olduğu için, yapıda kopma ve kırılmalar oluşabilir (Baran 1988, Meyer ve ark 2001).

Elastisite Modülü (Young's Modulus): Elastisite modülü, uygulanan kuvvet sonucu cismin deformasyona karşı gösterdiği direncin ölçüsünü ifade eder. Cismin elastik sınırlar içindeki sertliğini ifade eden elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranıyla hesaplanır. Elastisite modülünün birimi gerilim (stres) birimiyle aynı olup MPa ile ifade edilir. Elastisite modülü arttıkça, deformasyona karşı direnç artar, bu sebeple elastisite modülü ne kadar yüksekse maddenin sertliği de o kadar yüksektir. Elastisite modülülleri farklı olan iki ayrı cisim aynı kuvvete maruz kaldığında elastik modülü daha yüksek olan madde daha az deformasyona uğrayacaktır (Craig ve ark 1975).

Elastisite Modülü(E) = Gerilim (σ) / Gerilme(ε)

Poisson Oranı (Poisson's Ratio): Aksiyel kuvvetlere (basma veya çekme) maruz kalan cismin yapısında hem aksial, hem de lateral yönde gerilmeler meydana gelir. Elastik sınırlar içerisindeki lateral stresin aksiyal strese oranı Poisson Oranı olarak ifade edilir. Yani Poisson oranı, kuvvete maruz kalan cismin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranıdır. Poisson oranının herhangi bir birimi yoktur (Skinner ve Phillips 1960).

Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain

Çarpaz kesitte, çekme esnasında daha fazla azalma gösteren yumuşak materyallerin Poisson oranı daha yüksek olur.

Lineer elastik cisim: Uygulanan kuvvet sonucu gerilme ve birim uzamanın (gerinimin) doğru orantılı olduğu varsayılan cisimlerdir. Belli bir gerilme sınırına kadar geçerli olan bu varsayım elastisite modülü ve Poisson oranı ile ifade edilir (İnan ve Sönmez 1998).

Elastik Sınır (Elastic Limit): Maddenin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabileceği maksimum gerilim olarak ifade edilir (Powers ve Sakaguchi 2006).

İzotrop cisim: Elastik özellikleri elastik modül ve Poisson oranı ile ifade edilen,yapısal elemanın her yönde benzer özellikler gösterdiği cisimler, izotropik cisimlerdir (İnan 1988).

Homojen Cisim: Elastik özelliklerin materyalin tüm noktalarında değişkenlik göstermediği cisimler ,homojen cisimlerdir (Craig ve ark 1975).

1.2. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon

Biomekanik faktörlere bağlı olarak oluşabilecek komplikasyonların önüne geçmek, implant destekli protezlerde uzun dönemli başarı elde etmek için oklüzyonun doğru şekilde ayarlanması gerekmektedir. Oklüzal uyumu etkileyen faktörler iyi bilinmeli ve protezin yapım aşamasında dikkate alınmalıdır (Hobo ve ark 1990, Çağlar ve ark 2001).

İmplantlarda aşırı oklüzal yüklenmenin sebepleri:

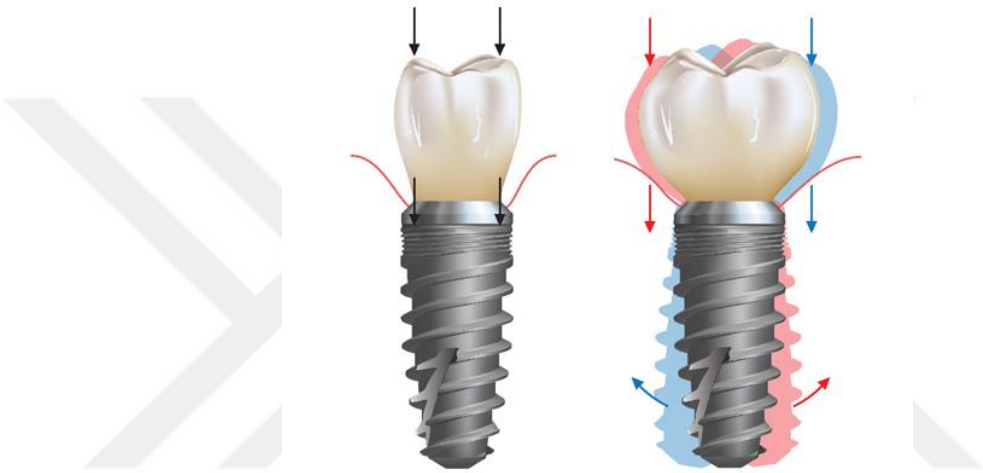
- Kanatların fazla uzun olması
- Parafonksiyonel alışkanlıklar
- Aşırı erken temaslar
- Oklüzal tablanın fazla geniş olması
- Tüberkül eğimlerinin fazla olması
- Kemik yoğunluğunun ve kalitesinin düşük olması
- İmplant sayısının yetersiz olması (Kim 2005).

Alt çenede 15 mm'den, üst çenede ise 10-12 mm'den uzun kanatların uygulanması implantların normalden fazla yüklenmesine ve buna bağlı olarak biyolojik ya da mekanik komplikasyonlara neden olmaktadır. Yapılan çalışmalarda kanat uzunluğunun 15 mm'den fazla olduğu durumların implant-protez başarısızlığında önemli rol oynadığı bildirilmiştir. Kanat uzantısının planlamaya dahil edildiği zaman, en öndeki implantın merkezi (A) ile, en distaldeki implantın kron bitiş sınırı (P) arasındaki mesafenin 2,5 katını geçmemesine dikkat edilmelidir (Duyck ve ark 2000, Zurdo ve ark 2009).

Parafonksiyonel alışkanlıklar, doğru ayarlanmamış oklüzyon sonucu implant başarısızlığı, marjinal kemik kaybı görülebilir. İmplant tedavisinin klinik olarak başarılı olabilmesi için en önemli faktör, implant ve kemik arasında bağlantının oluştuğu "osseointegrasyon" sürecidir. Bruksizmli hastalarda, diş sıkmaya bağlı olarak implantın aşırı yüklemeye maruz kalacağı ve bu durumun osteointegrasyonu olumsuz etkileyeceği hakkında endişeler vardır (Adell 1990). Tüm bu endişelere rağmen oklüzyonun rehabilite edilmesi durumunda daha başarılı sonuçların elde edileceği yönünde düşünceler mevcuttur (Lavigne ve ark 2007). Aynı zamanda parafonksiyonel alışkanlıkların sebep olduğu kötü sonuçlar, maksiller dişler için yapılmış gece plağı ile önlenebilir. Gece plağı teslimde dikkat edilmesi gereken birçok önemli nokta vardır. Öncelikle gece plağında erken temasların olmaması için implanta denk gelen kısımlarda aşındırma yapılmalı, implant karşı çenede ise plağın implantla temas alanında rölyef yapılmalı ve böylece oklüzal yüklerin implanta iletilmesi engellenmelidir. Hatta doğru kalınlıkda (0,5-1 mm) yapılmış gece plağı, sentrik oklüzyon oluşturarak, implant üstü restorasyonlarda kırıkların engellenmesine katkı

sağlar. Aynı zamanda oklüzal kuvvetleri ideal şekilde dağıtması, lateral kuvvetlerin oluşmasını da engeller (Misch 2002, Tosun ve ark 2003, Lobbezoo ve ark 2006).

Oklüzyonda 100 µm yükseklikte prematür temasların osseointegrasyonun başarısızlığına ve marjinal kemikte rezorpsiyona sebep olduğu bildirilmiştir (Shackleton 1994). İmplant üstü protezlerde oklüzal tablonun geniş olması kanat etkisi yaratarak, protezlerde bükülme hareketine neden olur. Molar dişlerde oklüzal genişliğin %30-40 oranında daraltılması implant aksı dışında gelen yükleri ve devrilme momentini azaltır (Şekil 1.5).



Şekil 1.5 İmplant üstü protezlere etki eden kuvvetler

Tüberkül eğimleri devrilme momentinin oluşmasında önemli etkenlerden biridir. Tüberkül eğimlerindeki her 10 derecelik bir artış devrilme momentinin yaklaşık %30 oranında artmasına neden olur. Tüberkül eğimlerinin azaltılması, uygun aksiyal yüklemenin sağlanması açısından önemlidir (Rangert ve ark 1997, Misch 1993).

Kemik yoğunluğunun az olması onu okluzal kuvvetler karşısında daha dayanıksız yapar, istenmeyen stres birikimine sebep olur. Yeterli sayıda implant, uygun kuvvet dağılımı sayesinde başarı oranını artırır (Kim 2005).

Tek diş eksikliğinde yapılmış implant destekli restorasyonlarda implanta gelen yükleri en aza indirmek, yük dağılımını doğal dişler üzerinde sağlamak önemlidir. Anterior ve lateral rehberlik doğal diş üzerinde sağlanmalı, lateral hareketlerde çalışan ve dengeleyen taraf temaslarından kaçınılmalıdır.

Posterior bölgede yapılan implant üstü sabit protezlerde kanin koruyuculu veya grup fonksiyonlu oklüzyon sağlanması uygundur. Tam dişsiz çenelerde yapılmış implant üstü sabit protezlerde grup fonksiyonlu oklüzyon, çenelerden birinde total protez varsa bilateral balanslı oklüzyon önerilmektedir. Tam ark sabit restorasyonlarda kanat uzantısı olan bölgelerde infraokluzyon (100 μm) sağlanması distal implantların aşırı yüklenmesini azaltabilir. Aynı zamanda lateral hareketler esnasında kanat olan bölgelerde temas kaldırılmalıdır (Kim ve ark 2005, Vanlıoğlu ve ark 2011).

1.3. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler

Misch (2009) implant üstü protezlerin yapımında aşağıdaki protetik seçenekleri sunmuştur:

İmplant üstü sabit protezler

SP-1: İmplantın yapılacağı bölgede kemik seviyesi ve diş eti ideal durumdaysa yapılacak restorasyon doğal dişe benzemekle sadece kronu restore eder.

SP-2: Kemik seviyesindeki rezorpsiyona bağlı olarak yapılacak restorasyon kron ve kökün bir kısmını restore eder.

SP-3: Yapılacak restorasyonla eksik kron, gingival dişeti ve kökün bölümleri restore edilir. Restorasyonun yapımında sıklıkla yapay diş ve dişeti kullanılsa da metal destekli porselen de tercih edilebilir (Misch ve Kutay 2009).

İmplant üstü hareketli protezler

HP-4: Tamamen implant tarafından desteklenen restorasyonlardır.

HP-5: İmplant ve diş etinden destek alan restorasyonlardır.

Sabit protezler (SP-3)

Bu tip protezlerin yapımında iki temel yöntem vardır. Birincisi metal alt yapı üzerine yapılmış akrilik kaide ve yapay dişlerden oluşan hibrit restorasyonlardır. İkincisi geleneksel metal porselen destekli restorasyonlardır. Yüksek dudak çizgisine sahip hastalarda gülümseme sırasında interdental alanda kalan papilla bölgesinin görünmesi, aşırı kemik kaybından dolayı yapılan dişlerin büyük olması sıkça karşılaşılan sorunlardır. Doğal bir sabit protez görünümü için diş etini taklit eden akrilik ya da pembe porselen kullanımı ile istenilen sonuçlar elde edilebilir (Misch ve Kutay 2009).

1.4.Tam Dişsiz Maksillada Tedavi Planı

İmplantların yerleştirilmesinden önce tedavi başlangıcında estetik ile ilişkili olarak dudağın fasial konumu değerlendirilmesi gereken önemli bir faktördür. Bu faktör tek başına sabit bir restorasyon yerine hareketli protez yapımını belirler. Sadece sabit bir restorasyon, kemik grefti yapıldıktan sonra yapılacak sabit bir restorasyon veya maksiller overdenture yapımını belirleyen birincil ölçüt dudağın premaksillaya göre labial konumudur (Misch 2005).

Maksillada kare, ovoid ve uca doğru incelen şekilde olmak üzere farklı dental ark biçimlerine rastlanılır. Kanin dişlerin tepelerinden ve anterior dişlerin fasialinden geçen iki paralel çizgiye göre dental arkın şekli belirlenir. Bu iki çizgi arasindaki mesafe 8 mm'den az ise kare ark, 8-12 mm arasında ise (en sık görülen) ovoid ark, 12 mm'den fazla ise uca doğru incelen ark biçimlidir. Hastanın dental ark biçimi kalan kretin değil, premaksillada dişlerin final konumları ile belirlenir. İmplantların sayısı ve konumları var olan dişsiz ark biçimi ile değil, yapılacak restorasyonun ark biçimi ile ilişkilidir (Misch 2005).

Kare ark biçiminde lateral ve ön kesici dişler kanin konumlarına göre fasiale doğru uzun bir kantilever oluşturmazlar. Bu sebepden dolayı mandibular hareketler ve kapanış sırasında oluşan kuvvetler kanin bölgesinde yerleştirilmiş implantlarda fazla strese neden olmaz. Sonuç olarak anterior bölgede sadece kanin bölgelerine yerleştirilen implantlar yeterli olabilir. Kuvvet faktörleri fazla değilse kare dental ark biçimi en az altı implant yerleşimini gerektirir: bilateral kaninler, bilateral ikinci premolarlar ve bilateral birinci molar bölgeleri (Misch 2005).

Ovoid ark formunda kantilever etkisi biraz daha fazla olduğu için premaksilla bölgesine en az üç implant yerleştirilmesi daha uygundur: kanin bölgelerine iki, ön kesici konumlarından herhangi birine bir adet. Bu planlama AP mesafesini artırarak proteze daha fazla biyomekanik destek sağlar. Kuvvet faktörleri düşük ise anterior implant lateral kesici bölgesine de yerleştirilebilir. Ovoid ark formuna sahip maksiller tam dişsiz hastalarda sabit protez yapılması için minimum yedi implant gerekmektedir. Bu ark için önerilen konumlar: en az bir santral (veya lateral) kesici konumu, bilateral kanin konumları, bilateral ikinci premolar bölgeleri ve bilateral maksiller birinci molarların distal yarısı konumlarıdır (Misch 2005).

Uca doğru incelen ark biçiminde mandibular gezinme hareketleri sırasında anterior implantlara üzerinde büyük kuvvetler oluşur. Kantilever etkisi fazla olduğu için premaksilla bölgesinde ikisi kanin, ikisi ön kesici dişer bölgesi olmakla dört implant tercih edilmelidir.Toplamda kullanılacak implant sayısının ise sekize çıkarılması daha doğru bir tercih olacaktır (Misch 2005).

Literatür bilgileri maksillada ortalama olarak altı standart çaplı implant üzerine, tamamen implant destekli tam ark sabit protezlerin yapılabildiğini göstermektedir. Kuvvet faktörlerinin normalden fazla olduğu durumlarda ek implantlar kullanılmalıdır. Diğer ark tiplerinde de premaksilla bölgesine en az bir ek implant yerleştirilir.

Sonuç olarak dişsiz bir maksillada ark şekline ve kuvvet faktörlerine bağlı olarak 6 ila 10 arasında implant kullanılabilir. Kuvvet faktörlerinin yüksek olduğu, zayıf kemik yoğunluğunun rastlandığı durumlarda daha büyük çaplı ve daha fazla implantlar kullanılmalıdır. Buna ek olarak A-P mesafesi artırılmalıdır (Misch 2008).

1.4.1.İmplant Destekli Hibrit Protezler

Hibrit protezler hem kısmi, hem de tam diş eksikliklerinde kullanılabilir. Hibrit protez yapımında en önemli faktör kron yüksekliği mesafesidir. Aşırı kron yüksekliği, kuvvetlerdeki mekaniksel artış (vertikal kantilever) nedeniyle daha fazla protez başarısızlığına ve üretim komplikasyonlarına (döküm veya pişirme sonrası metal veya porselende oluşan büzülme) neden olur. Kron yüksekliği mesafesi 15 mm'den fazla olduğu zaman hibrit protezlerin yapımı daha uygundur (Skalak 1983, Misch ve Kutay 2009).

Aynı zamanda maksillada aşırı kemik rezorbsiyonunun olduğu durumlarda, gülme hattının yüksek olduğu veya alt dudak hattının düşük olduğu hastalarda, düzensiz kretlerin varlığında hibrit protez seçeneği daha mantıklıdır. Hekimin tercihine bağlı olarak vidalı veya simante tip hibrit protezler yapılabilir. Birçok farklı yaklaşımlar olsa da genellikle hibrit protezlerin yapımında 4 veya 6 implant tercih edilmektedir (Skalak 1983, Misch ve Kutay 2009).

İmplant üstü sabit protez sınıflamasına dahil edilen hibrit protezler genellikle farklı metal alt yapı, akrilik kaide ve suni dişlerden oluşan, iki farklı dokuyu restore eden, vida tutuculu olarak tercih edilen restorasyonlardır (Misch 2008, Eğilmez ve ark 2015).

Hibrit Protezlerin Avantajları

Bilindiği gibi dişlerin (beyaz estetik), dişeti (pembe estetik) ile uyumlu olması estetiğin esas anahtarlarından biridir. Hibrit protezlerin en büyük avantajlarından biri fazla kron yüksekliği mesafesinin varlığı durumunda da doğal diş boyutlarının ve dişeti renginin restoratif materyallerle elde edilebilmesidir (Sadowsky 1997).

Bazen implantlar, hatalı yapılmış planlamadan dolayı bazen de zorunluluktan veya istenerek açılı yerleştirilebilir. Hibrit protezlerin en büyük avantajlarından biri de implantların açılı yerleştirilmesinden veya hatalı konumda olmasından etkilenmemesidir (Aparicio ve ark 2001). Açılı implantların tercih edilmesindeki en önemli sebeplerden biri de sinüs lift ameliyatının pahalı olması, daha çok zaman gerektirmesidir. Yapılan birçok çalışmada açılı implantların kontrol grubuyla aynı başarı oranı gösterdiği tespit edilmiştir (Walton ve ark 1993, Feine ve ark 1994).

Derin yerleştirilmiş implantlarda markaya bağlı olarak dişeti yüksekliğine uygun dayanaklar olmayabilir. Bu gibi durumlarda vida tutuculu hibrit protezlerin tercihi daha doğru olacaktır. Çünkü derinde kalan kuron kenarından siman artıklarının temizlenmesi nerdeyse imkansızdır. Hastanın fonksiyon açısından rahat etmesi, implant üstü hareketli protezlerle karşılaştırıldığında daha az tamir gereksinimi de önemli avantajlarından biridir. Aynı zamanda vida tutuculu hibrit protezler herhangi bir mekanik sorun veya yumuşak dokuda yaşanan iltihap durumunda rahatlıkla çıkarılabilir (Parel ve ark 1986,Sadowsky 1997).

Hibrit Protezlerin Dezavantajları

Biyolojik ve cerrahi komplikasyonlar, implant kaybı, implant çevresinde yumuşak doku ve kemik kaybı, mekanik, estetik ve fonetik komplikasyonlar görülebilmektedir (Pjetursson ve ark 2012).

Protezin dişetine bakan yüzeyleri hasta tarafından çok iyi temizlenmelidir. Bunun için protezin doku yüzeyi çok iyi parlatılmalı ve dışbükey olmalıdır. Bunlar dikkate alınmazsa gıda artıkları kokuya ve dişetinde enflamasyona neden olur. Protez ve diş eti arasında 1,5 mm mesafe olmalıdır. Hareketli protezlere göre temizlenmesi daha zordur (Feine ve ark 1994).

1.4.2. Açılı İmplantlar

İmplant planlanmasında maksiller sinüsün inferior duvarının kök apeksleri ile olan ilişkisi önemlidir. Yapılan çalışmalarda maksilladakı posterior dişlerin kökleri ile maksiller sinüs duvarı arasındaki mesafe 1,97 mm olarak belirtilmiştir. Erken dönemde yaşanan diş kayıpları maksiller sinüsün alveolar krete doğru sarkması gibi sorunlara neden olmaktadır. Kemik yükseliğinin yeterli olmaması implant yapımını zorlaştırmakla beraber nasal kavite, maksiler sinüs ve inferior alveolar sinir gibi anatomik yapıların da zarar görme olasılığını artırıyor. Bu gibi durumlarda implant yapımından önce ilk akla gelen tedavi seçeneği sinüs lifting ameliyatıdır. Bu ameliyatın pahalı ve zor olması, fazla zaman gerektirmesi, başarısızlık oranının yüksek olmasından dolayı farklı tedavi seçenekleri de kullanılmaktadır. Sinüs lifting ameliyatına alternatif olarak zygoma implantları, maksiller tuber implantları, kısa veya açılı implantlar kullanılabilir (Akkocaoğlu ve ark 2005).

Zygoma ve maksiller tuber implantları yüksek başarı oranı göstermesine rağmen ileri cerrahi tecrübe gerektirir ve risklidir (Balshi ve ark 1999, Galan ve ark 2007)

Açılı implantların kullanılmasının ise birçok avantajları vardır.

- Kullanılan daha uzun implantlar sayesinde implantın primer stabilitesi ve temas etdiği kemik alanı artmış olur.
- Daha yoğun kemik içerisinde kalması stabiliteyi artırır.
- Distal kantilever gereksinimi ortadan kalkar veya daha kısa kantilever uzunlukları sayesinde moment kuvvetleri azalır ve yük dağılımı daha dengeli olur.
- Eğimli implantların kullanılması sayesinde kemik greftleme işlemleri ortadan kalkar ve bu da cerrahi riskin azalması, zamandan tasarruf gibi birçok avantaj sağlar (Aparicio ve ark 2001, Capelli ve ark 2007).

Genellikle eğimli implantlar 4 ve 6 implantın yapıldığı sistemlerde kullanılır. Posterior bölgede distale eğimlendirilerek yerleştirilen implantların üzerine sabit veya hibrit protezler yapılabilir (Krekmanov ve ark 2000).

1.4.3. Kısa İmplantlar

Kısa implantlar uzunluğu 10 mm‘nin altındakı implantlardır. Bazı araştırmacılara göre ise kemik içinde kalan kısmı 8 mm veya daha az implantlar kısa implant olarak tanımlanır (Neldam ve ark 2012). Kısa implantların kullanımı sayesinde ek ogmentasyon işlemine gerek kalmaz. Bu işlem sırasında oluşabilecek cerrahi komplikasyonlardan kaçınılmakla daha kısa sürede daha ekonomik ve az riskli bir tedavi elde edilir. Bunlarla beraber implant-kemik temas alanının azalması, kron/implant oranının artması gibi dezavantajları da vardır. Bu gibi dezavantajlardan dolayı kısa implantlarda başarı oranının düşük olacağına dair fikirler mevcuttur. Fakat cerrahi tekniklerin, implant yüzey özelliklerinin gelişmesi ve doğru yapılmış oklüzal uyumlamalar ile başarı oranının daha iyi olabileceği gösterilmiştir (Esposito ve ark 2013, Monteiro ve ark 2015). Aynı zamanda implantın çapının, yiv sayısının ve derinliğinin artırılması, daha fazla sayıda implant tercih edilmesi ve bu implantların splintlenmesi önerilmektedir. Bazı literatür çalışmalarında kısa implantların 3 yıllık takiplerinde başarı oranının %90 ‘ın üzerinde olduğu görülmektedir (Tutak ve ark 2013).

Kısa İmplantların Endikasyonları

- Çene kemiğinin rezorbe olduğu, yeterli yüksekliğin olmadığı vakalarda
- Cerrahi ameliyatların daha ağır ve zor olduğu vakalarda
- Anatomik noktalara yakınlık (nasal kavite, maksiler sinüs ve inferior alveolar)
- Hastanın ekonomik durumu ve ilave işlemleri kabul etmemesi (Chiapasco ve ark 2006, Annibali 2012).

Kısa İmplantların Kontraendikasyonları

- Genel olarak implantların tüm sistemik kontraendikasyonları
- İntermaksiller aralığın geniş olduğu durumlarda(kron/implant oranının implant alehinde olması)
- Periodontal hastalıklar ve yetersiz ağız hijyeni
- Bruksizm (Chiapasco ve ark 2006, Goené 2005).

1.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Kuvvet ve bu kuvvetin etkenleri diş hekimliğinde uygulanan tedavilerin başarılı veya başarısız olmasında en önemli unsurdur. Başarıya ulaşabilmek için, yapılan araştırmaların büyük bir kısmı dişlere, ağız içi restorasyonlara veya kemiğe uygulanan kuvvetlerin sonuçları üzerine olmuştur. Canlı bir organizma üzerinde kuvvetlerin uygulanmasının oldukça zor olması, in-vitro çalışmaların önemini artırmıştır (Ramoğlu ve ark 2014).

Kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin, üzerine gelebilecek olan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi, başarılı bir restorasyon için çok önemlidir. Dişlerin ve çene kemiklerinin (canlı dokuların) gelen kuvvetler karşısında sergileyeceği reaksiyonların tespit edilmesi çok zor olmakla beraber, bazen de çok maliyetli ve risklidir. Bazı durumlarda ise imkansızdır. Tüm bu faktörler göz önüne alındığında canlı dokulardan modeller elde edilmesi ve bu modeller üzerinde kuvvetin daha çok etki etdiği alanların tespit edilmesine gerek duyulmuştur. Diş hekimliğinde kullanılan birçok stres analiz yöntemi vardır (Geng ve ark 2001, Ulusoy ve ark 2010).

1.5.1.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analiz yöntemi, transparan plastik materyallerin içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, analiz edilecek yapının doğrudan gözlenmesine olanak veren bir yöntemdir. Analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden modeli elde edilir. Üzerine kuvvet uygulanmış modelden geçen polarize ışık demeti "fotoelastik etki" denen dikey titreşimlere dönüşür. Bu durum polarize filtre ve polariskop aygıtı ile tespit edilebilir (Caputo ve ark 1987).

Fotoelastik modele yük geldiğinde izotropik materyal anizotropik hale geçer ve gerilme alanlarında *fringe* denen kuvvet çizgileri ortaya çıkar. Uygulanan kuvvet fazla olduğu zaman kuvvet çizgilerinin miktarı artar. Kuvvet geniş bir alana dağıldığı zaman, gerilimin az olduğunu gösteren geniş yüzeyli çizgiler gözlemlenir. Çizgilerin sık ve ince olması kuvvetin daha az alanda etkili olup, daha fazla gerilimlerin olduğunu göstermektedir. Aynı zamanda gerilim değişiminin fazla olması renkli bantların ve kuvvet çizgilerinin yakın olması ile düzenli dağılım gösteren gerilim ise düzenli renk görünümü ile ifade edilmektedir (Aydın ve ark 1995,Ulusoy ve ark 2003).

1.5.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçerler basınç, kuvvet gibi fiziksel özelliklerin saptanması için deformasyonun ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilen aletlerdir. Aynı zamanda materyaldeki deformasyon miktarı da tespit edilebilir. Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik yapıları sayesinde hareketli protezlerin, implant üstü protezlerin in vivo olarak değerlendirilmesine, ağız içinde oluşan streslerin tespit edilmesine olanak sağlarlar. Yalnız protezlere bağlanan bu aletler canlı dokularda kullanılamaz (Ulusoy ve ark 2010).

1.5.3.Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analiz Yöntemi

Kuvvet dağılımını, analizi yapılacak modelin üzerine sürülüp, fırınlanan verniğin kırılganlığına bağlı olarak değerlendiren stres analiz yöntemidir. Verniğin belli bir gerilme direnci vardır ve uygulandığı yapılarda bu direncin üzerine çıkan gerilmeler çatlaklara neden olur. Kuvvetin yoğun olduğu bölgelerde çatlaklar daha sık görülür (Ulusoy ve ark 2010).

1.5.4.Holografik interferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, analiz edilecek cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü holografik film üzerine kaydetmek için lazer ışınları kullanılanılmaktadır. Holografik interferometri cihazları yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürerek analiz eder (Ulusoy ve ark 2010).

1.5.5.Termografik Stres Analiz Yöntemi

Homojen, izotropik özelliğine sahip bir materyalin üzerine periyodik olarak uygulanan kuvvet sonucunda ısısal olarak değişimler ortaya çıkar. Ağız içinde fonksiyon sırasında ortaya çıkan bu periyodik yüklemeler materyalin ilgili noktalarında asal stresler oluşturacaktır. Bu yöntemde ‘materyalin ısısında oluşan periyodik değişiklikler asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibinden temel alınır (Ulusoy ve ark 2010).

1.5.6.Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, birleşik bir donanım ve yazılım programı ile elde edilen veriler, herhangi bir aracıya bağlı olmadan transfer edilebilir. Modele kuvvet uygulandığında gerilim ölçerde direnç farklılıklarına bağlı olarak voltaj düşmesi yaşanır ve

radyotelometrinin frekansı bundan etkilenerek sonuçları oluşturur. Elde edilen veriler kablosuz olarak iletilir (Ulusoy ve ark 2010).

1.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analiz yöntemi(FEM), dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir. Bu yöntemle biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modeli çıkarılır, bilgisayar üzerinde bu modelin takliti yapılarak analiz edilir .“Parçadan bütüne gitme” prensibine dayanarak çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlar ve analizlerin tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılmasına izin verir (Yue ve ark 2010).

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajları

1. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanların farklı şekil ve ölçülerde oluşturulabilmeleri sebebiyle, oldukça karmaşık geometriye sahip cisimlerde dahi güvenli bir şekilde analiz edilip, iyi sonuçlar sağlanabilir.
2. Çok bağlantılı cisimler (delikli veya köklere sahip) kolaylıkla analiz edilebilir.
3. Çeşitli malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimlerin ek bir zorluk yaşamadan analizleri gerçekleştirilebilir.
4. Sonlu elemanlar analizi yönteminde neden–sonuç ilişkisinden kaynaklanan sorunlar, küçük bir elemanda, yapının bütününü değerlendirilmeden, tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden ifade edilebilir.
5. Sonlu eleman analizinde gerekli sınır şartları kolaylıkla uygulanabilir.
6. Sonlu eleman analizi yöntemi karmaşık yapılarda sebep-sonuç ilişkilerinin araştırılması için çok faydalı bir şekilde kullanılabilir ve hatta analitik veya deneysel metodlardan daha hassas sonuçlar elde edilebilir (Yue ve ark 2010, Ramoğlu 2014).

Sonlu eleman stres analiz yönteminin dezavantajları

1. Sonlu eleman analizlerinin yapılabilmesi için gerekli olan donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir yazılım programları gerekmektedir ki, bunların maliyetleri yüksektir.
2. Mevcut olan yazılım programlarının gelişen teknolojiyle uygun olarak her zaman güncellenmesi gerekmektedir.

3. Doğru bir analiz için, mutlaka malzemelerin gerçeğe yakın olan özelliklerinin sisteme yüklenmesi sağlanmalıdır.
4. Analizin tüm aşamalarında uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır (Holmgren ve ark 1998, Gümüş 2007, Ramoğlu 2014).

Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar

Eleman

Sonlu eleman stres analiz yönteminde modeller sonlu 'eleman' ismi verilen alt bölümlerle basit geometrik şekillere bölünür. Gerçeğe yakın sonuçlar elde ede bilmek için, analizi yapılıcak model fazla sayıda elemana bölünmelidir (Adıgüzel 2010).

Elemanlar farklı boyutlarda ve şekillerde olabilir:

- tek boyutlu (düz çizgiler)
- iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler)
- üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) (Taşkinsel 2014).

Node (Düğüm)

Modeller elemanlara bölündükten sonra, bu elemanlar belli noktalarda birbirleri ile bağlanmaktadır ve bu noktalara düğüm adı verilmektedir (Adıgüzel 2010).

Ağ yapısının (mesh) oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını belirlerlemek için, geometrik yapı, bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) dönüştürülür. Bu yapı köşe noktalarında birbirleri ile birleşen sonlu sayıda ve aynı büyüklükteki elemanların oluşturduğu düğüm ve sınır koşullarından (boundary conditions) oluşur (Boyacı 2015). Her bir düğümdeki stres ve yer değiştirme (displacement) donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir yazılım programları ile hesaplanabilir (Çağlar 2006).

Sınır koşulları

Sınır koşulları modelin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin modele hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir (Adıgüzel 2010).

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

1.İncelenecek Yapının Modellenmesi (Pre-processing)

Öncelikle geometrik model oluşturulması için tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılır. Tasarım programları kullanılarak geometrik modeller elde edilir. Üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısından karmaşık yapıların modellenmesinde faydalanılabilir.

Hazırlanmış model gerçek bir objenin matematiksel modelidir. Bu yüzden sanal bir yolla hazırlanmış modele doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması pek mümkün değildir. Ancak değişkenler ve yükleme koşulları bilgisayar ortamında istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu bakımdan yapılacak analiz için önemli unsurlardan biri de iyi oluşturulmuş bir matematiksel modeldir (Taşkinsel 2014).

2.Analiz verilerinin yüklenmesi

Matamatiksel modellemesi yapılan elemanların gereken minimum materyal özellikleri (poisson oranı ve elastik modülü), yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Duruma göre genleşme, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir (Taşkinsel 2014).

3.Analizin çözümlenmesi (Post-processing)

Bu analiz yönteminde alt yapıya bağlı olarak tüm yapının çözümlenmesi bilgisayar programlarının yardımıyla mümkündür. Çözümleme yapılırken materyalin mekanik özellikleri analiz yöntemini belirlediği için dikkate alınmalıdır. Asal gerilim (principal stress) değerleri kemik, greft materyalleri, porselenler gibi kırılgan materyaller için kullanılabilir. Analiz sonuçlarından elde edilen en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) yapıda oluşan gerilme (çekme) tip gerilimi ifade eder. En düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise yapıdaki sıkışma tip gerilimi gösterir. Von Misses stres değerleri ise metaller gibi çekilebilir materyaller için kullanılabilir. Titanyum, metal gibi alaşımlardan oluşan implant, abutment gibi materyallerde oluşan streslerde Von Misses değerlerine bakılır. Ayrıca bu değerler sayesinde tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında inceleme yapılabilir (Gümüş 2007).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

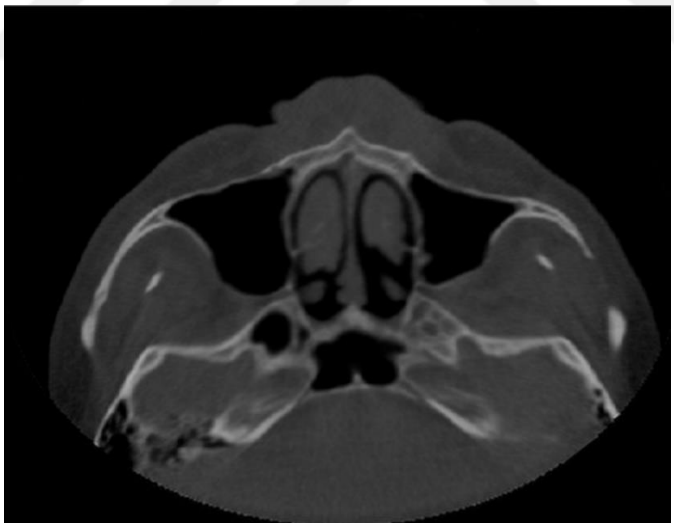
Bu araştırma, Selçuk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; tam dişsiz atrofik üst çene kemiğinde 'All-on-six' tekniğine göre yerleştirilen farklı uzunluk ve açılardakı implantlarda ve implantların çevresindeki kemikte oluşan stresler 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirildi.

2. 1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması

2.1.1. Kemik Dokusunun Modellenmesi

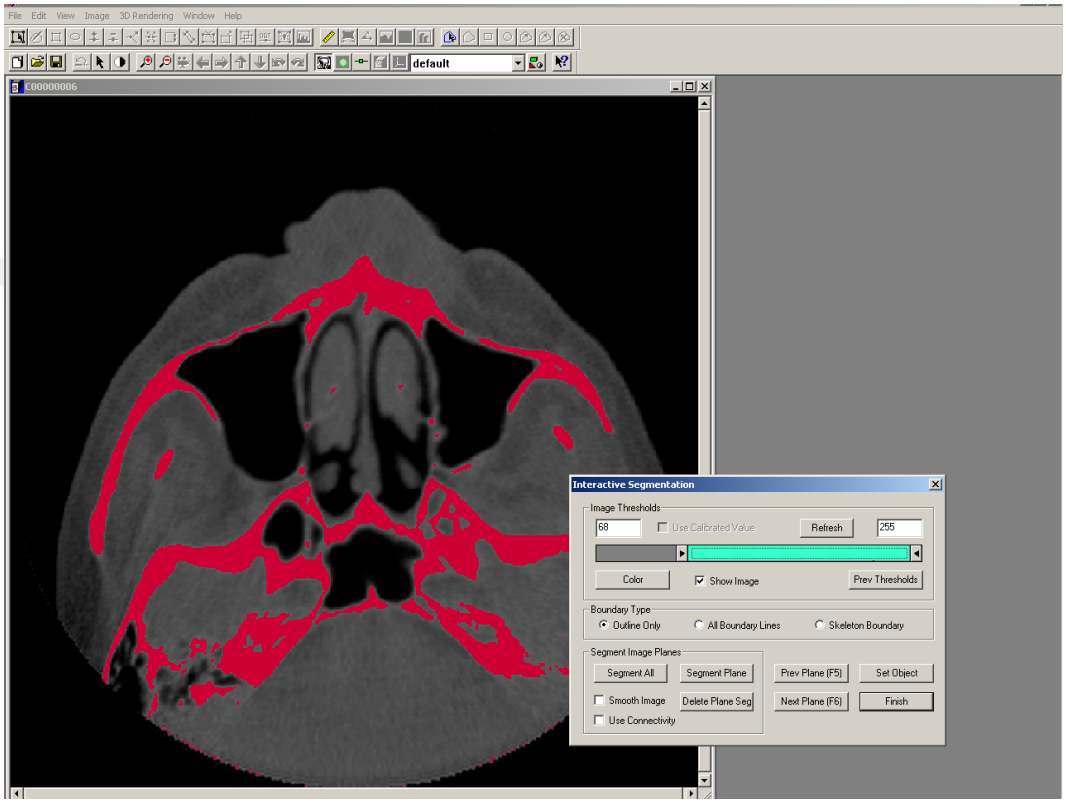
Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, Konik Işınlı Bigisayarlı Tomografi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, Amerika) cihazı kullanılarak çekilmiş tomografi kayıtları arasından araştırmamızda kullanılmaya uygun nitelikte, tam maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sınırlaması nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka seçilerek modelleme için referans olarak kullanılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Tomografi Görüntüsü

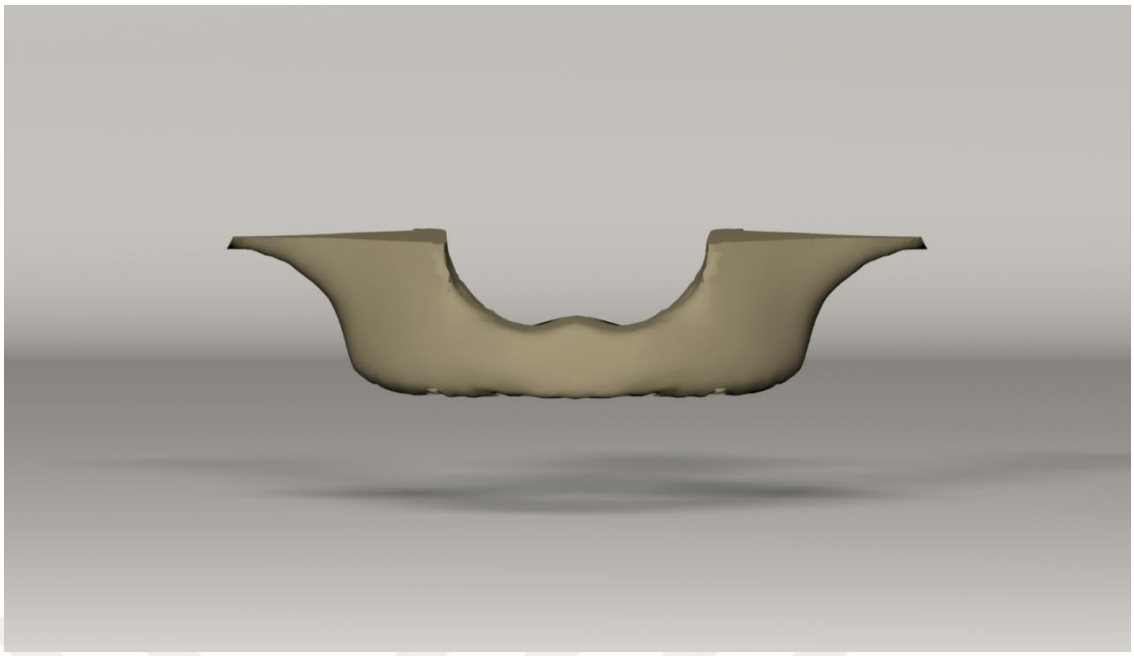
120 kvp, 3.8 mA değerlerinde 40 saniyelik tarama ile tomografik veriler elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen 0.2 mm'lik kesitler, medikal görüntü formatına (DICOM) dönüştürülerek CD'ye aktarılmış ve modelleme yapılacak bilgisayara taşınmıştır. Bilgisayar ortamına taşınan kesitlerde 3D-Doctor (Able

Software Corp., MA, Amerika) yazılımı kullanılarak "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. 3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır (Şekil 2.2). Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



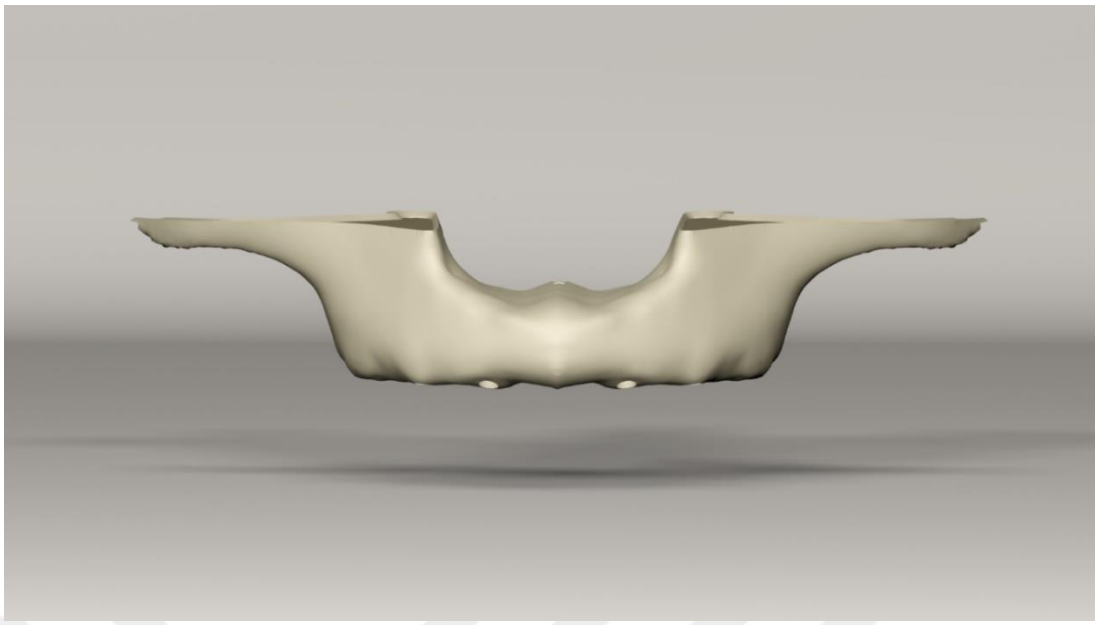
Şekil 2.2. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3D Complex Render" yöntemi kullanılarak ayrıştırılan kesitler 3 boyutlu model haline getirilmiş ve bu şekilde kemik dokusunun ".stl" formatında modellenmesi sağlanmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Maksilla Modeli **(**Kortikal Kemik)

Kemik dokusundan offset yöntemi (yapının heryerden eşit olarak büyütülmesi / küçültülmesi) ile trabeküler kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 2.4). Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada yer alan homojen Tip 3 kemik özelliğine uygun olucak şekilde maksilla modeli oluşturuldu. Kortikal kemiğin kalınlığı 1 mm olarak belirlendi. Bu şekilde kortikal ve trabeküler kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler 'Rhinoceros' yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



Şekil 2.4. Maksilla Modeli (Trabeküler Kemik)

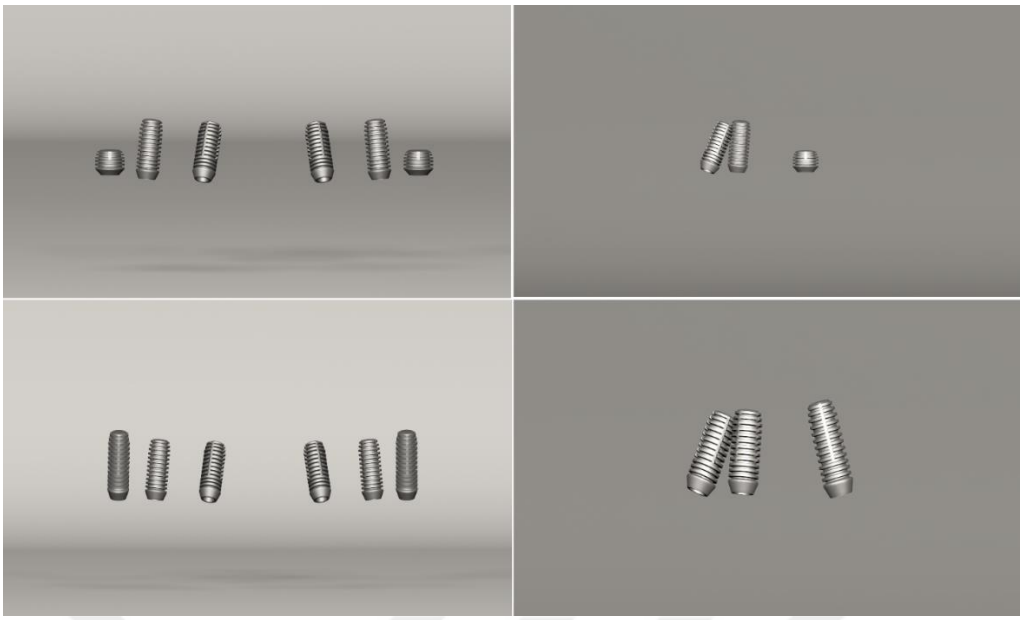
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Activity 880 Optik Tarayıcı

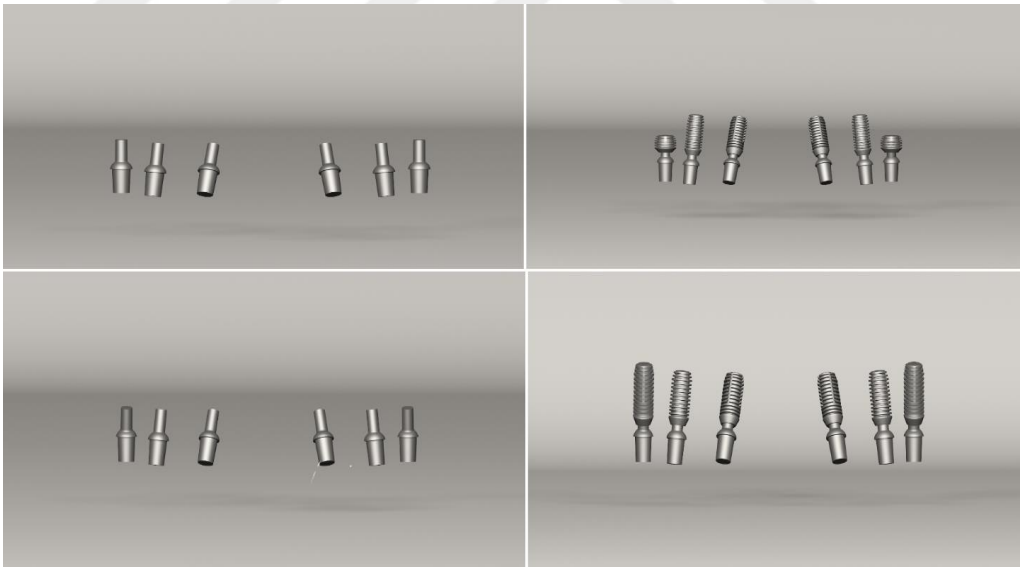
2.1.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada farklı boy ve çap değerine sahip implantlar; açılı ve düz olmak üzere implantlara uyumlu iki çeşit abutment kullanılmıştır. Kullanılan tüm implantlar ve abutmentler tek firmaya ait olup (BICON 501 Arborway, Boston, USA) aynı yüzey ve malzeme özelliğine sahiptir (Şekil 2.6). Çalışmada kullanılmak üzere tedarik edilen implant ve abutmentler Smart Optics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak taranmıştır. Stl formatında elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiş ve modeller elde edilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez parçaları, implantlar ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmıştır



Şekil 2.6. İmplantların modellenmesi (BICON 501 Arborway, Boston, USA)

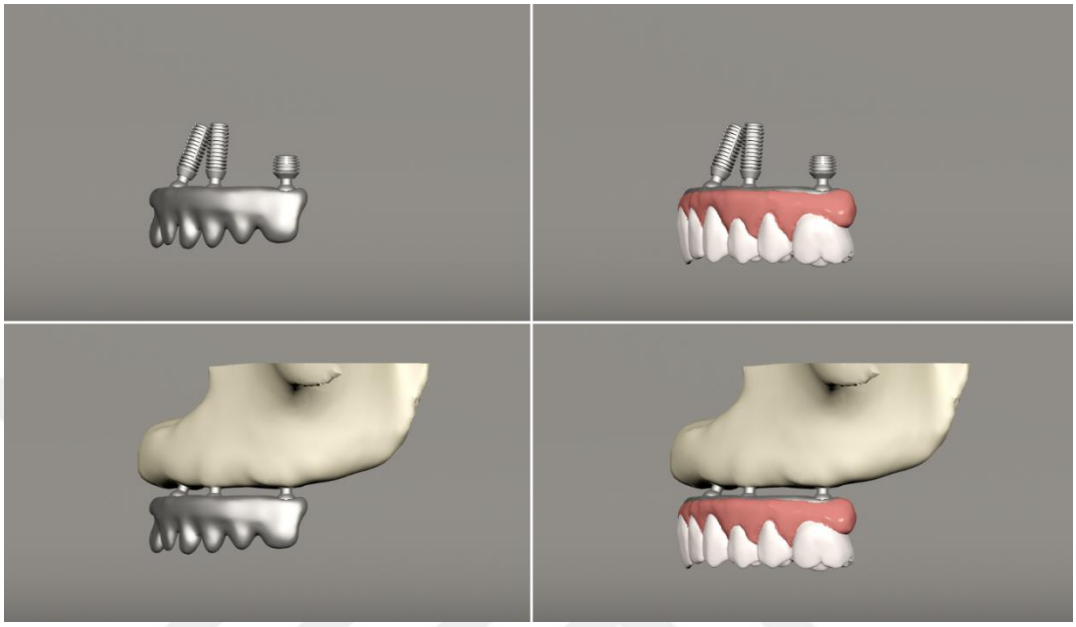
Çalışmamızda dayanak ile implant arası bağlantının vidasız, bağlantı yüzeyleri arasındaki sıkışma ve sürtünme ile gerçekleştiği ‘morse taper’ bağlantı tipi kullanılmış, dayanak uzunluğu 4.5 mm olarak seçilmiştir (Şekil 2.7)



Şekil 2.7. Abutmentlerin modellenmesi

Çalışmamızda implant üstü sabit protez, 12 üyeli köprü restorasyonu şeklinde planlanmıştır. Protezin altyapısı kobalt-krom alaşımından, üst yapısı ise geleneksel feldspatik porselenden (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) oluşturulmuştur (Sevimay ve ark 2005a). Diş eti kısmı akrilik rezinden tasarlanmıştır. Alt yapı yüksekliği 7.3 mm, kron yüksekliği 2 mm, toplam protez yüksekliği 9.3 mm olarak

belirlenmiş ve sistem elemanları birleştirilmiştir (Şekil 2.8). Kron ve abutment arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerinin düşüklüğünden ötürü, analize minimum etki yapacağı düşünülerek göz ardı edilmiştir (Yürekli 2017).



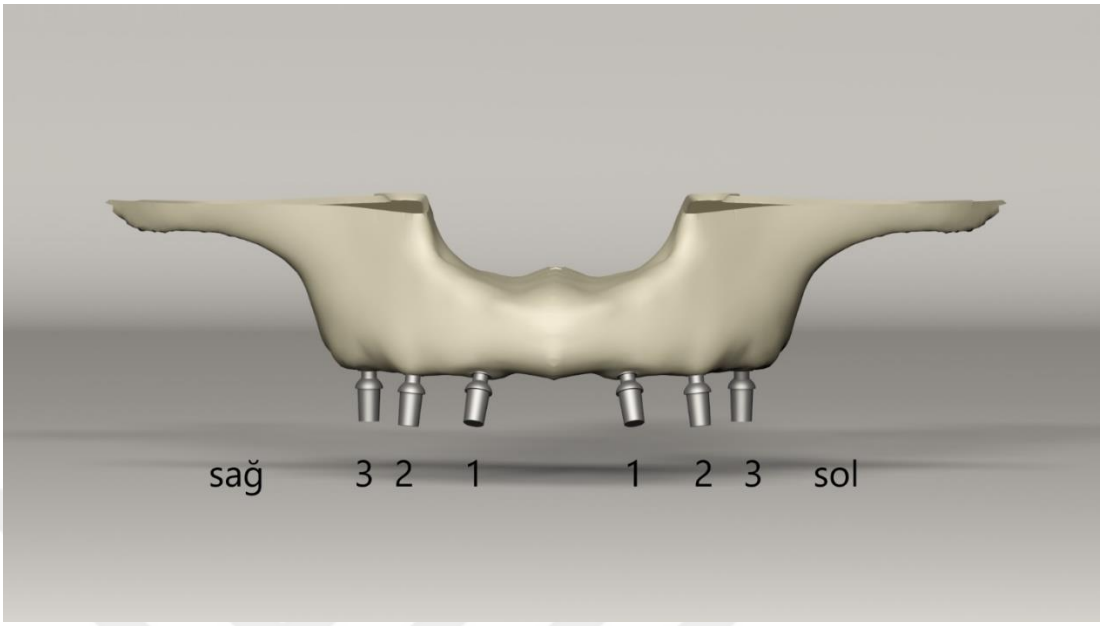
Şekil 2.8. Protez parçalarının modellenmesi

2.1.3. Çalışma Modelleri

Yaptığımız çalışmada; 5 farklı tasarımda, tek taraflı yükleme koşulunda toplam 5 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi. İki farklı grupta analizleri gerçekleştirmek için beş model elde edilmiştir. 'All-on-six' konseptine uygun olarak 6 implantlı modeller bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak hazırlanmıştır. İmplantlar lateral kesici, birinci premolar ve birinci molar bölgelerine yerleştirilmiştir (Almeida 2015).

Her iki grupa ait modellerde lateral kesici, birinci premolar bölgelerinde 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda standart implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) kullanılmıştır. Birinci grupa ait modellerde birinci molar bölgesinde yaygın kullanımı olmayan kısa-geniş implantlar (çap 5 mm, uzunluk 4,5,6 mm) olarak tanımlayabileceğimiz, ikinci grupa ait modellerde ise açılı yerleştirilmiş ve rutin uygulamalarda sıklıkla tercih edilen boyutlarda (5mm çap, 11.5 mm uzunluk) implantlar kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan kısa implantlar, dental implant sektöründe üretilen en küçük boyutlara sahiptir. Bu yaklaşım vertikal yönde aşırı

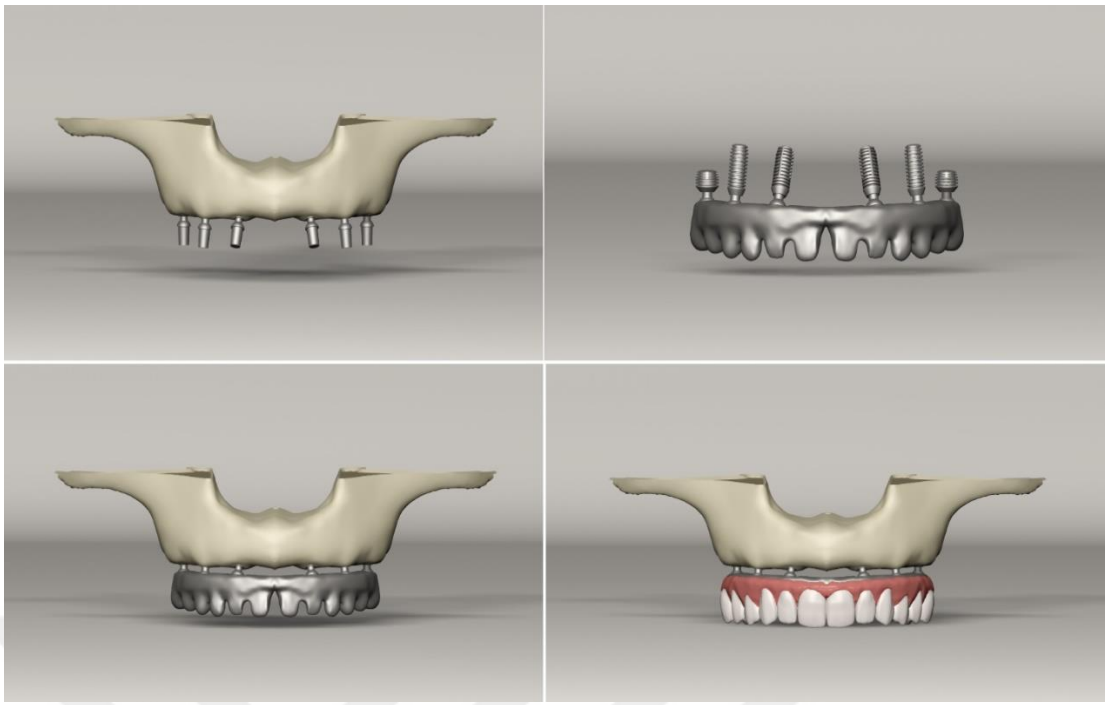
kemik kaybı gösteren maksiller posterior bölgedeki sınır şartlarda, implant kullanımının etkilerini ortaya koyabilmek açısından oldukça önemlidir.



Şekil 2.9. İmplantların kemikteki görünümü

Model 1 (1. Grup)

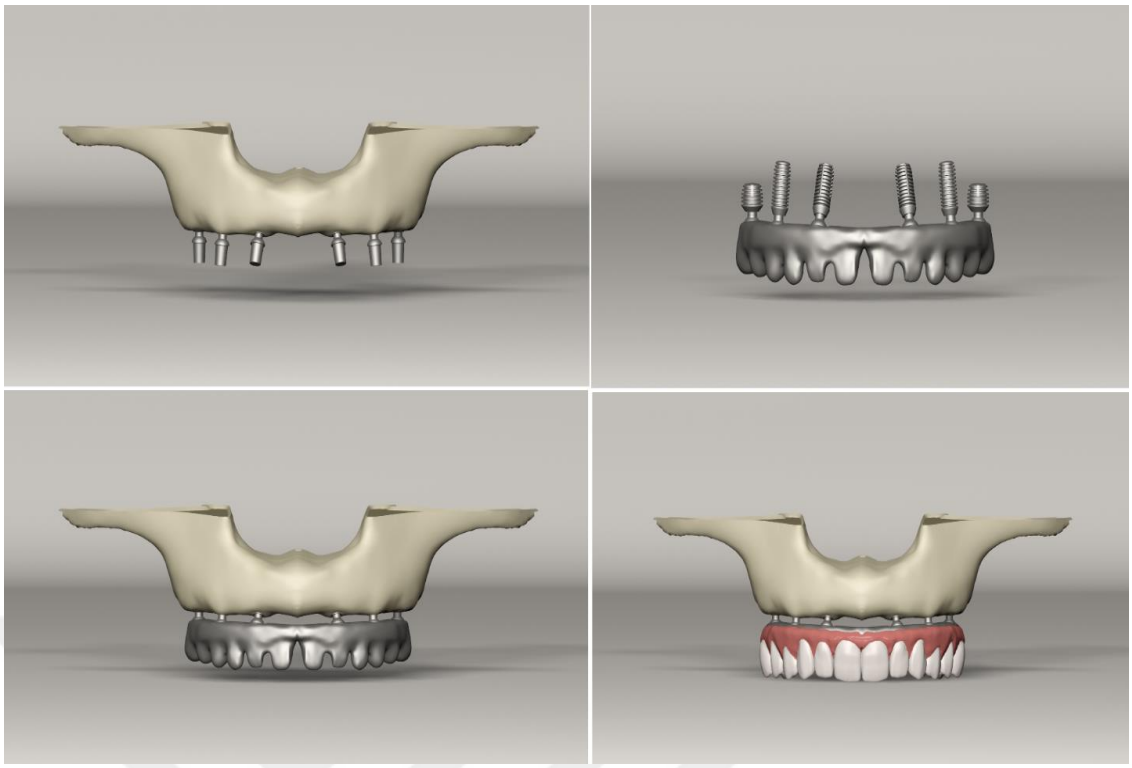
1.Modelde 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) lateral kesici ve birinci premolar bölgelerine yerleştirildi. 5 mm çapında, 4 mm uzunluğunda kısa implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) birinci molar bölgelerine yerleştirildi (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. İmplantların, kobalt-krom alt yapının ve implant üstü protezin modeldeki görünümü

Model 2 (1. Grup)

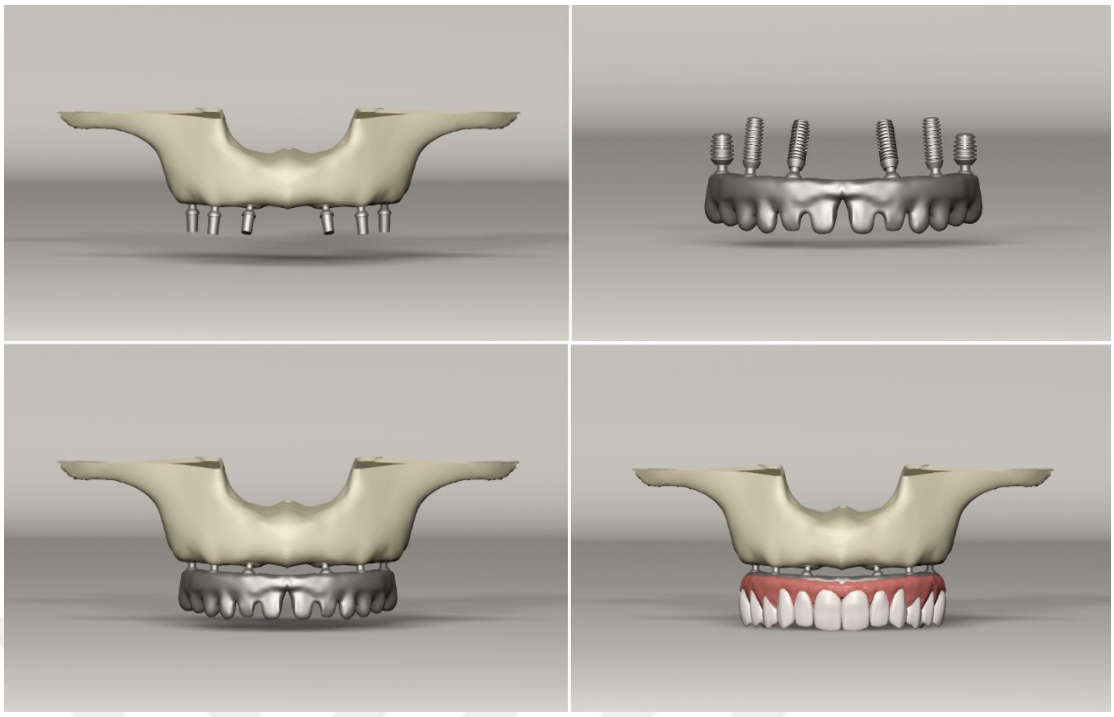
2.Modelde 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) lateral kesici ve birinci premolar bölgelerine yerleştirildi. 5 mm çapında, 5 mm uzunluğunda kısa implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) birinci molar bölgelerine yerleştirildi (Şekil 2.11).



Şekil 2.11.İmplantların,kobalt-krom alt yapının ve implant üstü protezin modeldeki görünümü

Model 3 (1. Grup)

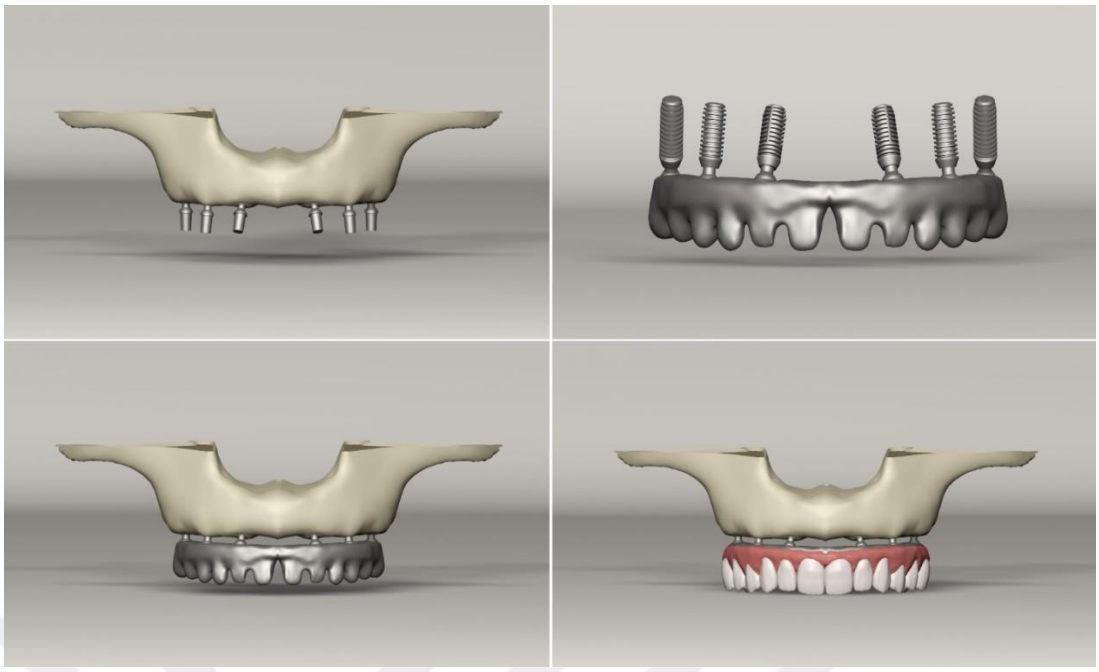
3.Modelde 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) lateral kesici ve birinci premolar bölgelerine yerleştirildi.5 mm çapında,6 mm uzunluğunda kısa implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) birinci molar bölgelerine yerleştirildi (Şekil 2.12).



Şekil 2.11. İmplantların, kobalt-krom alt yapının ve implant üstü protezin modeldeki görünümü

Model 4 (2. Grup)

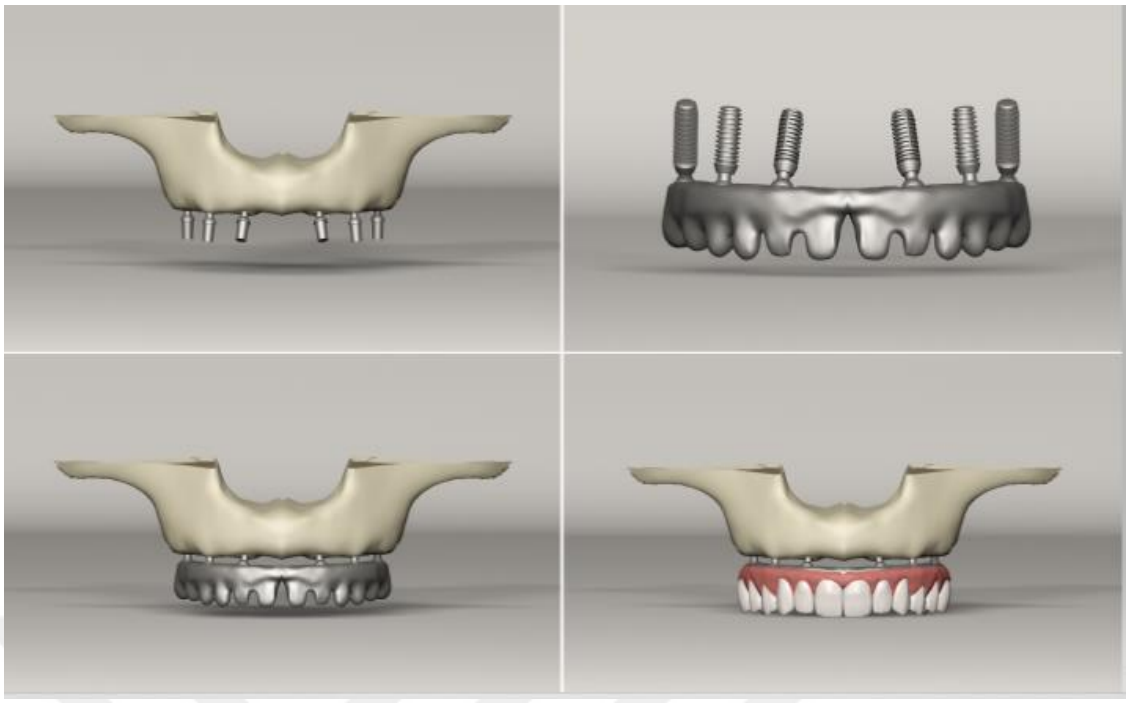
4.Modelde 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) lateral kesici ve birinci premolar bölgelerine yerleştirildi. 5 mm çapında ve 11,5 uzunluğundakı implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) birinci molar bölgelerine 15° eğimli olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 İmplantların,kobalt-krom alt yapının ve implant üstü protezin modeldeki görünümü

Model 5 (2. Grup)

5.Modelde 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) lateral kesici ve birinci premolar bölgelerine yerleştirildi. 5 mm çapında ve 11,5 uzunluğundakı implantlar (BICON 501 Arborway, Boston, USA) birinci molar bölgelerine 25° eğimli olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 2.13).



.

Şekil 2.13 İmplantların, kobalt-krom alt yapının ve implant üstü protezin modeldeki görünümü

2.2. Materyal özellikleri

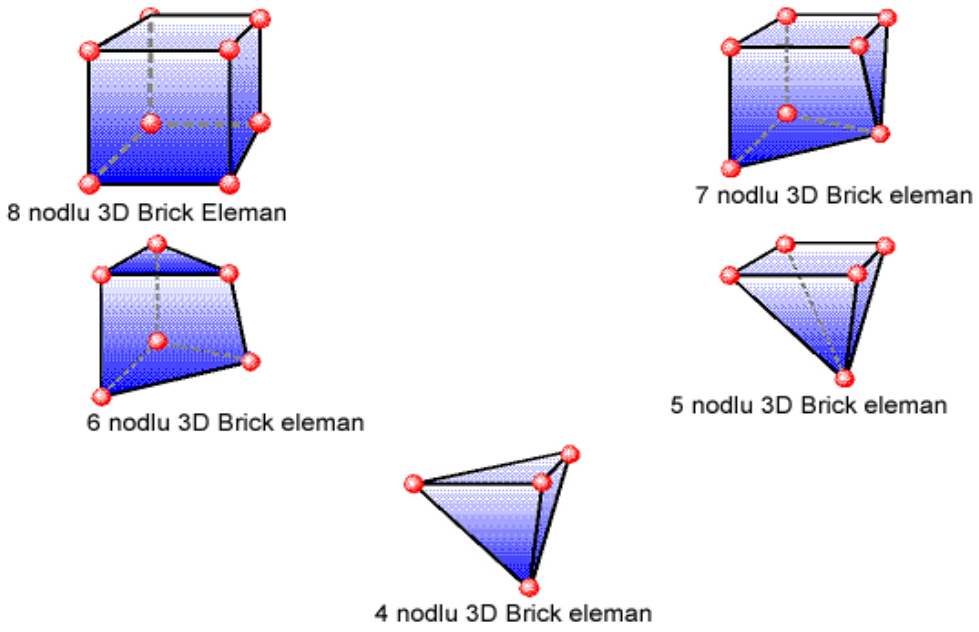
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birinin, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri Çizelge 2.1'de verilmiştir.

	Elastik Modülü(MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13700	0,30
Trabeküler kemik	1370	0,30
Titanyum (implant)	110000	0,35
Co-Cr alt yapı	218000	0,33
Feldspatik Porselen	82800	0,35

Çizelge 2. 1. Yapı ve materyallerin elastik modülleri ve Poisson Oranları

Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 düğümlü elemanlar kullanır. 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanılır (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. 4, 5, 6, 7 ve 8 düğümlü 3 boyutlu elemanlar

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir (Çizelge 2.2).

	Eleman Sayısı	**Düğüm Sayısı**
Model 1 (Grup 1)	1672909	327490
Model 2 (Grup 1)	1616056	313715
Model 3 (Grup 1)	1431714	283646
Model 4 (Grup 2)	1062646	224208
Model 5 (Grup 2)	1051234	221264

Çizelge 2. 2. Modellerde kulanılan eleman ve düğüm sayıları

2.3. Sınır koşulları

Model, çene kemiğinin arka bölgesinden ve alt kısmından her DOF (degree of freedom / serbestlik derecesi)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.15).



Şekil 2. 15. Modelin Sınır Koşullari

2.4. Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Modellerin üzerinde analizler yaparak, doğru sonuçlar elde edebilmek için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla; çalışmamızda analizi yapılacak tüm modellerde, kortikal kemik ile trabeküler kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir. Ayrıca kemik dokusu ile implant, implant ile dayanak ve dayanak ile üst yapı materyalleri arasındakı bağlantı, basıncı kesintisiz olarak iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

2.5. Yükleme Koşulları

Yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler, yarıçapı 1 cm olan yarım daire şeklindeki rijit gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 300N olacak şekilde uygulanmıştır. Foodstuff'ın uygulanma pozisyonu tek taraflı olmak üzere sol posterior bölgede 2. premolar ile 1. molar dişler arasındadır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini simüle edecek şekilde planlanmıştır (Şekil 2.16)



Şekil 2. 16. Modellerin yükleme koşulları

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

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 miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

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

Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan gerilme (çekme) tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan sıkışma tipi gerilimi ifade eder. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyum ve metal alaşımlarda oluşan stresler incelenirken ise özellikle Von Misses stresleri dikkate alınır (Gümüş 2007). Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir verebilmektedir (Shigley 2004).

Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilir. Tüm stres değerleri renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir.

3.BULGULAR

Kısa ve açılı implantların kullanıldığı 3 boyutlu modellerde, rijit bir yapıya sahip gıda parçası modellemesi ile posterior tek taraflı 300 N'luk kuvvet uygulanması sonucunda, kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ve implantlarda meydana gelen von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizinin sonuçlarında eksi değerler basma streslerini, artı değerler ise çekme streslerini belirtmektedir. Araştırmamızın sonunda elde edilen bulgularda kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik dokusu gibi kırılgan materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde daha doğru sonuçlar veren asal stres değerlerinden; titanyum gibi çekilebilir bir materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde ise daha güvenli sonuç veren Von Misses stres değerlerinden faydalanılmıştır. Aynı zamanda Von Mises Stres değerleri kırılgan materyallerin bünyesinde oluşan stres dağılımı hakkında genel bir bilgi elde etmek amacıyla da kullanılabilir. Ancak Von Mises değerleri yapıda oluşan streslerin türü hakkında bir fikir vermemektedir.

Çalışmamızda, all-on-six konseptinin kullanıldığı tam dişsiz atrofik maksillada birinci molar bölgesinde dikey yerleştirilmiş kısa ve açılı yerleştirilmiş uzun implantların biyomekanik davranışlarını karşılaştırmak için hazırlanan 5 farklı tedavi modeline ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir.

3.1. Kortikal Kemik Bulguları

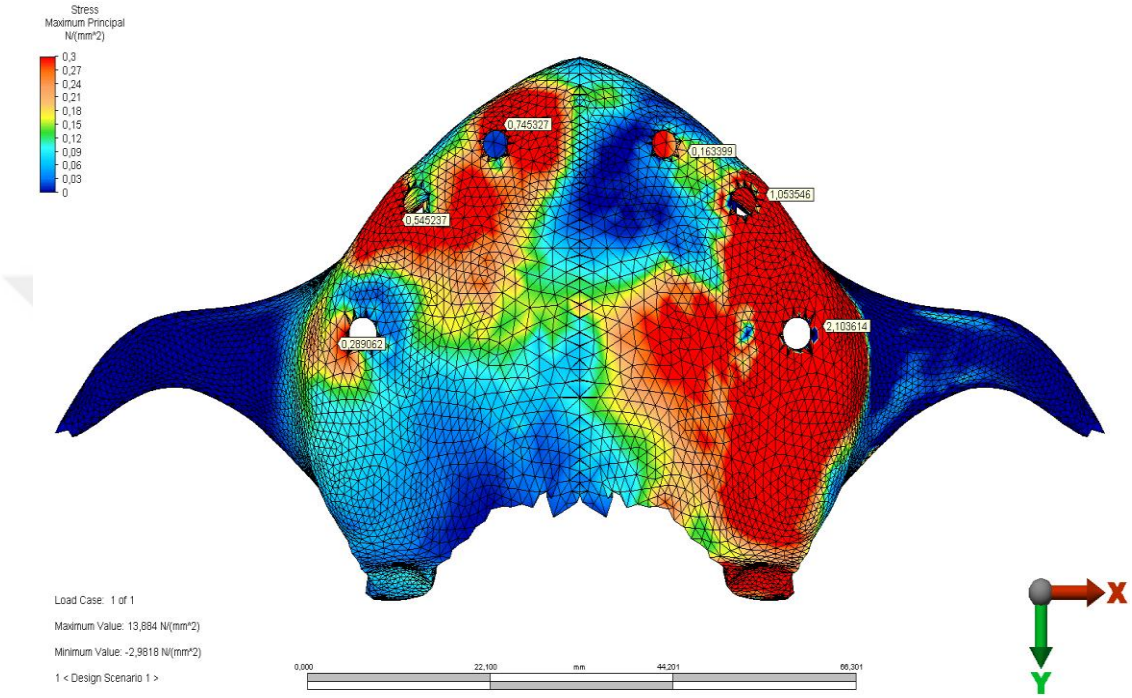
Kortikal kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındakı stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

3.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress:σmax)

1.Grup (Kısa İmplantlar)

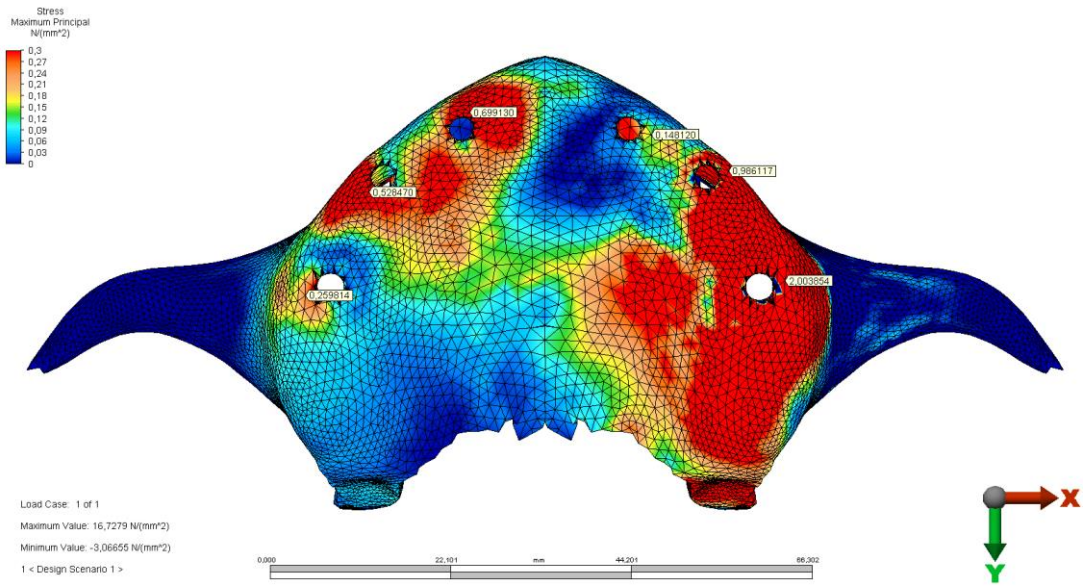
Model 1: Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 2,103614 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme

stres değeri 1,053546 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,163399 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,745327 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,545237 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,289063 MPa'dır (Şekil 3.1)



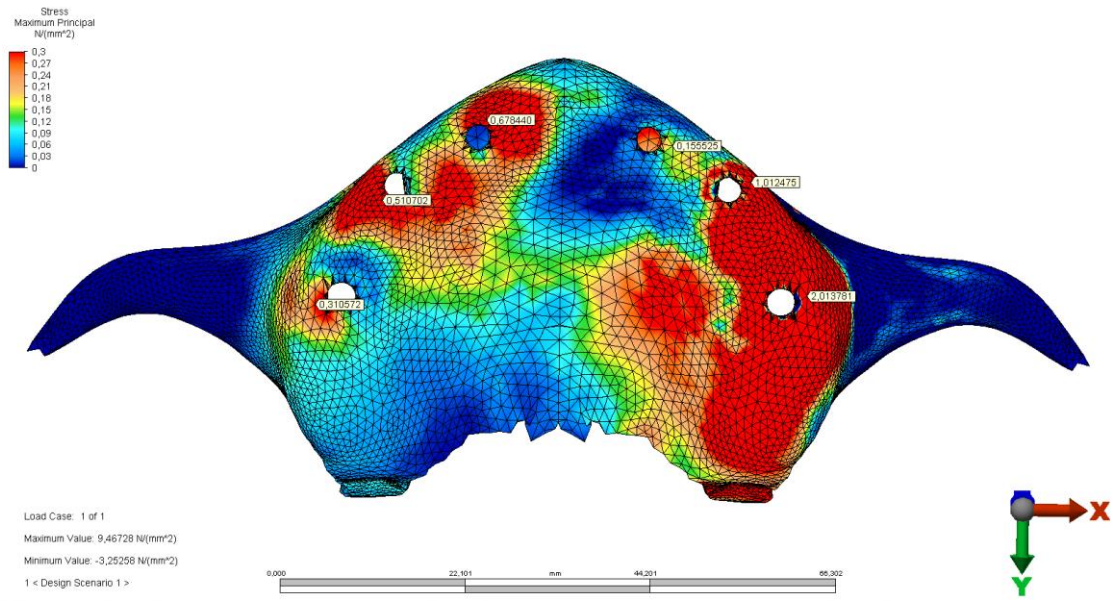
Şekil 3.1. Model 1'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

Model 2: Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 2,003854 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,986117 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,148120 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,699130 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,528470 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,259814 MPa'dır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Model 2'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

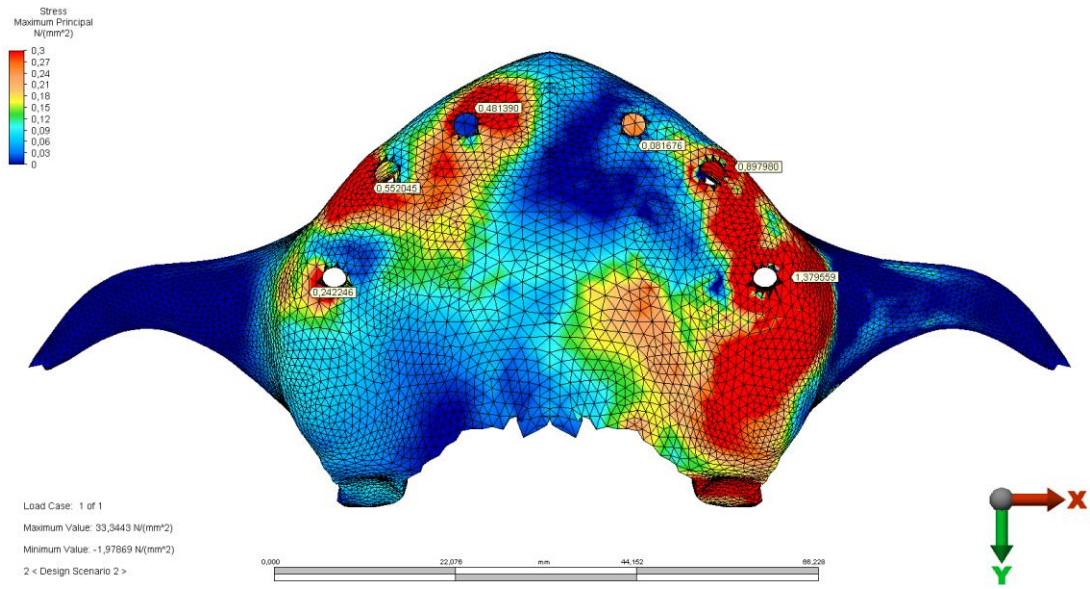
Model 3: Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 2,013781 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 1,012475 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,155525 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,678440 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,510702 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,310572 MPa'dır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Model 3'te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

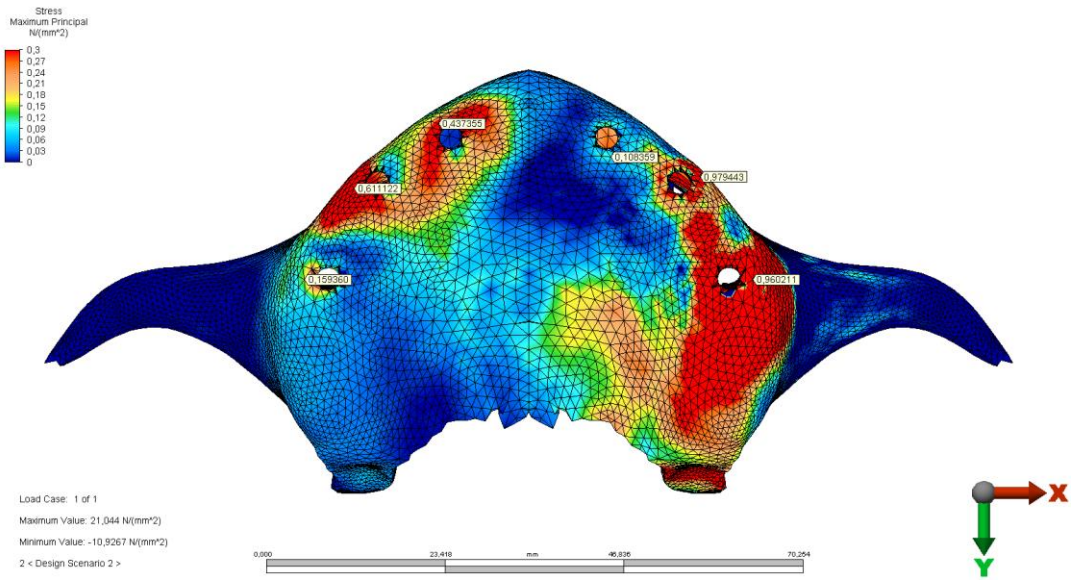
2.Grup (Açılı İmplantlar)

Model 4: Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,379559 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,897980 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,081676 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,481390 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,552045 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,242246 MPa'dır (Şekil 3.4)



Şekil 3.4. Model 4'te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

Model 5: Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,979443 MPa olarak sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,960211 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,108359 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,437355 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,611122 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,159360 MPa'dır (Şeki l3.5)

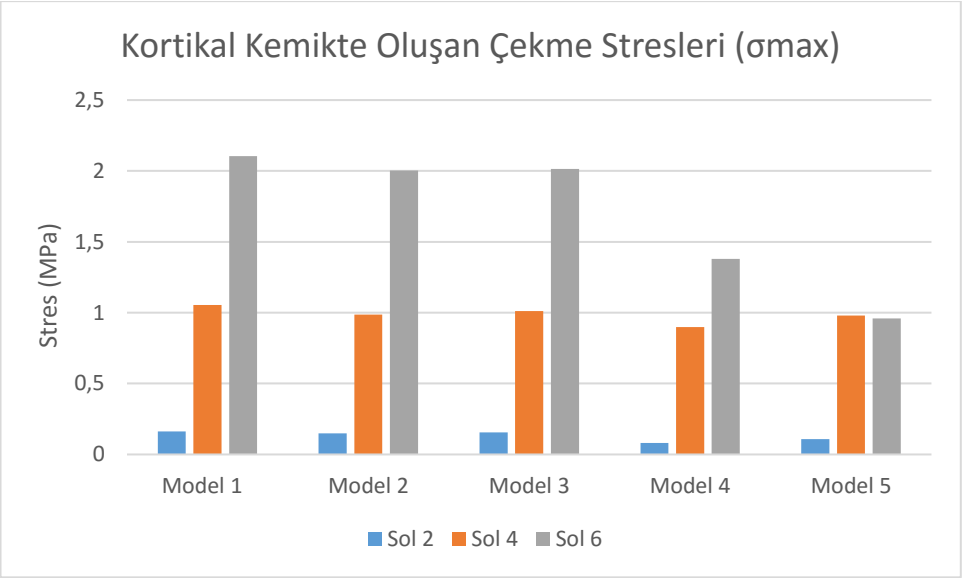


Şekil 3.5. Model 5'te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

Yükleme sonrası tüm modellerdeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde (Çizelge 3.1); en yüksek çekme stres değerleri 1.Model'de sol 6 numaralı implantın çevresinde 2,103614 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 3.6).

	Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (MPa)					
	Sağ 6	Sağ 4	Sağ 2	Sol 2	Sol 4	Sol 6
Model 1	0,289062	0,545237	0,745327	0,163399	1,053546	2,103614
Model 2	0,259814	0,528470	0,699130	0,148120	0,986117	2,003854
Model 3	0,310572	0,510702	0,678440	0,155525	1,012475	2,013781
Model 4	0,242246	0,552045	0,481390	0,081676	0,897980	1,379559
Model 5	0,159360	0,611122	0,437355	0,108359	0,979443	0,960211

Çizelge 3.1. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri (σmax)

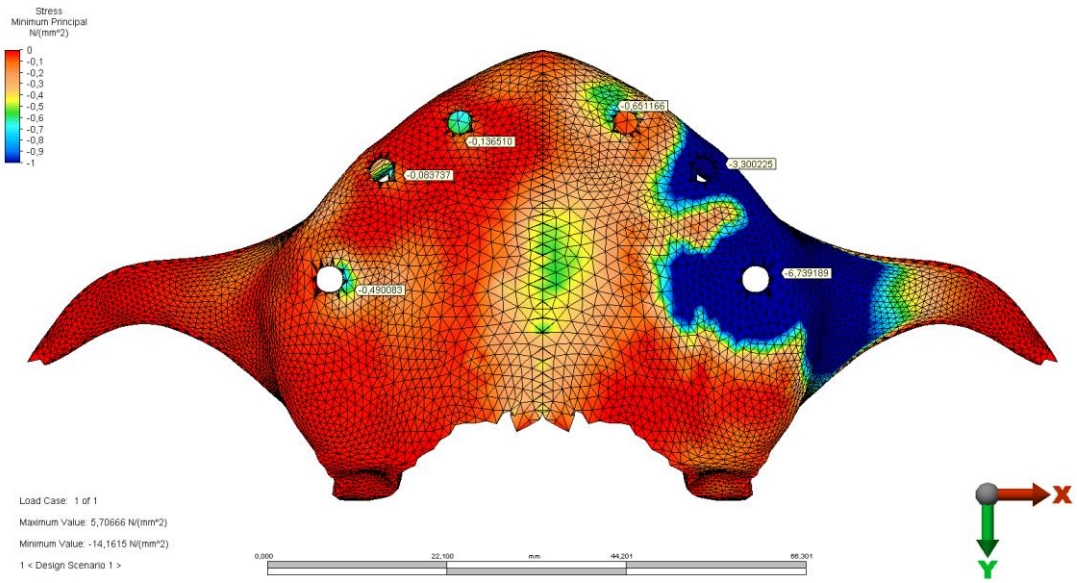


Şekil 3.6. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (σmax)

3. 1. 2. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σmin)

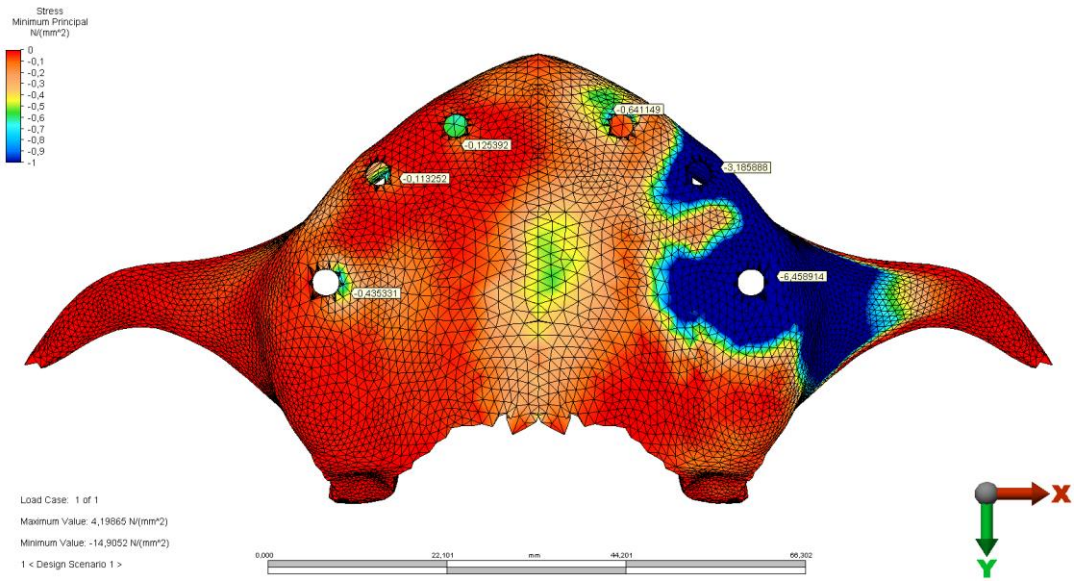
1.Grup (Kısa İmplantlar)

Model 1: Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -6,739189 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -3,300225 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,651166 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,136510 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,083737 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,490083 MPa'dır (Şekil 3.7).



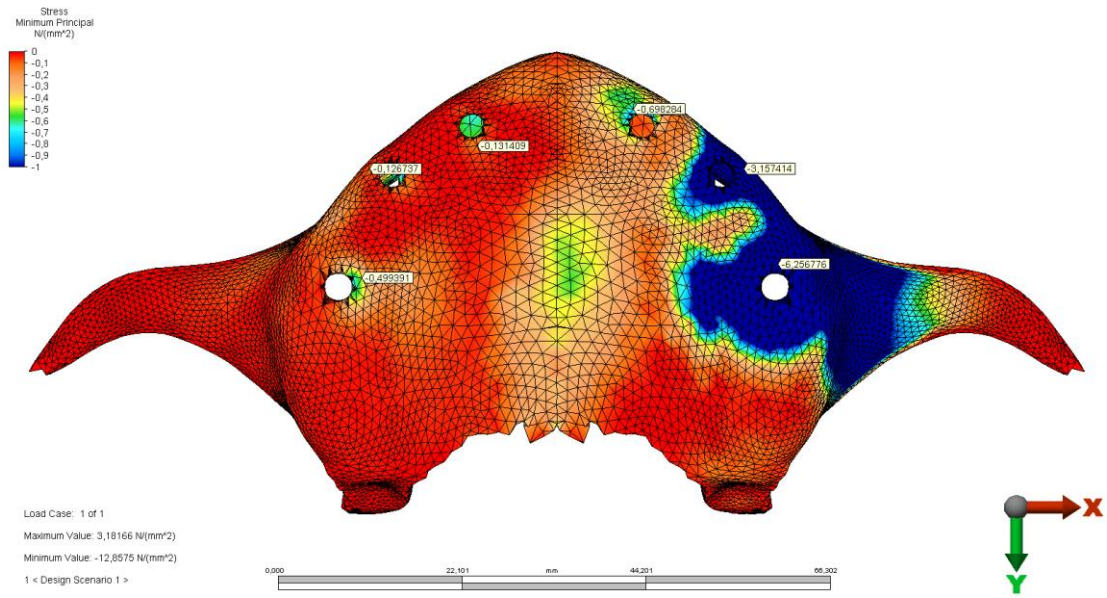
Şekil 3. 7. Model 1'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

Model 2: Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -6,458914 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -3,185888 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,641149 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,125392 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,113252 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,435331 MPa'dır (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Model 2'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

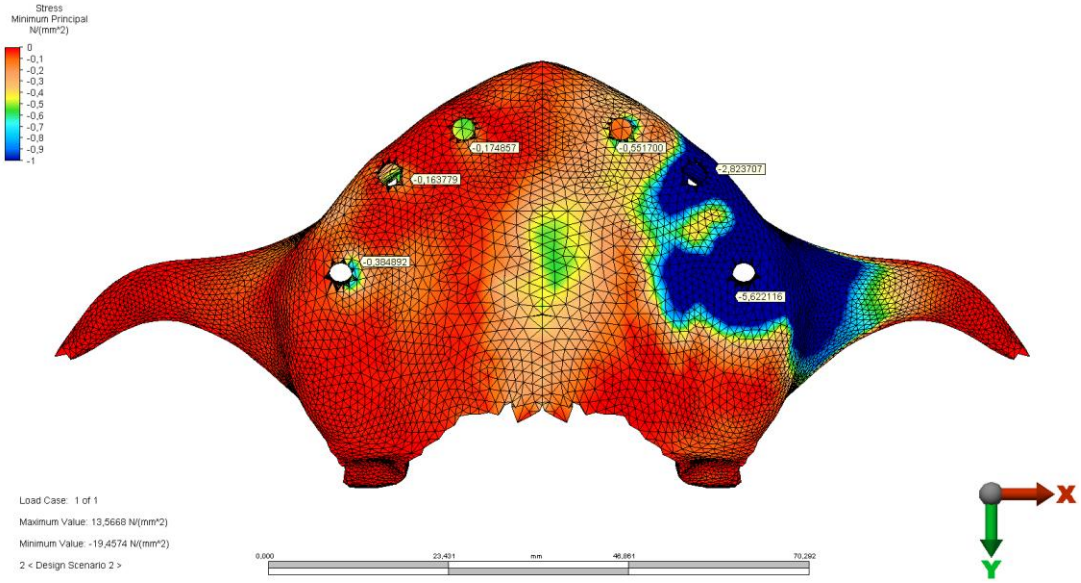
Model 3: Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -6,256776 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -3,157414 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,698284 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,131409 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,126737 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,499391 MPa'dır (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9. Model 3'te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

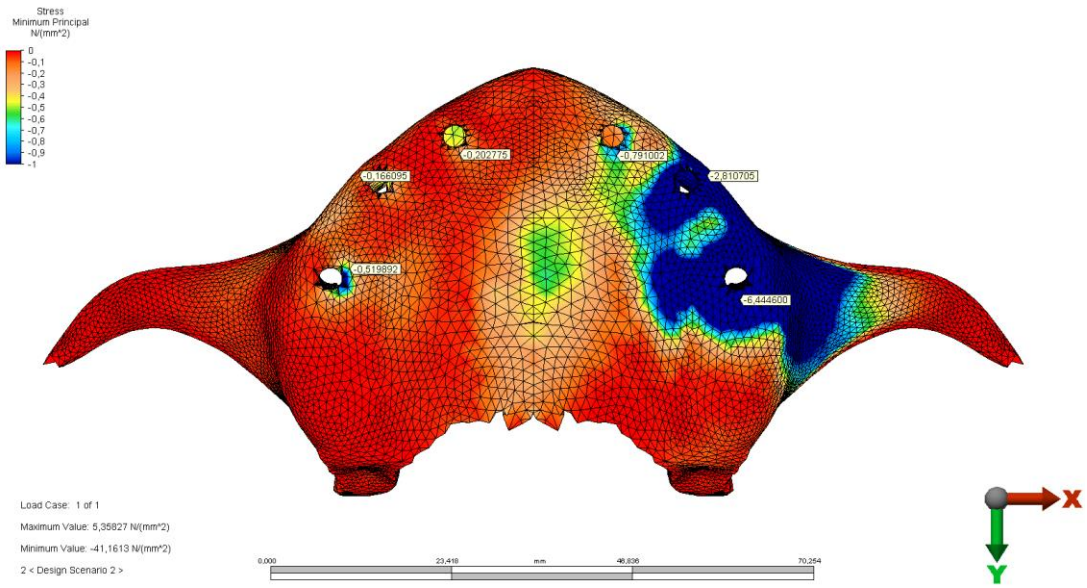
2.Grup (Açılı İmplantlar)

Model 4: Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,622116 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -2,823707 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,551700 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,174857 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,163779 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,384892 MPa'dır (Şekil 3.10).



Şekil 3. 10. Model 4'te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

Model 5: Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -6,444600 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -2,810705 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,791002 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,202775 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,166095 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,519892 MPa'dır (Şekil 3.11).

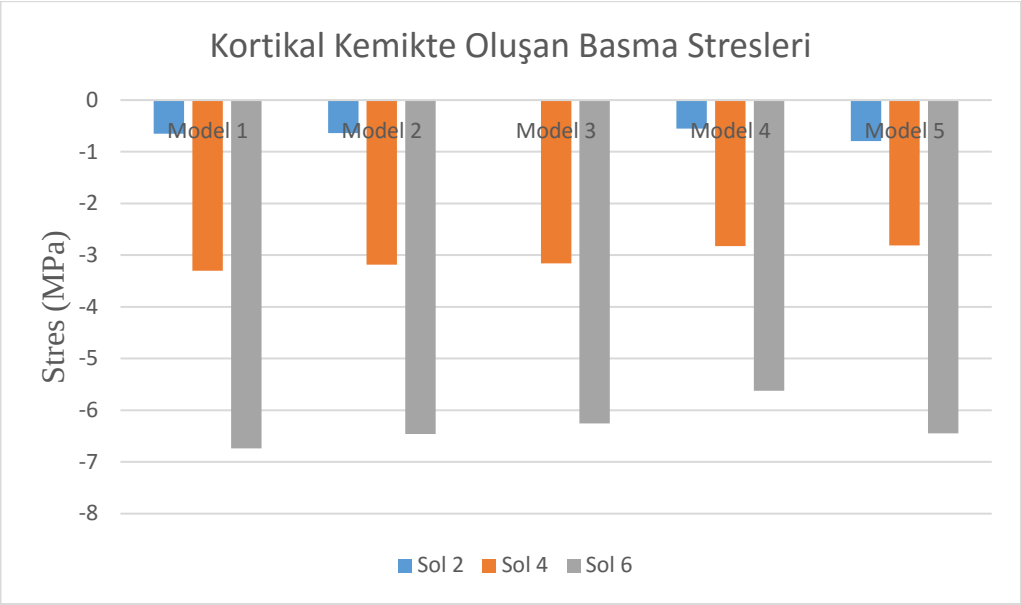


Şekil 3. 11. Model 5'te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

Yükleme sonrası tüm modellerdeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde (Çizelge 3.2); en yüksek basma stres değerleri 1.Model'de sol 6 numaralı implantın çevresindeki kortikal kemikte -6,739189 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 3.12).

	Kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri (MPa)					
	Sağ 6	Sağ 4	Sağ 2	Sol 2	Sol 4	Sol 6
Model 1	-0,490083	-0,083737	-0,136510	-0,651166	-3,300225	-6,739189
Model 2	-0,435331	-0,113252	-0,125392	-0,641149	-3,185888	-6,458914
Model 3	-0,499391	-0,126737	-0,131409	-0.698284	-3,157414	-6,256776
Model 4	-0,384892	-0,163779	-0,174857	-0,551700	-2,823707	-5,622116
Model 5	-0,519892	-0,166095	-0,202775	-0,791002	-2,810705	-6,444600

Çizelge 3.2. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri (σmin)



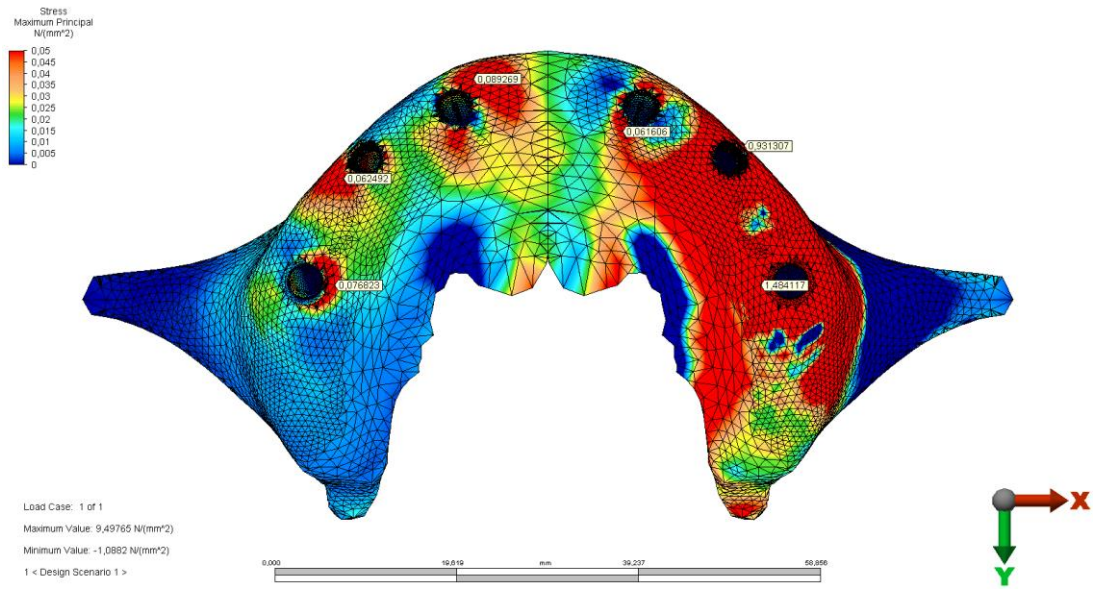
Şekil 3.12. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri (σmin)

3.2. Trabeküler Kemik Bulguları

3.2.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σmax)

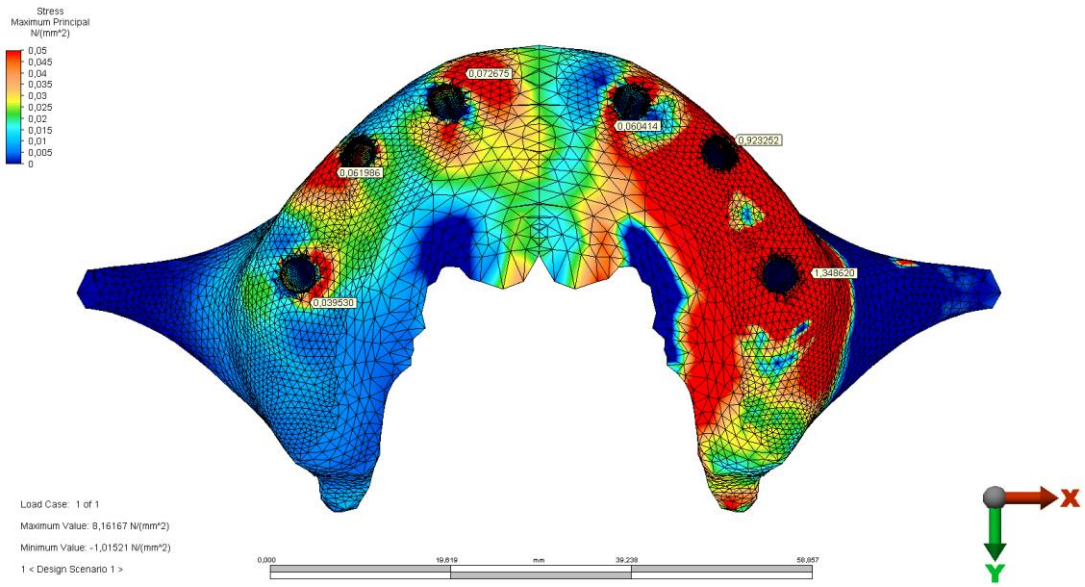
1.Grup (Kısa İmplantlar)

Model 1: Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,484117 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,931307 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,061606 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,089269 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,062492 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,076823 MPa'dır (Şekil 3.13).



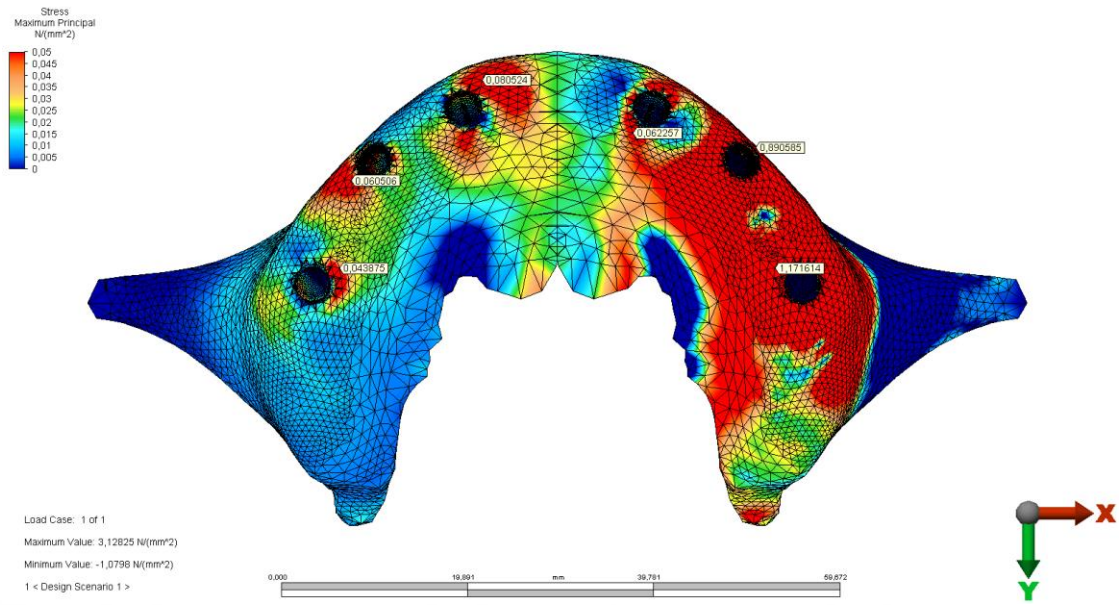
Şekil 3.13. Model 1' de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

Model 2: Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,348620 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,923252 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,060414 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,072675 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,061986 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,039530 MPa'dır (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Model 2' de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

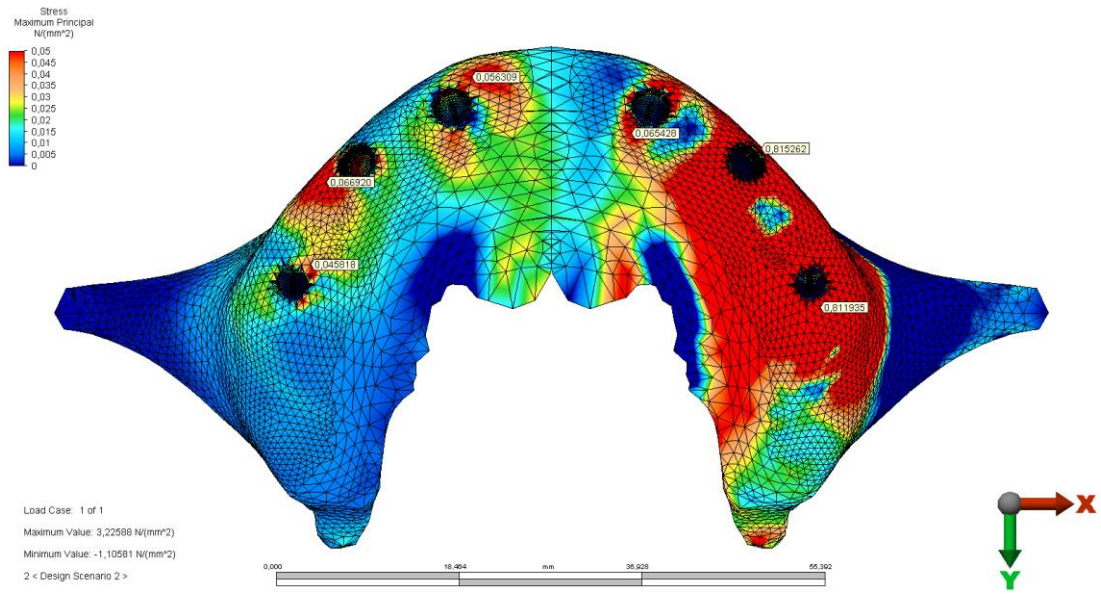
Model 3: Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,171614 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,890585 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,062257 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,080524 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,060506 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,043875 MPa'dır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Model 3' te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

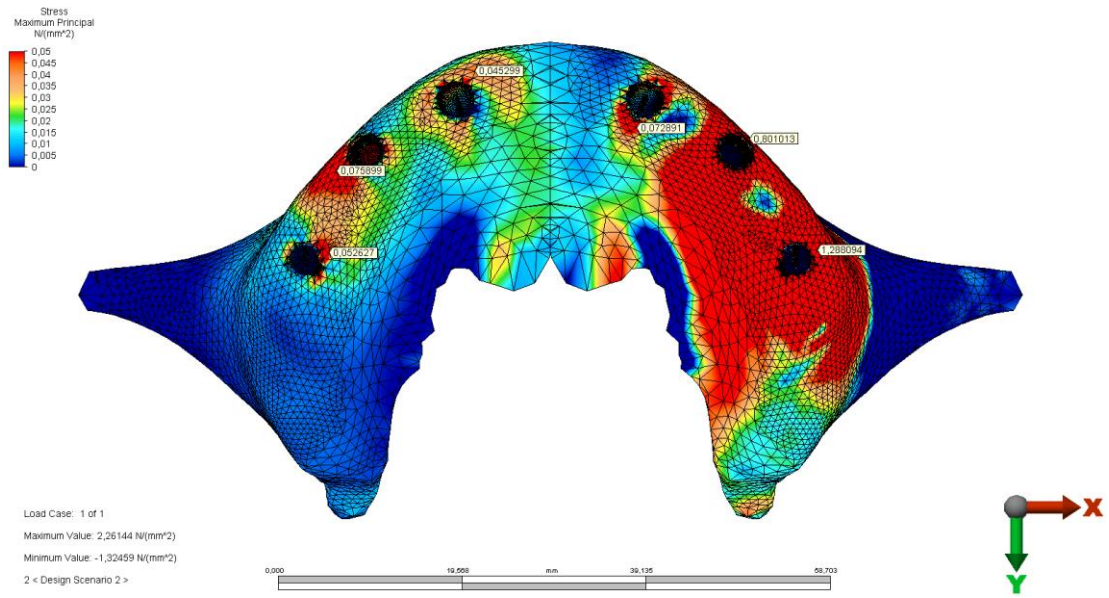
2.Grup (Açılı İmplantlar)

Model 4: Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,811935 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,815262 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,065428 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,056309 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,066920 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,045818 MPa'dır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Model 4' te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

Model 5: Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,288094 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,801013 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri 0,072891 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek çekme stres değeri 0,045299 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,075899 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek çekme stres değeri 0,052627 MPa'dır (Şekil 3.17).

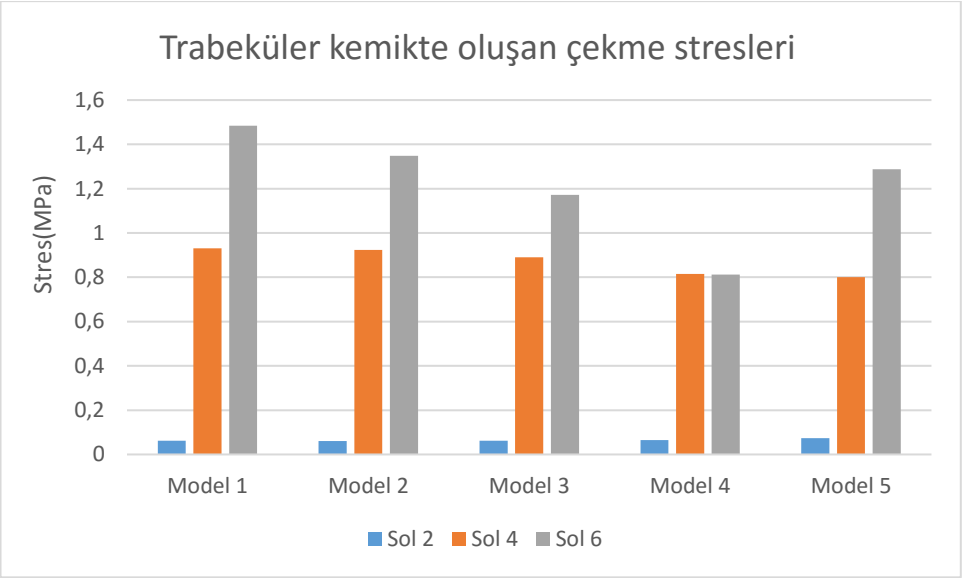


Şekil 3.17. Model 5' te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

Yükleme sonrası tüm modellerdeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde (Çizelge 3.3); en yüksek çekme stres değerleri 1.Model'de sol 6 numaralı implantın çevresinde 1,484117 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 3.18).

	Trabeküler kemikteki çekme stres değerleri (MPa)					
	Sağ 6	Sağ 4	Sağ 2	Sol 2	Sol 4	Sol 6
Model 1	0,076823	0,062492	0,089269	0,061606	0,931307	1,484117
Model 2	0,039530	0,061986	0,072675	0,060414	0,923252	1,348620
Model 3	0,043875	0,060506	0,080524	0,062257	0,890585	1,171614
Model 4	0,045818	0,066920	0,056309	0,065428	0,815262	0,811935
Model 5	0,052627	0,075899	0,045299	0,072891	0,801013	1,288094

Çizelge 3.3. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri (σmax)

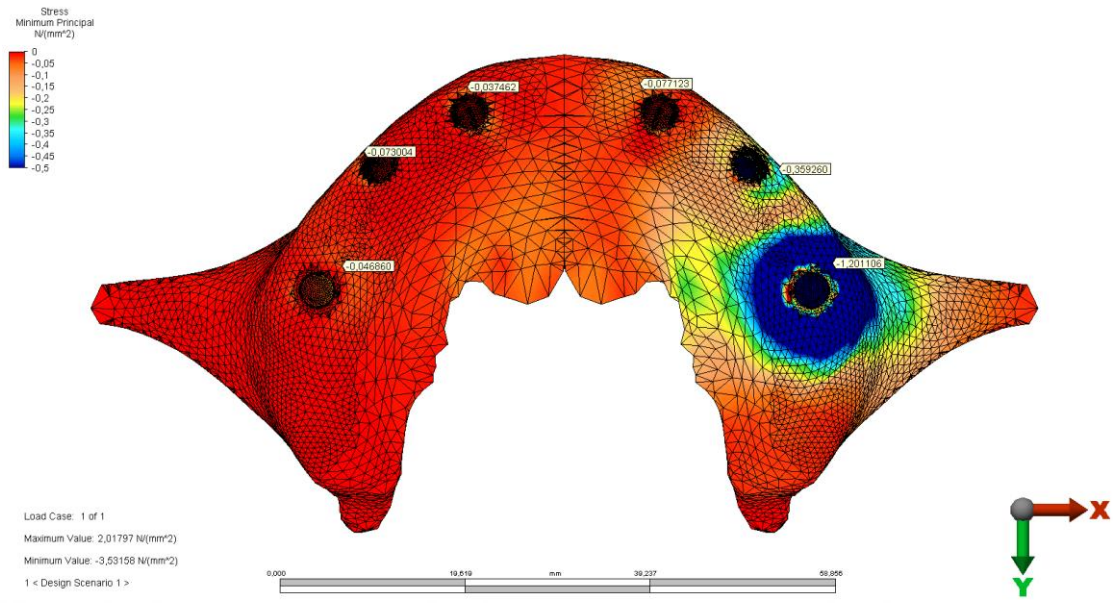


Şekil 3.18. Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σmax)

3. 2. 2. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress:σmin)

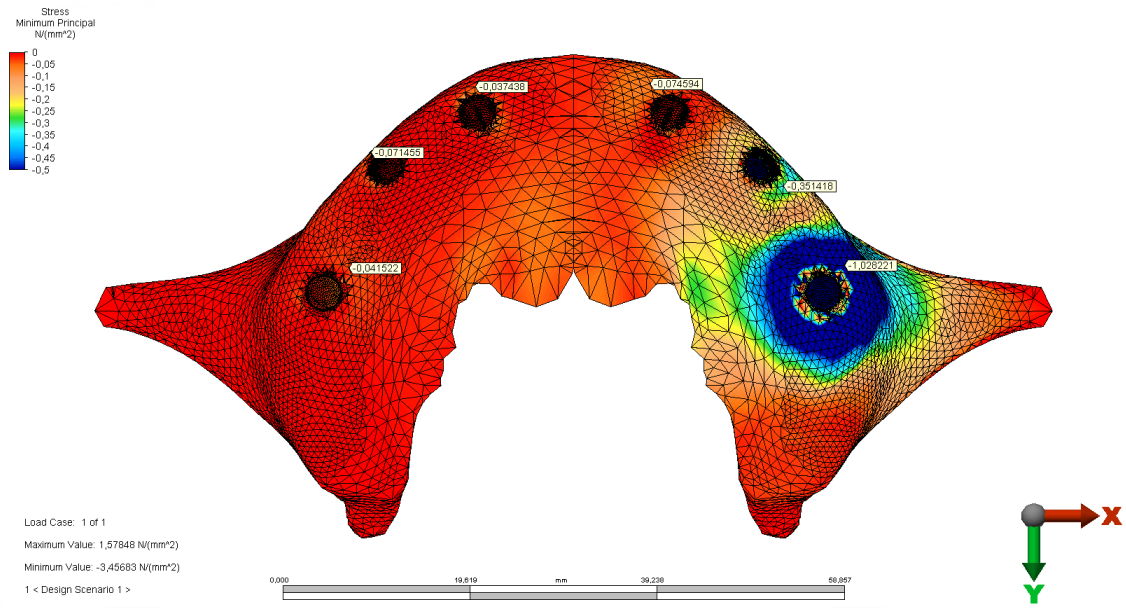
1.Grup (Kısa İmplantlar)

Model 1: Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,201106 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,359260 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,077123 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,037462 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,073004 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,046860 MPa'dır (Şekil 3.19).



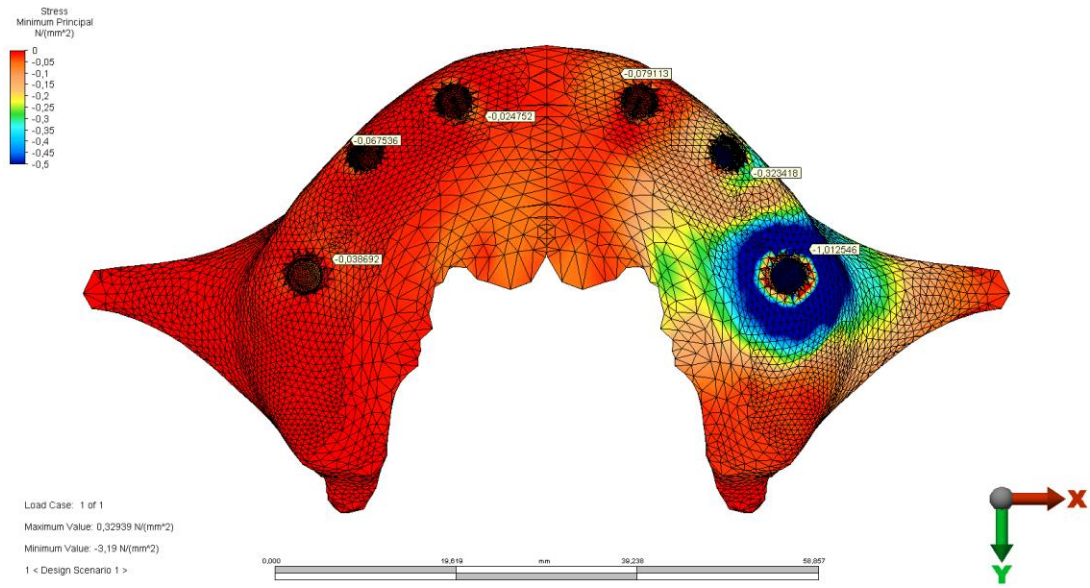
Şekil 3.19. Model 1'de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

Model 2: Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,028221 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,351418 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,074594 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,037438 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,071455 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,041522 MPa'dır (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Model 2'de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

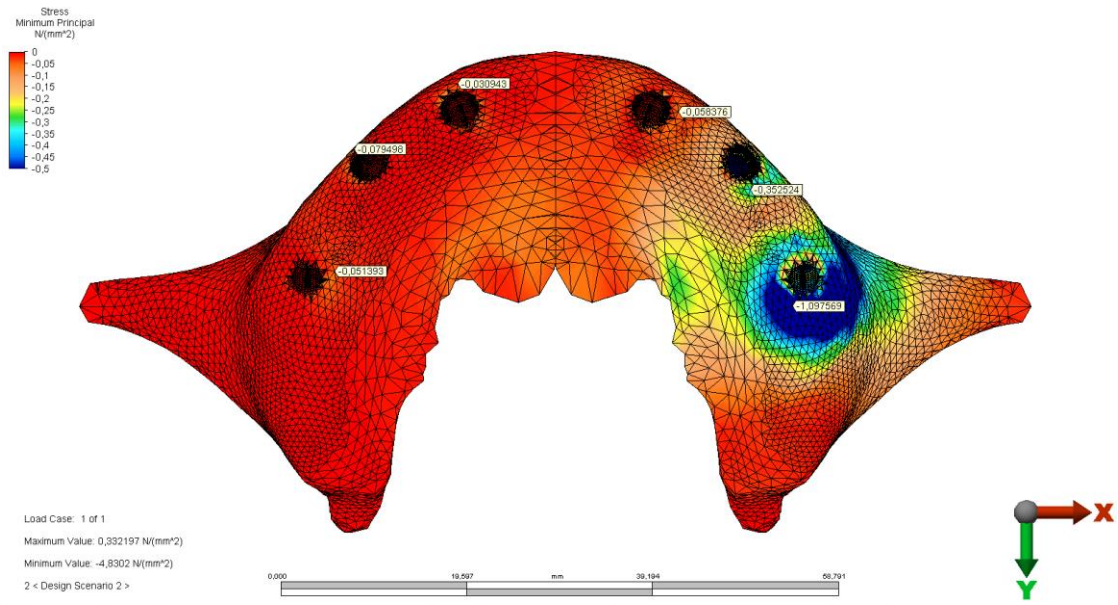
Model 3: Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,012546 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,323418 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,079113 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,024752 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,067536 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,038692 MPa'dır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Model 3'te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

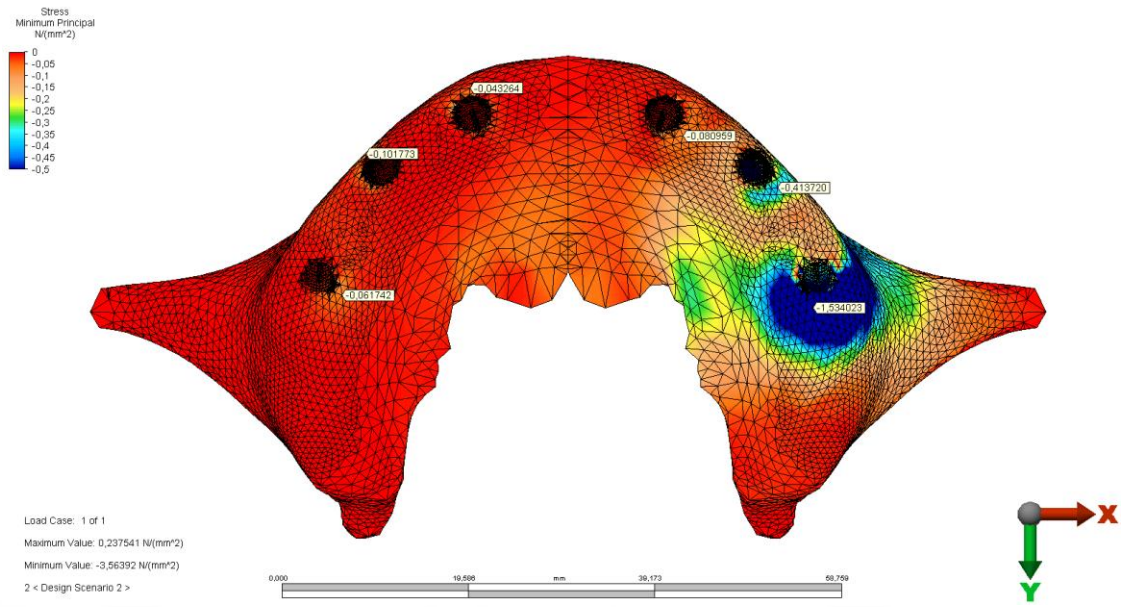
2.Grup (Açılı İmplantlar)

Model 4: Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,097569 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,352524 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,058376 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,030943 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,079498 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,051393 MPa'dır (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Model 4'te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

Model 5: Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,534023 MPa olarak sol 6 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Sol 4 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,413720 MPa olarak; 2 numaralı implantı çevreleyen trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri -0,080959 MPa olarak tespit edilmiştir. Sağ 2 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte tespit edilen en yüksek basma stres değeri -0,043264 MPa; sağ 4 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,101773 MPa; sağ 6 numaralı implantın çevresindeki en yüksek basma stres değeri -0,061742 MPa'dır (Şekil 3.23).

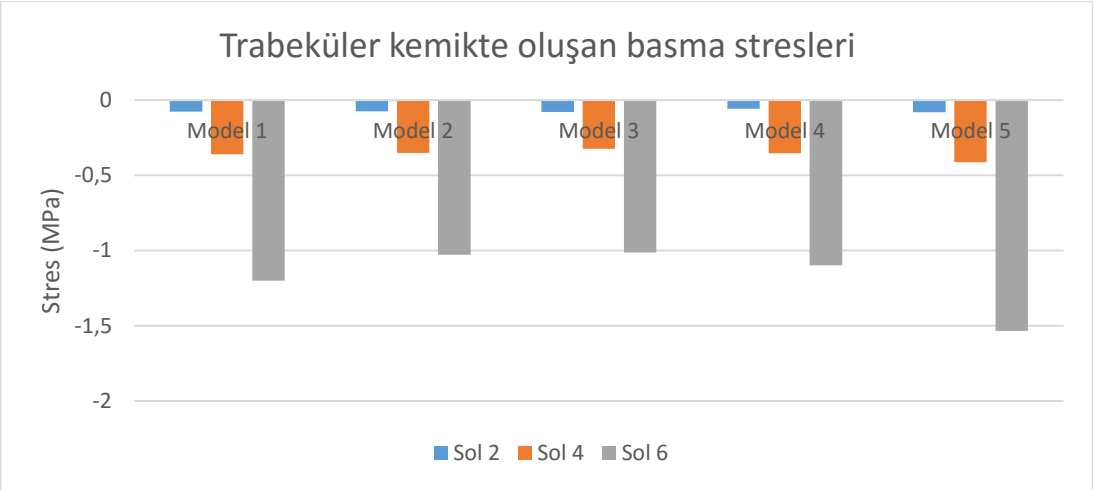


Şekil 3.23. Model 5'te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

Yükleme sonrası tüm modellerdeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde (Çizelge 3.4); en yüksek çekme stres değerleri 5.Model'de sol 6 numaralı implantın çevresindeki trabeküler kemikte -1,534023 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 3.24).

	Trabeküler kemikteki basma stres değerleri(MPa)					
	Sağ 6	Sağ 4	Sağ 2	Sol 2	Sol 4	Sol 6
Model 1	-0,046860	-0,073004	-0,037462	-0,077123	-0,359260	-1,201106
Model 2	-0,041522	-0,071455	-0,037438	-0,074594	-0,351418	-1,028221
Model 3	-0,038692	-0,067536	-0,024752	-0,079113	-0,323418	-1,012546
Model 4	-0,051393	-0,079498	-0,030943	-0,058376	-0,352524	-1,097569
Model 5	-0,061742	-0,101773	-0,043264	-0,080959	-0,413720	-1,534023

Çizelge 3.4. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri (σmin)

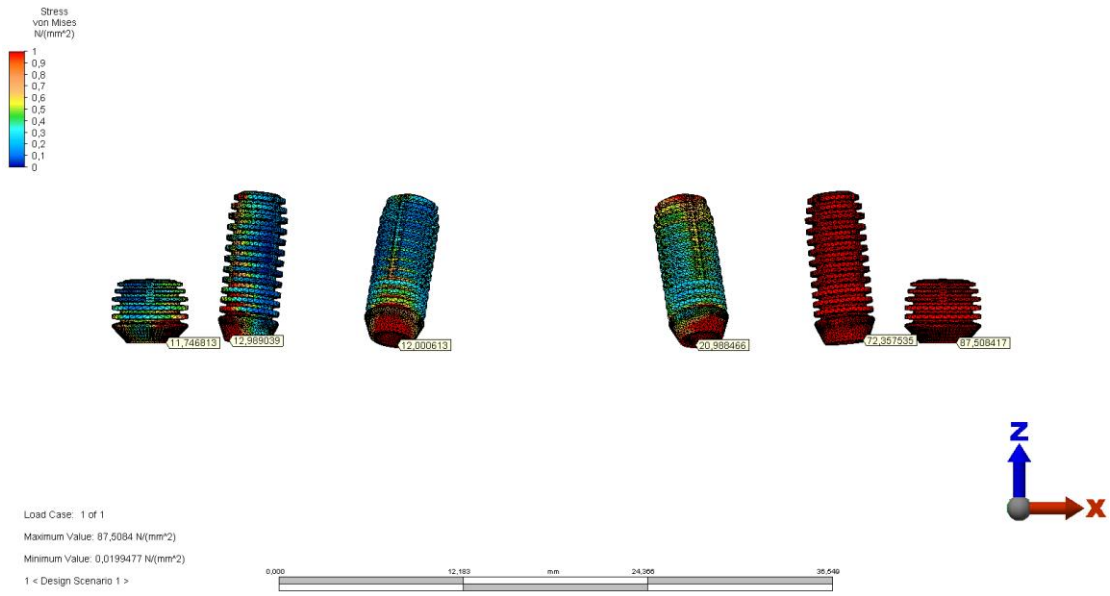


Şekil 3.24. Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σmin)

3. 3. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Değerleri (σvM)

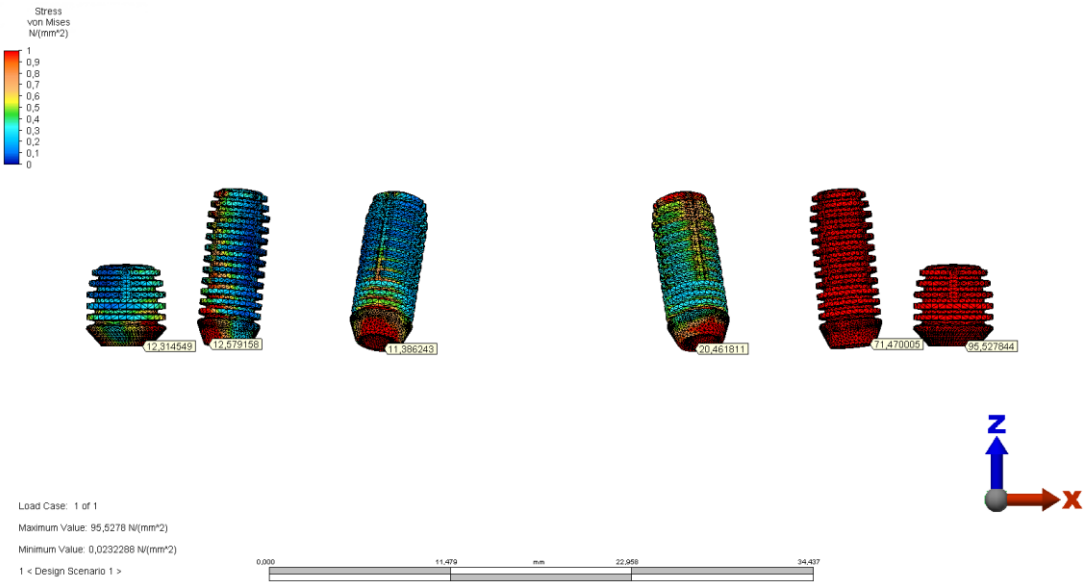
1.Grup (Kısa İmplantlar)

Model 1: Sol birinci molar bölgesine yerleştirilmiş 6 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 87,508417 MPa ,sol birinci premolar bölgesine yerleştirilmiş 4 numaralı implant için bu değer 72,357535 MPa, lateral kesici bölgesine yerleştirilmiş 2 numaralı implant için bu değer 20,988465 MPa'dır.Sağ 2 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 12,000613 MPa iken; bu değer sağ 4 numaralı implantda 12,989039 MPa,sağ 6 numaralı implantda 11,746813 MPa'dır (Şekil 3.25).



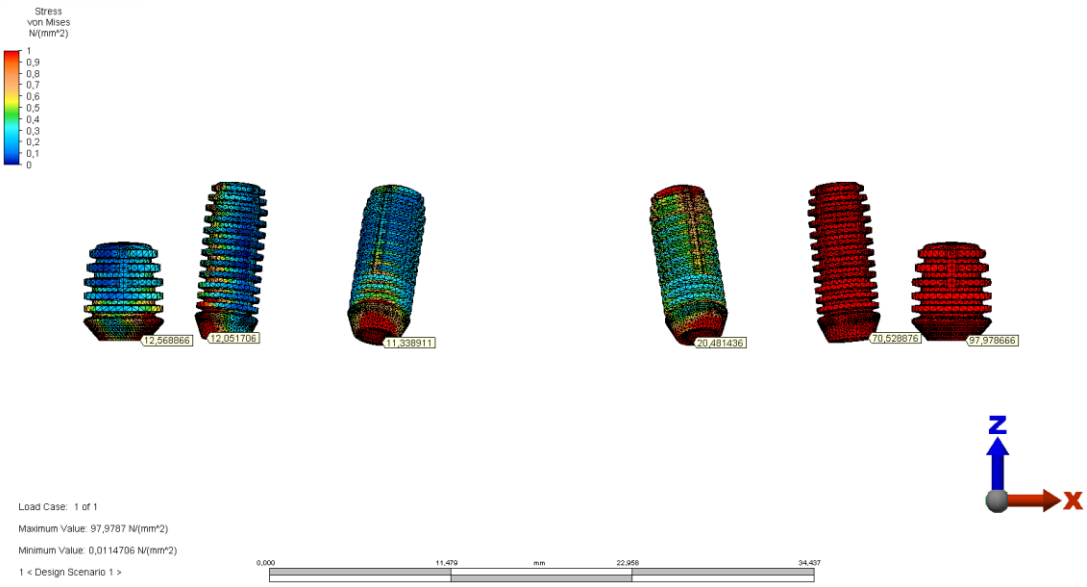
Şekil 3.25. Model 1' de implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Model 2: Sol birinci molar bölgesine yerleştirilmiş 6 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 95,527844 MPa, sol birinci premolar bölgesine yerleştirilmiş 4 numaralı implant için bu değer 71,470005 MPa, lateral kesici bölgesine yerleştirilmiş 2 numaralı implant için bu değer 20,461811 MPa'dır.Sağ 2 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 11,386249 MPa iken;bu değer sağ 4 numaralı implantda 12,579158 MPa,sağ 6 numaralı implantda 12,314549 MPa'dır (Şekil 3.26).



Şekil 3.26. Model 2' de implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

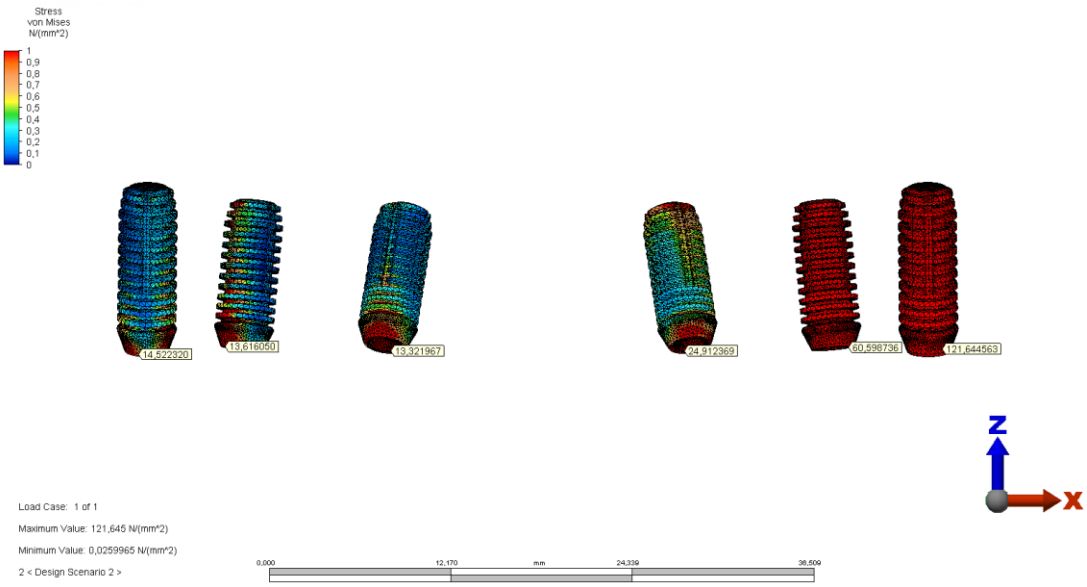
Model 3: Sol birinci molar bölgesine yerleştirilmiş 6 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 97,978666 MPa, sol birinci premolar bölgesine yerleştirilmiş 4 numaralı implant için bu değer 70,528876 MPa, lateral kesici bölgesine yerleştirilmiş 2 numaralı implant için bu değer 20,481496 MPa'dır.Sağ 2 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 11,338911 MPa iken;bu değer sağ 4 numaralı implantda 12,051706 MPa,sağ 6 numaralı implantda 12,568866 MPa'dır (Şekil 3.27).



Şekil 3.27. Model 3' te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

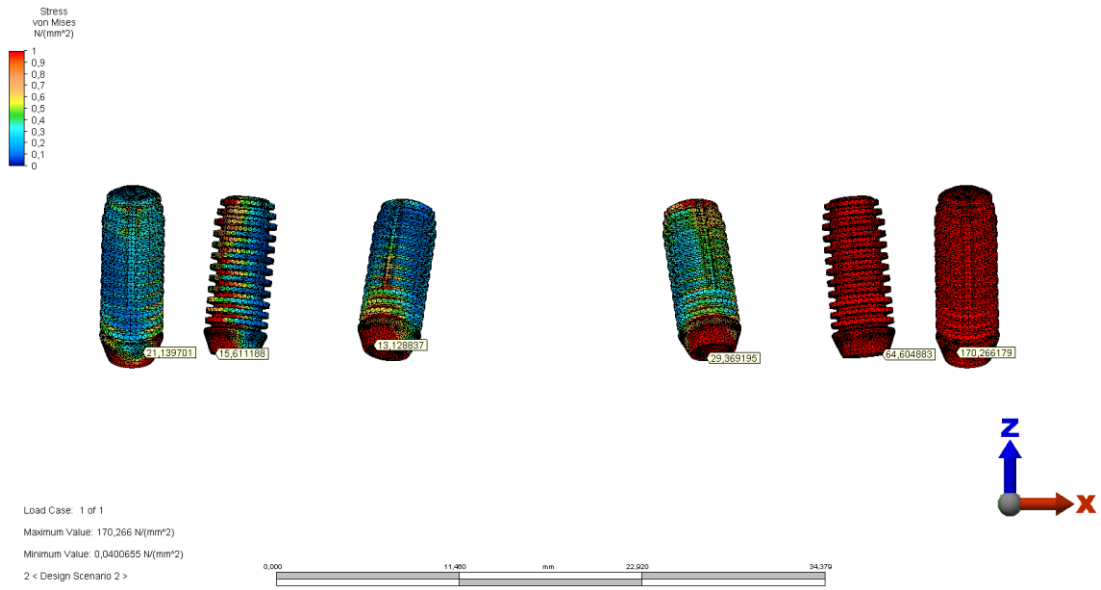
2.Grup (Açılı İmplantlar)

Model 4: Sol birinci molar bölgesine yerleştirilmiş 6 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 121,644563 MPa, sol birinci premolar bölgesine yerleştirilmiş 4 numaralı implant için bu değer 60,598796 MPa, lateral kesici bölgesine yerleştirilmiş 2 numaralı implant için bu değer 24,912369 MPa'dır.Sağ 2 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 13,321967 MPa iken;bu değer sağ 4 numaralı implantda 13,616050 MPa,sağ 6 numaralı implantda 14,522320 MPa'dır (Şekil 3.28).



Şekil 3.28. Model 4' te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

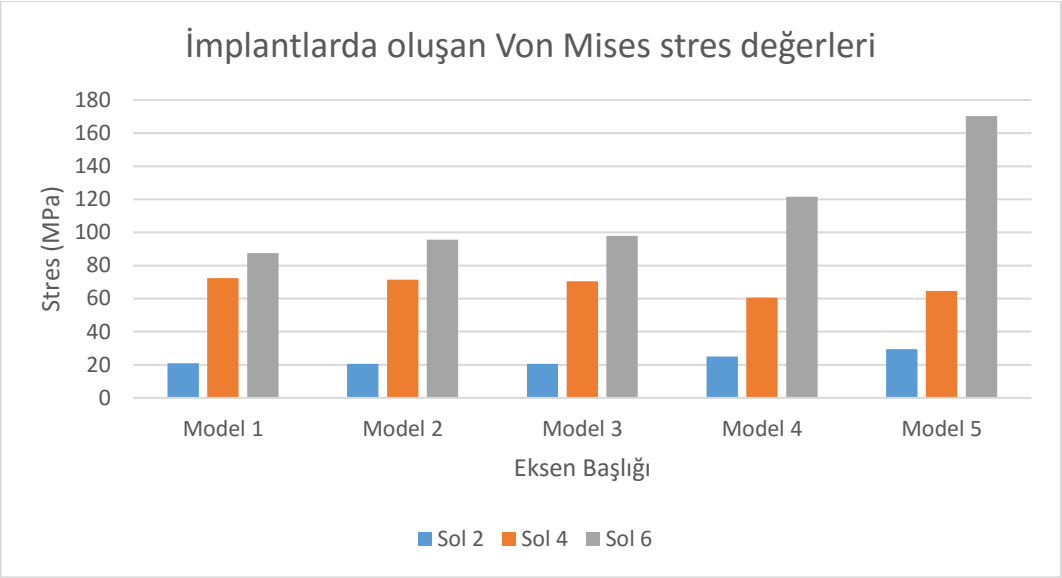
Model 5: Sol birinci molar bölgesine yerleştirilmiş 6 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 170,266179 MPa,sol birinci premolar bölgesine yerleştirilmiş 4 numaralı implant için bu değer 64,604883 MPa, lateral kesici bölgesine yerleştirilmiş 2 numaralı implant için bu değer 29,369195 MPa'dır.Sağ 2 numaralı implantın boyun bölgesinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değeri 13,128837 MPa iken;bu değer sağ 4 numaralı implantda 15,611188 MPa,sağ 6 numaralı implantda 21,139701 MPa'dır (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. Model 5' te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

	İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri(MPa)					
	Sağ 6	Sağ 4	Sağ 2	Sol 2	Sol 4	Sol 6
Model 1	11,746813	12,989039	12,000613	20,988465	72,357535	87,508417
Model 2	12,314549	12,579158	11,386249	20,461811	71,470005	95,527844
Model 3	12,568866	12,051706	11,338911	20,481496	70,528876	97,978666
Model 4	14,522320	13,616050	13,321967	24,912369	60,598796	121,644563
Model 5	21,139701	15,611188	13,128837	29,369195	64,604883	170,266179

Çizelge 3.5. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



Şekil 3.30. İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

4. TARTIŞMA

İmplant destekli protezler, güvenilir fonksiyonel ve estetik sonuçları nedeniyle tam veya kısmen dişsiz hastalar için yaygın olarak tercih edilen başarılı bir tedavi seçeneğidir (Friberg ve ark 2008, Behnaz ve ark 2015). Mandibula (% 95) ve maksillanın (% 90) implant rehabilitasyonu için yüksek başarı oranları bildirilmiştir (Gümrükçü ve ark 2017). İmplantın başarı oranı çene kemiğinin anatomisi, kemik kalitesi / hacmi, implant tasarımı, cerrahi prosedürler ve implantın yüzey özelliklerine bağlıdır (Dilek ve ark 2008, Ogawa ve ark 2010).

Öngörülebilir sonuçlara rağmen implant rehabilitasyonu için başarısızlık riski de vardır. Olumsuz çalışma koşullarına bağlı marjinal kemik kaybının implant tedavisindeki başarısızlığın en önemli nedeni olduğunu gösteren klinik çalışmalar mevcuttur.Yüksek stresler, implant rehabilitasyonunun prognozunu olumsuz etkileyen kemik rezorpsiyonuna neden olabilir (Tada ve ark 2003).

Osseointegrasyon süreci ve kemik dokusu ile implant arasında daha geniş bir arayüz alanı sağlayan standart uzunlukta implantların kullanılması başarılı bir tedavi için önemli etkenlerdir (Renouard ve Nisand 2006, Al-Hashedi ve ark 2014, Lemos ve ark 2016). Bu nedenle implant rehabilitasyonunun başarısını sağlamak için standart uzunlukta implantların kullanılması önemlidir (Gümrükçü ve ark 2017). Ancak aşırı atrofik çenelere sahip hastalarda implant uygulamalarında zorluklar yaşanmaktadır. Maksillanın posterior bölgesinde kemik yoğunluğunun düşük olması ve bu bölgenin maksiller sinüsle komşu olması implant uygulanmalarını zorlaştırmakla beraber, başarı oranını da azaltmaktadır. Ayrıca, oklüzal yükler posterior bölgede ön bölgeye göre önemli ölçüde daha yüksektir (Misch 2008). Periodontal sebepler, yanlış diş çekimi, diş çekimi sonrası kemik kaybı ve maksiller sinüste yaşanan pnömotizasyon artışı, posterior maksillada alveolar kemik seviyesinde azalmaya neden olmaktadır. Bu gibi sebeplerden dolayı kemik seviyesinde ortaya çıkan yetersizlik, konvansiyonel yöntemlerle standart uzunlukta implantların yerleştirilmesi işlemini zorlaştırabilir (Levi ve ark 2017). Bu sebeple, atrofik kret bölgelerinde yeterli kemik elde ederek standart boyda implantların yapılabilmesi için literatürde birçok teknik tanımlanmıştır; yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, kemik greftleri, distraksiyon osteogenezi, sinus elavasyonu (Renouard ve Nisand 2017). Ancak bu ileri cerrahi işlemler; komplikasyon riskini artıran, daha ileri teknik beceri isteyen, yüksek maliyeti olan ve tedavi sürecini uzatan işlemlerdir (Buser ve ark 2002).

Malo ve arkadaşları (2005) tarafından, atrofik dişsiz çenelerde ogmentasyon işlemlerine gerek kalmadan, implant yerleşimi problemini çözmek amacıyla all-on-four konsepti geliştirilmiştir. Bu konsept; yeterli kemik hacmi bulunmayan tam dişsiz çenelerin kısa tedavi süresi ve düşük hasta morbiditesiyle protetik rehabilitasyonuna olanak sağlar. Bu teknikte 4 implant kullanılmaktadır; anterior bölgeye vertikal olarak 2 implantın, posterior bölgeye eğimli olarak 2 implantın yerleştirilmesiyle tam dişsiz çenenin sabit protez ile rehabilitasyonu yapılmaktadır (Maló ve ark 2007).

Ancak all-on-four konseptinde çene atrofisinin derecesine ve posterior implantın pozisyonuna bağlı olarak kantilever varlığı kaçınılmaz olabilir; bu gibi durumlarda ise protetik yapılarda komplikasyon riski %50 oranına kadar yükselebilir (Maló ve Lopes 2011). Balkaya ve arkadaşları (2014) tarafından all-on-four konsepti üzerine yapılan bir çalışmada kortikal kemikteki en yüksek stres değerleri, tüm implant modelleri için yükleme noktasına yakın distal implantların distolingual yönü üzerinde görülmüştür. Bu sonuç, kantilever üzerine uygulanan dikey bir yükün implantların tüm yüzeyine eşit olarak dağılmadığını ortaya koymaktadır. Kantilever uzantıları, implantlar üzerinde açılı bir yük veya bir tork momentine neden olabilir. Bu sebeple diğer bölgelere göre distal implant boynu etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stres ve rezorpsiyon görülebilir (Balkaya 2014).

Osseointegre olmuş implant-kemik arayüzünün yük dağılımı, periodontal ligamentlerin neden olduğu mikro hareketlere sahip doğal dişlerden tamamen farklıdır, çünkü implantlar fonksiyonel yükleri doğrudan kemik dokusuna iletir. Bu nedenle, düzensiz yük dağılımı veya aşırı yükleme, kemik rezorpsiyonuna ve osseointegrasyon başarısızlığına neden olabilir. Sonuç olarak kemikteki streslerin artması implant ve protetik yapıların ömrünü tehlikeye atabilir (Schwarz 2000, Kim ve ark 2005, Naert ve ark 2012). Bu bakımdan literatür çalışmalarında daha fazla sayıda implantın kullanılmasının hem proteze destek açısından, hem de kantilever uzunluğunun azaltılması açısından önemi bildirilmiştir (Maló ve Lopes 2011).

Duyck ve arkadaşları (2000) protezi destekleyen implant sayısının artırılmasının, birim alan başına kemik-implant temas yüzeyini artırdığını ve aşırı yüklenmeyi önleyerek kemiğe yük aktarımında bir azalma sağladığını bildirmiştir. Silva ve arkadaşları (2010), Ogawa ve arkadaşları (2010) daha fazla implantın kemiğe iletilen stres değerlerini azaltdığını belirtmişlerdir. Gümrükçü ve Korkmaz (2018)

yaptıkları bir çalışmada farklı implant sayılarının kullanılmasına bağlı olarak stres değerlerindeki değişiklikleri değerlendirmiş ve implant sayısı arttıkça gruplar arası stres değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Ancak yeterli implant desteği sağlamak için gereken implant sayısı ile ilgili çeşitli görüşler mevcuttur. Tam dişsiz maksillanın tedavisi için 4 adet implant kullanımı kısa dönemli klinik çalışmalarla desteklense de (Malo ve ark 2005, Malo ve ark 2007, Tealdo ve ark 2008), protetik rehabilitasyonun 6 adet implant üzerine yapıldığı all-on six konseptinin biyomekanik açıdan daha faydalı olacağı bildirilmiştir (Krekmanov ve ark 2000, Rocci ve ark 2003, Fischer ve Stenberg 2004, Capelli ve ark 2007, Almeida ve ark 2015, Bhering ve ark 2016).

Bhering ve arkadaşları (2016) tarafından atrofik maksillada 4 ve 6 implant üzerine yapılan sonlu eleman stres analizi çalışmasında 6 implant üzerine yapılan all-on-six konseptinin daha iyi biyomekanik davranışlar sergilediğini ve atrofik maksillanın rehabilitasyonu için uygun bir tedavi seçeneği olacağını bildirmişler. Almeida ve arkadaşları (2015) tarafından yapılan çalışmada da all-on-six konseptinin, all-on-four konseptine göre kemikte daha az stres oluşumuna sebep olduğu bildirilmiştir.

Ancak bu noktada, atrofik posterior maksillada sinüs lifting yapılmadan, yine de all-on-six konsepti tercih edilecekse, posterior bölgelerde dikey yerleştirilmiş kısa yoksa açılı yerleştirilmiş uzun implantlardan hangisinin tercih edilmesi gerektiği cevaplanması gereken ilk sorudur. Literatür çalışmaları maksillada açılı veya kısa implantların kullanımının kemik greftleme işlemlerine iyi bir alternatif olduğunu ve implant destekli oral rehabilitasyona doğru hasta kabulünü artırdığını göstermiştir (Krekmanov 2000, Aparicio ve ark 2001, Testori ve ark 2008, Sun ve ark 2011). Kısa implantların kullanıldığı rehabilitasyonun güvenilir bir tedavi olarak görülebileceğini bildiren birçok çalışma olmasına rağmen (Neves ve ark 2006, Degidi ve ark 2007, Anitua ve ark 2008, Fugazzotto 2008, Menchero-Cantalejo 2011), sınırlı kemik yüksekliğinin mevcut olduğu durumlarda posterior bölgede kısa veya açılı implantlardan hangisinin kullanılmasının daha iyi olacağına dair henüz net bir fikir yoktur. Biyomekanik bir perspektiften bakıldığında, modeller üzerindeki laboratuvar çalışmaları ve teorik hesaplamalar, öncelikle eğilmeye bağlı olarak açılı implantları

çevreleyen kemikteki stres değerlerinin artacağını bildirmiştir (Krekmanov ve ark 2000, Watanabe ve ark 2003, Caglar ve ark 2006).

Dental implantların çevresinde oluşan stres ve gerginlik miktarı implantların prognozunda önemli bir faktördür. Bu nedenle implant tedavisi sırasında, peri-implant bölgesinde ortaya çıkabilecek stres miktarını önceden tahmin ederek, doğru bir tedavi planlaması seçmek çok önemlidir. Bu bakımdan çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanarak, atrofik posterior maksillada dikey yerleştirilmiş kısa ve açılı yerleştirilmiş uzun implantların biyomekanik davranışlarını karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Aşırı yükleme ve implant başarısızlık oranı arasındaki nedensel ilişki hala tartışmalıdır. Bununla birlikte, düşük kaliteli kemik alanlarındakı yüksek başarısızlık oranlarından dolayı, aşırı yüklemenin belirli durumlarda implant başarısızlığına neden olabileceği düşünülebilir (Isidor 2006). Önceki çalışmalar, bölgeye uygulanan yüklerin kemik yapısında değişikliklere neden olduğunu bildirmiştir (Koca 2005). Benzer şekilde, implant başarısızlığının ve aşırı yüklemenin yakından ilişkili olduğu varsayılırsa, karmaşık bileşenler arasındaki dinamik ilişkileri netleştirmek için sonlu elemanlar analizi oldukça faydalı bir yaklaşım olabilir. Bu yöntem, yorumlanacak bir nesneyi sonlu elemanlara böler ve toplam alandaki bilinmeyen değişkenlerin yorumlanması matematiksel olarak yapılır (Kim 2014). İmplant biyomekaniği ile ilgili birçok literatür çalışmasında sonlu elemanlar stres analiz yönteminin kullanıldığı görülmektedir. (Baiamonte ve ark 1996, DeTolla ve ark 2000, Almeida ve ark 2015, Bhering ve ark 2016).

Canlı doku ve organların üzerine uygulanan kuvvet karşısında sergileyeceği davranışların tespit edilmesi oldukca zor ve riskli olduğu gibi, bazı durumlarda da imkansızdır. Bu sebeple, diş hekimliğinde implant ve etrafındakı kemikte oluşan stresler in vivo olarak ölçülememektedir. Canlı organların modellenmesi ve dokunun biyomekaniğinin simülasyon modelleri kullanılarak analiz edilmesi daha uygun bir yöntemdir. Bu nedenle, dental implantların biyomekaniğini analiz etmek için in vitro çalışmalar önem kazanmıştır (Geng ve ark 2001) . İmplantların biyomekaniğini analiz etmek için sonlu eleman stres analiz yöntemiyle beraber gerinim ölçer, fotoelastik stres analiz yöntemleri de kullanılmaktadır (Assuncao ve ark 2009). Fotoelastik stres analizleri nitel olarak yeterli olmasına rağmen nicel olarak yetersizdir ve modellerin

yapıldığı materyaller gerçeğe uygun değildir. Gerinim ölçer yönteminde ise, gerinim ölçerler, boyutlarından dolayı küçük objelerde kullanılamamaktadır. Bu gibi dezavantajlar yüzünden sonlu elemanlar analizi metodu daha popüler hale gelmiş ve daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Çünki bu yöntemle sonuçlar hassas bir şekilde ortaya konmakta ve modeller gerçek yapıya çok daha uygun halde hazırlanmaktadır (Geng ve ark 2001).

Akça ve arkadaşları (2002) tarafından yapılan çalışmada yaygın olarak kullanılan gerinim ölçer analiz yöntemi ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemi arasında karşılaştırma yapılmıştır. Polimetilmetakrilat içerisine iki implantın dikey yönde gömülmesi ile elde edilen modeller üzerine siman tutuculu protezler üretilmiştir. Elde edilen sonuçlara bakıldığında her iki yöntemde de benzer sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminde hazırlanan modelin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Diger stres analiz yöntemlerine olan bahsi geçen avantajlarından dolayı, gerçeğe daha yakın stres sonuçları elde etmek için çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yötemini tercih etdik.

Yapılan çalışmalarda sonlu eleman stres analiz yöntemi ile yapının iki veya üç boyutlu stres analizleri yapılmaktadır. İki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi bazı araştırmalarda sıklıkla kullanılsa da, kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyallerin farklılığı ve üç boyutlu yapıların karmaşık geometriye sahip olması nedeniyle bazen yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin stres dağılımlarını daha gerçekçi ve detaylı bir şekilde taklit etdiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (O'Grandy ve ark 1996, Yang ve ark 2001). Bu sebeplerden dolayı tez çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullandık.

Sonlu elemanlar stres analizinin en büyük dezavantajlarından biri, canlı organizmaların taklit edilebilmesi amacıyla, birçok değişkenin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur. Bizim çalışmamız dahil olmak üzere yapılan tüm sonlu eleman analizi çalışmalarında kemik dokusu; izotropik, homojen ve lineer elastik olduğu varsayılarak modellenmiştir. Doğada bulunan hiçbir malzeme %100 homojen ve izotropik değidir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Kemik dokusu doğası gereği homojen bir yapıya sahip değildir,

değişik bölgelerde farklı özellikler gösterebilir ve üzerine uygulanan kuvvet sonucu oluşan deformasyonlar aynı olmayabilir. Ancak yapılan bazı çalışmalarda kullanılan materyallerin veya dokuların homojen ve izotropik olduğu varsayılarak kullanılan ortalama değerlerin, sonuçların doğruluğuna etkisinin bulunmadığı bildirilmiştir (Sato ve ark 1999). Sonuçlar yorumlanırken sonlu eleman stres analiz yönteminin kendine ait sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır.

Literatürdeki histolojik çalışmalar kemik-implant arasındaki bağlantının %30 ile %70 arasında değiştiğini göstermektedir (Geng ve ark 2001). Ancak sonlu elemanlar stres analizinde kemik ve implant arasındaki bağlantının % 100 olduğu varsayılmaktadır. Trabeküler kemiğin, kortikal kemiğin içinde kalan katı bir model olduğu varsayılsa da, gerçekte trabeküler kemik gözenekli bir yapıya sahiptir ve bu sebepden implantlar kemiğe mükemmel bir şekilde bağlanamaz (Yazıcıoğlu ve ark 2016). Birçok değişkenin sabit kabul edilmesi bu yöntemin dezavantajıdır. Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla; literatürdeki çalışmalar referans alınarak, kemik ve implant arasındakı bağlantı % 100 olarak kabul edildi (Silva ve ark 2010,Takahashi ve ark 2010, Naini ve ark 2011).

Sonlu elemanlar analizinde daha net ve başarılı sonuçların elde edilmesi, kullanılan modellerdeki düğüm ve eleman sayına bağlıdır. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması analiz edilecek yapının daha detaylı bir şekilde modellendiğini gösterir (Shigley ve ark 1989). Aynı zamanda eleman ve düğüm sayısındakı artış analizi zorlaştırdığı için, daha yüksek kapasiteli bilgisayarlara ve daha fazla zamana ihtiyaç duyulur. Bu sebeple kuvvete maruz kalan bölgelerde eleman sayı artırılırken, diğer bölgeler için daha basit tasarımlar kullanılır (Himmlova ve ark 2004,Aydın ve ark 2006). Yapılan çalışmalarda, gerçeğe yakın ve başarılı sonuçlar elde edebilmek için düğüm sayısının en az 30.000, eleman sayısının ise en az 200.000 olması tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda kullanılan modellerdeki ortalama düğüm sayısı 274.064, ortalama eleman sayısı ise 1.366.911’ dir. Benzer çalışmalarla kıyaslandığında bu sayıların analizin hassasiyetini üst düzeye taşıyacak kadar fazla olduğu düşünülmektedir (Rieger ve ark 1989, Ulrich ve ark 1998, Fanuscu ve ark 2004, Koca ve ark 2005, Çalış 2006).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kullanılan; kemik dokusu ve dental materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülleri için evrensel olarak kullanılan herhangi bir tablo yoktur (Borchers ve Reichart 1983). Çalışmamızda kullanılan modeller literatürdeki diğer SESA çalışmalarında en çok kullanılan değerler ve üretici firma değerleri göz önünde bulundurularak hazırlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda implant üstü protezlerde üstyapı materyali olarak rijid veya esnek bir materyalin kullanılmasının implant-kemik bağlantısı üzerindeki stres dağılımında bir etkisinin olmadığı, ancak rijit materyallerin kullanılmasının protetik komplikasyonların önlenmesi açısından gerekli olduğu bildirilmiştir (Sertgöz 1997). Sevimay ve arkadaşları (2005) tarafından yapılan bir çalışmada implant üstü sabit protezlerde metal destekli porselen kronların kullanılmasının stres iletimi açısından IPS Empress 2, In Ceram sistemlerine ve akrilik kronlara göre daha avantajlı olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda bu bilgiler dikkate alınarak metal destekli kronlar için alt yapı materyali olarak kobalt-krom, üstyapı materyali olarak geleneksel feldspatik porselen kullanılmıştır.

Ağız içinde çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu stresler, implant ve protetik yapıların uzun dönemdeki başarısını etkilemektedir. Bu sebepden dolayı başarılı bir tedavi için çiğneme kuvvetlerini kompanse ederek, kemiğe ve implantlara dengeli yük dağılımı yapabilecek protezlere ihtiyaç vardır (Farah ve ark 1973, De Vree ve ark 1983). Dental ark üzerindeki farklı bölgelere ve cinsiyet, yaş, dişsizlik durumuna bağlı olarak çiğneme kuvvetleri değişiklik gösterebilir (Linderholm ve Wennström 1970). Yapılan araştırmalarda ağız içinde oluşan en yüksek ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür (Gibbs ve ark 1986). Çiğneme kuvvetleri yaşa bağlı olarak değişmekte, özellikle kadınlarda yaş arttıkça bu kuvvetlerde azalma görülmektedir (Helkimo ve ark 1977). Tam dişsizliğe bağlı olarak total protez kullanan hastalarda çiğneme kuvvetleri, doğal dişlere sahip bireylerin çiğneme kuvvetlerine göre yaklaşık 5-6 kat daha azdır. Ancak implant destekli sabit protez kullanan hastaların çiğneme kuvvetleri doğal dişlerin oluşturduğu kuvvetlere yakındır (Branemark 1985). Doğal dişlere ve implant destekli sabit protezlere sahip bireylerde çiğnemenin genel özelliklerinin biribirine benzer olduğu düşünülmektedir. Doğal diş dentisyonunda ve parsiyel, total diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılan implant destekli sabit protezlerde çiğneme fonksiyonlarının benzer özellikte olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Stegaroiu ve ark 1998).

Zarb ve Haraldson (1996) tarafından yapılan 10 yıllık klinik çalışmalarda implant üstü sabit restorasyonlarda oluşan en yüksek çiğneme kuvvetlerinin 77,5-495,5 N arasında değiştiğini bildirmiştir. Yapılan başka bir çalışmada implant tedavisi yapılmış parsiyel dişsiz hastalarda çiğneme zamanı oluşan oklüzal yüklere bakılmıştır. Premolar bölgesinde oluşan oklüzal kuvvetler ortalama olarak 200 N, molar bölgesinde oluşan kuvvetler ise ortalama olarak 300 N olarak tespit edilmiştir (Mericske-Stern ve ark 1995). Kılınç ve arkadaşları (2017) tarafından yapılan bir çalışmada, implantlara oklüzyonu taklit edecek şekilde 300 N vertikal ve 300 N 30° açı ile oblik olarak mekanik yüklemeler yapılmıştır. Balkaya ve arkadaşları (2014) tarafından yapılan çalışmada 4 ve 5 implantın yerleştirildiği tam dişsiz çenenin en distal bölgesine 300 N'luk bir kuvvet uygulanmıştır. Benzer çalışmalardan yola çıkılarak çalışmamızda, atrofik maksillaya 300 N'luk bir kuvvet uygulanmıştır.

Benzer çalışmalarda analiz edilecek modellere uygulanan kuvvetler oblik veya vertikal olarak değişmekle beraber; genellikle fonksiyonel tüberküllere noktasal olarak uygulanmıştır (Almeida ve ark 2015, Bhering ve ark 2016,Gümrükçü ve Korkmaz 2017, Gümrükçü ve ark 2017). Çalışmamızda çiğneme ve ısırma kuvvetlerini simüle etmek, analiz sırasında uygulanan kuvvetlerin çevre dokularına ve implantlara iletilmesi için yarıçapı 1 cm olan yarım yuvarlak sert gıda materyali (foodstuff) kullanılmıştır. Bununla kuvvetlerin tek bir noktadan değil, yarım yuvarlak sert gıda materyalinin (foodstuff) temas edeceği tüm tüberkül eğimlerinden iletilmesi ile gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir. Yarım yuvarlak sert gıda materyalinin kullanılması birçok literatür çalışmasında tercih edilmiş olup, çalışmamızı desteklemektedir (Daas ve ark 2008, Bonnet ve ark 2009, Ramoğlu ve Ozan 2014).

Çalışmamızda, posterior bölgede vertikal kemik yüksekliği yetersiz olan maksillada farklı uzunluk ve açıyla yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan sabit protezlere etki eden çiğneme kuvvetlerinin, implantlar ve kemik üzerinde oluşturduğu etkilere bakılmıştır. Bu amaçla bilgisayar ortamında hazırlanan 5 farklı tedavi planlamasına ait 3 boyutlu modellerin herbirinde oküzal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri, kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz programı kullanılarak incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçlar, modellerdeki farklı geometriler ve sınır koşulları nedeniyle başka çalışmalarla sayısal açıdan karşılaştırılamaz. Aynı zamanda bu yöntemde, uygulanan kuvvetler artdıkca modellerde oluşan stres değerleri de doğru orantılı olarak artmaktadır. Bunun sebebi sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin çoğunlukla lineer elastik özellikte tanımlanmasıdır. Bu sebeple çalışmamızda elde etdiğimiz stres değerleri ve dağılımlarına ait veriler sayısal değil, niteliksel olarak karşılaştırılmıştır. Sonuçların sayısal anlamda birebir karşılaştırmanın güvenilir olmadığını gösteren birçok kaynak vardır (Meijer ve ark 1993a, Stegariou ve ark 1998).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin esas amaçlarından biri de; uygulanan kuvvet sonucu yapının bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını tahmin etmektir. Kemik dokusu yapısı gereği basma streslerine (minimum principle stress) karşı, çekme streslerinden (maksimum principle stress) daha dayanıklıdır. Yapılan benzer çalışmalarda, genellikle en yüksek çekme stres değerlerinin ve dağılımlarının incelendiği görülmektedir (Himmlova 2004, Çağlar ve ark 2006, Şeker 2011, Lemos ve ark 2018, Araki ve ark 2020). Bu çalışmalardan bazıları rezorpsiyonun ilk başlayacağı noktaların; en yüksek çekme stresi değerlerinin tespit edildiği alanlar olacağı bildirilmiştir. Ancak günümüzde maksilla için kabul edilmiş ve rezorpsiyona sebep olacak herhangi bir sabit stres değeri bulunmamaktadır. Ayrıca uygulanan kuvvetin etki süresi, büyüklüğü ve kemik dokusunun anizotropik özelliklerine bağlı olarak implant çevresindeki kemikte rezorpsiyonu başlatacak eşik değerin bireysel olduğu ve sistematik faktörlere göre değişiklik göstereceği bilinmektedir (Uysal 1997,Şeker 2013). Bu bilgiler ışığında çalışma modellerimizde yükleme sonucu oluşan etkiler, çekme stresleri üzerinden karşılaştırılmıştır. Basma gerilimleri ise sistemin geneline etki eden streslerin dağılımı hakkında rehber olarak kullanılabilir.

Bir materyalin sertlik derecesiyle, stres absorbsiyon kabiliyeti doğru orantılıdır. Kortikal kemiğin elastite mödülünün trabeküler kemiğe göre yüksek olması, oklüzal yükleme alanına daha yakın olan en dış tabakada yerleşmesi ve implantın kuvvetler karşısında daha zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması sonucunda; streslerin trabeküler kemiğe göre daha çok kortikal kemikte birikmesine neden olur (Özcelik ve ark 2011, Şeker 2013). Aynı zamanda implantların dönme merkezininin, implant ile kemik arasındaki ankiloza bağlı olarak daha koronale yaklaşabileceği ve bu durumun da kortikal kemikte daha yüksek streslere neden olabileceği düşünülmektedir

(Weinberg 1995). Bu bilgilerle uygun olarak alveol kemiğinde rezorpsiyonun daha çok implantların boyun bölgesinde oluştuğunu gösteren klinik çalışmalar vardır (Türker 2018). Çalışmamızda elde edilen bulgular bu bilgileri desteklemektedir. Tüm modellerimizde yükleme sonrası kortikal kemikte oluşan stres değerleri, trabeküler kemikteki değerlere göre daha yüksek olup, benzer literatür çalışmalarıyla paralellik göstermektedir (Şeker ve ark 2013, Saber ve ark 2015, Kılınç ve ark 2017, Yaşar ve ark 2017, Çelik ve Özden 2019).

Kemik gibi kırılgan materyallerin dayanımını değerlendirmek için en yüksek stres değerlerinin belirlenmesi (çekme, basma) önemlidir. Kortikal kemiğin en yüksek dayanım kapasitesi; basma stresleri için 167-205 MPa arasında, çekme stresleri için 121-135 MPa arasında değişmektedir. Trabeküler kemiğin streslere karşı dayanım kapasitesi 1-20 MPa aralığında olup, kortikal kemiğe göre daha düşüktür (Akça ve İplikçioğlu 2001, Güngör ve ark 2014). Kemikte oluşan stresler bu değerlerden fazla olduğu zaman başarısızlık riski ortaya çıkabilir. Çalışmamızda kortikal kemik için elde edilen en yüksek çekme stresi 2,103614 MPa, en yüksek basma stresi -6,739189 MPa iken; trabeküler kemik için elde edilen en yüksek çekme stresi 1,484117 MPa, en yüksek basma stresi -1,534023 MP'dır. Kısa ve açılı implantların oluşturduğu stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanıklılığı ile karşılaştırıldığında güvenli aralıkta olup; kırılma olasılığı beklenmemektedir. Ancak bu durum oluşan stresler karşısında kemikte rezorpsiyon olmayacağı anlamına gelmez. Kemikte aynı noktaya etki eden yüksek stresler, o bölgede rezorpsiyon riskini artırmaktadır (Bidez 1992, Duyck 2001).

Titanyum gibi yapısal olarak çekilebilir malzemelerde oluşan stresleri değerlendirmek için Von Mises stres değerlerine bakılmaktadır. Von Mises stres değerleri yapıda oluşan gerilimlerin yoğunluğu ve dağılımı hakkında bilgi verir, ancak tipi ve yönü hakkında herhangi bilgi vermez. Titanyum implantın tolere edebileceği maksimum dayanıklılık değeri 550 MPa olup, bu sınır aşıldığında kırık riski oluşabilir (Yaşar ve ark 2017). Çalışmamızda kısa ve açılı implantların kullanıldığı modellerde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 170,266179 MPa olup, herhangi bir başarısızlık riski beklenmemektedir.

Almeida ve arkadaşları (2015) tarafından yapılan bir çalışmada implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin, oklüzal kuvvetlerin uygulandığı alanın implanta

olan mesafesinden etkilendiğini bildirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek Von Mises stres değerleri, yükleme alanına daha yakın implantlarda görülmüştür. Bizim yaptığımız çalışmada en yüksek Von Mises stres değerleri kuvvetin uygulandığı posterior bölgedeki implantlarda görülmüş olup bu çalışma ile uyumludur.

Sonuçlarımız implant uzunluğu açısından değerlendirildiğinde, birinci grupa ait modellerde implant uzunluğundan bağımsız olarak benzer stres değerleri görüldü. 6 mm uzunluğunda implantların kullanıldığı model 3'te kortikal kemikte görülen en yüksek çekme stres değerleri, 4 mm uzunluğunda implantların kullanıldığı model 1'de oluşan en yüksek çekme stres değerlerinden %5 oranında, en yüksek basma stres değerleri ise %7 oranında daha azdı. Bu değerler implant uzunluğunun stresler üzerinde büyük bir etkisinin olmadığını göstermektedir. Elde etdiğimiz sonuçlar benzer literatür çalışmalarıyla paralellik göstermektedir. Çekme ve basma stres değerleri implantların boynunu çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaştı, en yüksek stres değerleri ise kısa implantların boyun bölgesindeki kortikal kemikte görüldü.

Himmlova ve arkadaşları (2004) farklı implant çapının ve uzunluğunun implant çevresindeki stres dağılımı üzerindeki etkisini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonuçları; daha iyi bir stres dağılımı için implant çapının implant uzunluğundan daha önemli olduğunu göstermiştir. Artan implant çapının simüle edilmiş çiğneme kuvvetini daha iyi dağıttığı ve implant boynu etrafındaki gerilimi azalttığı bildirilmiştir. İmplant uzunluğunun stres dağılımı üzerindeki etkisinin dikkate alınmayacak kadar az olduğu görülmüştür. Biyomekanik açıdan, anatominin izin verdiği maksimum olası çapa sahip bir implantın seçilmesinin daha önemli olduğu fikrine varılmıştır.

İplikçioğlu ve Akça (2002) tarafından yapılan bir çalışmada implant uzunluğundaki değişikliklerin stres seviyelerini azaltmadığı, ancak geniş çaplı implant kullanılmasının kemikte daha düşük çekme ve basma streslerine neden olduğu bildirilmiştir.

Pierrisnard ve arkadaşları (2003) tarafından yapılan bir çalışmada kemik üzerinde oluşan streslerin implant uzunluğundan (çap 3.75 mm, uzunluk 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 mm) bağımsız olduğu bildirilmiştir. Song ve arkadaşları (2016) tarafından yapılan bir çalışmada ise stres dağılımında, implant sayısının ve pozisyonunun implant uzunluğundan daha etkili olduğu bildirilmiştir.

Ueda ve arkadaşları (2017) tarafından yapılan sonlu elemanlar stres analizinde implant çapının (3.5mm, 4 mm, 5mm, 6 mm) ve implant uzunluğunun (8 mm, 10 mm, 11 mm, 13mm) kemikte oluşturduğu streslere bakılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre kemikte oluşan stresler implant uzunluğundan değil daha çok implant çapından etkilenmiştir.

Lamos ve arkadaşları tarafından (2018) sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmada posterior maksillaya yapılan implant destekli sabit protezlerde farklı implant uzunluklarında (11,5 mm, 10 mm, 8,5 mm, 7 mm) splintlenmiş ve splintlenmemiş kronların implant / abutment ve kemik dokusu üzerindeki stres dağılımlarını incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre implant uzunluğundakı değişimin stres değerlerine etki etmediği bildirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde; çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin implantın boyun bölgesindeki 2-3 mm'lik alanda gerçekleştiği ve uzun implantların çiğneme yüklerinin dağılımında büyük bir etkisinin olmadığı bazı literatür kaynaklarında da bildirilmektedir (Renouard ve Nisand 2005).

Demenko ve arkadaşları (2019) tarafından atrofik posterior maksillada kısa implantların yük taşıma kapasitesini belirlemek için yapılan çalışmada birinci molar bölgesine yerleştirilmiş 3,3 mm, 4,1 mm, 4,8 mm, 5,4 mm çap aralığına sahip ve 4,5 mm, 5,5 mm, 6,5 mm, 7,5 mm, 8,5 mm uzunluğunda implantların kemik dokusunda oluşturduğu streslere bakılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 5,0 × 7,0 mm'lik implantların kemikte oluşturduğu stresler, 4.1 × 10 mm'lik implantların oluşturduğu stres değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar, atrofik posterior maksillada geniş kısa implantların, dar uzun implantlara göre daha etkili olacağını göstermektedir.

Li ve arkadaşları (2012) tarafından yapılan bir çalışmada da benzer bir şekilde kısa geniş çaplı implantların uzun dar çaplı implantlarla benzer stres değerleri gösterdiği bildirilmiş ve D3 kemik kalitesine sahip atrofik posterior maksillada kısa implant tercih edilecekse 5 mm çapın optimum seçim olacağını bildirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan kısa implantların çapı 5 mm olarak seçilmiştir.

Kong ve arkadaşları (2008), Kang ve arkadaşları (2014) tarafından yapılan çalışmalarda kısa implant çapının hayatta kalma oranını etkilemede uzunluktan daha önemli olduğu gösterilmiştir.

Bu çalışmaları destekler şekilde kısa-geniş implantların primer stabilizasyon sağlandıktan sonra uzun dönemde başarılı olacağını gösteren klinik çalışmalar da vardır (Fugazzotto ve ark 2004, Renouard ve Nisand 2005). Bu klinik bulguların çoğu, oklüzal yüklerin sebep olduğu streslerin implantlardan kemiğe iletiminde, geniş implant çapı sayesinde koronal kısımdakı artmış yüzey alanının etkili olduğu hipotezince desteklenmektedir (Pierrisnard ve ark 2003, Koca ve ark 2005, Felice ve ark 2009). Bunun yanında, oklüzal kuvvetlerin neden olduğu streslerin implantın genelini destekleyen trabeküler kemik yüzeyinden çok, özellikle implantın boyun bölgesini saran kortikal kemikte yoğunlaştığını gösteren çalışmalar implant uzunluğuna ilaveten krestal bölgedeki implant çapının önemini vurgulamaktadır (İplikcioglu ve Akca 2002, Koca ve ark 2005, Felice ve ark 2009).

Kısa implantlar ilk kez 1979'da Branemark sistemiyle, 7 mm'lik implantlar olarak tanıtılmıştır (Tutak ve ark 2013). Araştırmacılar kısa implantı tanımlarken farklı boy uzunlukları belirtmişlerdir; bazıları 10 mm'den (Weng ve ark 2003, Telleman ve ark 2011), bazı araştırmacılar ise 8 mm'den daha az uzunluğa sahip implantları "kısa implant" olarak tanımlamışlardır (Lee ve ark 2014). Bununla birlikte, 7 mm'den kısa implantları kısa (Hagi ve ark 2004) ya da ekstra kısa olarak kabul eden calışmalar da vardır (Anitua ve ark 2014). Ancak yayınlarda henüz kısa implantların tanımı konusunda bir konsensüs yoktur (Monje ve ark 2014).

Literatür çalışmalarının çoğu yalnızca kısa ve standart uzunluklardakı implantların sağkalım oranlarının farklılıklarına odaklanan çelişkili klinik sonuçlar ortaya koymuştur. Bir çok literatür çalışmasında 6 mm'den daha uzun implantların biyomekanik davranışları incelenmiş, daha kısa implantlardan ise kaçınılmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan bazı çalışmalar elde etdiğimiz sonuçları desteklese de, bazı çalışmalar daha uzun implantların kemiğe iletilen stres değerlerini azaltdığını bildirmiştir (Petrie ve ark 2005, Guan ve ark 2009). Benzer şekilde rezonans frekans analizi ile yapılan bazı çalışmalar da, implant stabilitesinin implant uzunluğundakı

artışa bağlı olarak arttığını (Zix ve ark 2008), bazı çalışmalar ise hiç bir fark olmadığını bildirmiştir (Farzad ve ark 2004).

Kısa implantların başarı oranları da yoğun bir şekilde araştırılmışdır. Eski literatür çalışmaları kısa implantlar için geleneksel implantlara göre daha yüksek başarısızlık oranları bildirmiştir. Daha yeni çalışmalar ise kısa implantların genel başarı oranının % 99,7'ye varan oranlarla uzun implantların başarı oranına benzer olduğunu göstermektedir (Fugazzotto 2008). Böyle bir tutarsızlığa muhtemelen cerrahi tekniklerin iyileştirilmesi, implant şekli ve yüzey özelliklerinin geliştirilmesi gibi birkaç faktör neden olmuştur (Renouard 2006).

Araki ve arkadaşları (2020) tarafından yapılan bir çalışmada farklı uzunluklardakı kemik seviyesi implantlarla (bone level), doku seviyesi implantların (tissue level) kortikal kemikte oluşturduğu çekme streslerine ve implantlarda oluşan Von Mises streslerine bakılmıştır. İmplant çapı sabit tutulmuş (4,1mm), implant uzunluğu kemik seviyesi implantlar için 6 mm,8 mm,10 mm, doku seviyesi implantlar için 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm olarak seçilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ise her iki implant tipinde uzunluk arttıkça, kemikte oluşan stres değerleri azalmıştır. Aynı zamanda doku seviyesi implantların, 2 mm daha uzun kemik seviyesi implantlarla benzer stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Von Mises stres değerleri doku seviyesi tasarımda, implantların kemikten dışarda kalan kısmında, kemik seviyesi tasarımda ise kemiğin içinde kalan kısmında yoğunlaşmıştır. 4 mm uzunluğunda doku seviyesi implantda oluşan Von Mises stresleri, 8 mm uzunluğunda kemik seviyesi implantta oluşan streslerle aynı değere sahipti. Sonuç olarak kortikal kemikte ve implantlarda oluşan stres dağılımının implant uzunluğundan etkilendiği, ancak implant tasarımının, implant uzunluğundan daha büyük bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Araki ve arkadaşlarının elde etiği sonuçlar bizim elde etdiğimiz bulgularla çelişmektedir. Bu farklılıkların bahsi geçen çalışmada daha dar çaplı (4,1 mm) implantların kullanılmasından, kron/implant oranının daha yüksek (1/4) olmasından ve aynı zamanda kısa implantların tek üye şeklinde incelenmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Pellizzer ve arkadaşları (2015) tarafından yapılan bir çalışmada eksenel yüklemede kısa implantların uzun implantlarla splintlenmesinin, tek üye uzun implantlara göre daha iyi stres dağılımına neden olduğu bildirilmiştir. Mendonca ve

arkadaşları (2014) tarafından 3-16 yıllık klinik takip çalışmasında posterior protezleri destekleyen splintli ve splintsiz kısa implantların (≤10 mm) sağkalım oranları değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre splintsiz kısa implantların başarı oranı daha düşük bulunmuştur.

Lemos ve arkadaşları (2018) tarafından yapılan bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasının sonuçlarına göre de splintli kronların kemiğe iletilen stresleri azaltdığı bildirilmiştir.

Almeida ve arkadaşları (2015) tarafından yapılan bir çalışmada all-on-four ve all-on-six konsepti karşılaştırılmıştır. All-on six konsepti ile yapılan planlamada birinci molar bölgesinde 7 mm uzunluğunda kısa implantlar ve ön bölgeye yerleştirilen uzun implantlar rijit bir üst yapıyla splintlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre posterior bölgede kısa implantların kullanılması konsol uzunluğunu azaltarak daha homojen stres dağılımına neden olmuştur.

Capatti ve arkadaşları (2020) tarafından yapılan çalışmada posterior maksilla bölgesinde 4 mm ve 10 mm implant uzunluklarında, farklı kron yüksekliklerinin (10mm, 12,5mm, 15 mm) neden olduğu stres dağılımları incelenmiştir. Her iki implant uzunluğu eksenel yüklemede benzer stres değerleri göstermiştir. Ancak oblik yükleme zamanı dayanak ve kemikte oluşan stresler eksenel yüklemeye kıyasla 3 kat daha fazla bulunmuştur. Sonuç olarak 4 mm uzunluğunda implantın tek üye şeklinde kullanılmasının normal şartlarda mümkün olabileceği; ancak bunun için, oblik kuvvetlerin oluşturduğu risklerin azaltılmasının önemli olduğu bildirilmiştir.Tek kısa implantların kanin koruyuculu oklüzyona sahip hastalarda tercih edilmesinin veya akrilik oklüzal cihazların kullanılmasının bu riskleri azaltabileceği bildirilmiştir. Bahsi geçen çalışmada da implant uzunluğunun stres değerleri üzerinde büyük etkisinin olmaması çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Kısa implant kullanımında oklüzal dikey boyutu restore edebilmek için daha uzun boyda kronların yapılması kron / implant uzunluk oranı faktörünü önemli kılmıştır. Uygun olmayan kron / implant oranı ve aksiyal olmayan kuvvetler eğilme momenti oluşturur ve peri-implant krestal kemiğe stres transfer ederek kuvvetleri komplike hale getirebilir. Bu durumda implantların aşırı yüklenmesinin marjinal kemik kaybına yol açabileceği düşünülmüştür. Kron /implant oranının marjinal kemik kaybı üzerinde etkili olabileceği bildirilmiş olsa da bu durum klinik çalışmalarda

görülmemiştir (Atala ve Değirmenci 2017). Academy of Osseointegration'a göre 2/1'lik kron /implant oranı önerilmektedir (Sanz ve Naert 2009). Ancak son zamanlarda implantların yüzey özelliklerinde yapılan modifikasyonlar gerekli stabiliteyi koruyarak, implant uzunluğunun azaltılmasını sağlamış, uygun bir kron / implant oranını korumanın önündeki engel aşılmıştır. Önemli sayıda çalışma, implant başarı oranının bir göstergesi olarak implant uzunluğu konusunu ele alsa da başarısız sonuçlar elde edilmiştir (Hadzik ve arkadaşları 2018). Ekstra kısa olarak kabul etdiyimiz 6 mm ve daha kısa implantların kron / implant oranından etkilenmeden standart implantlarla benzer başarı oranına sahip olduğunu gösteren birçok klinik literatür çalışması bulunmaktadır (Fugazzotto 2008, Torres ve ark 2017, Calvo-Guirado ve ark 2018).

Nissan ve arkadaşları (2011) tarafından yapılan çalışmada implantların splintlenmesinin kron / implant oranı ve kron yüksekliği üzerindeki etkisine bakılmıştır. 10 mm uzunluğunda implantların üzerine 10 mm (1:1), 15 mm (1:1,5), 17,5 mm (1:1,75) ve 20 mm (1:2) uzunluğunda kronlar yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 17,5 mm ve 20 mm kron yüksekliğine sahip implantlarda vida kırığı görülmüştür. Araştırmacılar bunun sebebinin kron / implant oranından ziyade kron yüksekliğinden kaynaklandığını ve kron yüksekliği faktörünün daha çok dikkate alınması gerektiğini bildirmiştir. Dolayısıyla kron yüksekliğinin 15 mm'i geçmemesi aşırı stresleri önlemek için daha önemli bir etkendir. Nitekim, Blanes ve arkadaşları (2007) 1: 2 ve 1: 3 arasında kron /implant oranlarına sahip implant üstü restorasyonların başarılı olabileceği sonucuna varmış olsa da bu çalışmalarda kron yüksekliği 15 mm altındaydı. Çalışmamızda üstyapı yüksekliği 9,3 mm olarak tasarlanmış olup, bu sınır gözlenmiştir.

Farklı literatür çalışmalarında implantların sağkalım oranlarının implant uzunluğundan daha çok, yüzey özelliği ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (Malo ve ark 2011). Yüzey özelliklerinin geliştirilmesi; kemik-implant bağlantı yüzeyini çekme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı yapmıştır (Hagi ve ark 2004). Makineyle hazırlanmış pürüzsüz yüzeye sahip kısa implantların başarısızlık oranı, uzun implantlarla kıyaslandığında %5-10 daha yüksek görülmüştür (Pilliar ve ark 2006). Pürüzlü yüzeye sahip kısa implantların ise başarısızlık oranı önemli ölçüde azalmış ve hatta aynı yüzey

özelliklerine sahip uzun implantlarla benzer başarı oranları gösterdiği bildirilmiştir (Lee ve ark 2014). Yapılan bir meta-analizin sonuçlarına göre, tamamen veya kısmen dişsiz hastalara yerleştirilmiş pürüzlü yüzeye sahip kısa (≤8 veya <10 mm) ve geleneksel (10 mm) implantlar arasında anlamlı bir fark olmadığı ortaya konulmuştur (Kotsovilis ve ark 2009).

García-Braz ve arkadaşları (2019) tarafından yapılan çalışmada morse taper (MT) ve internal hekzagonal (IH) bağlantı tasarımına sahip kısa implantların (çap 5mm, uzunluk 5mm) kemik ve implantlarda oluşturduğu stres değerlerine bakılmıştır. İnternal hekzagonal bağlantı tasarımına sahip implantlarda streslerin daha çok implantın iç kısmındakı vida yivlerinde, morse taper bağlantı tasarımında ise implant platformunun üst kısmında yoğunlaştığı görüldü. İnternal hekzagonal tasarımda stresler çevre bölgelere implantın iç yivleri, implant-vida temas bölgesi boyunca iletilirken, morse taper bağlantı tasarımında implant-dayanak temas alanı boyunca daha homojen bir dağılım elde edilmiştir. Her iki tasarım tipi de kemikte benzer stres dağılımı sergilemiştir. Ancak morse taper bağlantı tasarımında implantın boyun bölgesinde, marjinal kemik dokusunda daha düşük stres değerleri görülmüş ve bu durumun kemiği korumak açısından daha avantajlı olabileceği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da kısa implantlar için morse taper bağlantı tipi kullanılmıştır.

Heckmann ve arkadaşları (2006) implant-dayanak bağlantısındaki mikro hareketlerin implant çevresindeki dokunun stabilitesine yıkıcı etkisinin olduğunu bildirmiştir. Bu durum kemik rezorpsiyonuna neden olmaktadır. İmplant ve dayanak arasında bağlantının vidasız, bağlantı yüzeyleri arasındakı sürtünme ve sıkışma ile gerçekleştiği ‘morse taper’ bağlantı tipi bu bakımdan daha iyi bir stabilite sağlar. Morse taper bağlantı tipinin mikro hareketlerin karşısını alarak, marjinal kemik kaybını engellemeye yardımcı olabileceği bildirilmiştir (Bozkaya ve ark 2003, Hansson 2003). İmplant ve dayanak arasındaki bağlantının vida ile sağlandığı sistemlerde, implant ve dayanak arasındaki mikro boşluklar (40-100 μm), implant etrafında enflamasyona neden olan bakterilerin birikmesine zemin sağlamakla, kemik rezorpsiyonuna neden olabilmektedir (Orsini ve ark 2000, Broggini ve ark 2003). Gross ve arkadaşları (1999) implant ve dayanak arasında mikro aralığın olmadığı bağlantı sistemlerinde enflamasyonun azaldığını ve kemik kaybının da çok az seviyede

olduğunu bildirmiştir. Morse taper bağlantı tipine sahip implant sistemlerinde bu aralığın 1-3 μm olması, bu sistemleri mikrobiyal sızıntılara karşı daha dayanıklı yapmaktadır (Dilbart ve ark 2005). Bununla beraber platform switch konseptine sahip implantlarda dayanağın çıkış profili mikro aralık ile marjinal kemik arasındaki horizontal mesafeni artırmaktadır (Porter 2006). Bu sebeple bakteri birikimi kemikten daha uzak mesafede yer almakta ve kemik rezorpsiyonu azalmaktadır (Baumgarten ve ark 2005, Enkling ve ark 2011). Ayrıca platform swich çıkış profiline sahip implantlarda diş eti daha düzgün iyileştiği için daha kalın ve geniş bir yumuşak doku elde edilebilir. Bu alanda elde edilmiş transmukozal kapama da kemik kaybını azaltmaktadır (Rompen ve ark 2006). Kısa implantların uzun dönem başarısını etkileyebilecek bu faktörlerin klinik çalışmalarda dikkate alınması gerekmektedir.

Atrofik posterior maksillada açılı implantların kullanılması, invaziv cerrahi prosedürlerden kaçınmak ve standart uzunlukta implantları kullanmak için başka bir tedavi seçeneğidir (Krekmanov ve ark 2000, Calandriello ve ark 2005).

İmplantların açılı yerleştirilmesi ile uzun kantilever ihtiyacının ortadan kalkması, uygun oklüzal yük dağılımının sağlanması, daha geniş AP (anerior-posterior) mesafesinin elde edilmesi gibi biyomekanik avanajlar elde edilmektedir. Bu tekniğin avantajlarından biri de daha uzun implantların kullanılmasıyla primer stabilizasyonun arttırılmasıdır (Krekmanov ve ark 2000, Grandi ve ark 2012).

İmplantların eğimli yerleştirilmesinin olumlu sonuçlara neden olduğunu gösteren birçok literatür çalışması mevcuttur (Malo ve ark 2003, Del Fabbro ve ark 2012, Mozatti ve ark 2013). Aynı zamanda bazı araştırmacılar implantların eğimli yerleştirilmesinin osseointegrasyon sürecini olumsuz etkilemediği gibi dik veya açılı yerleştirilen implantlarda marjinal kemik kaybı açısından da önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Krekmanov 2000, Capelli ve ark 2007, Malo ve ark 2012).

Satoh ve arkadaşları (2005) tarafından posterior mandibulaya dikey ve 5°, 10°, 20° derecelik açılarla yerleştirilmiş implantların kemikte oluşturduğu streslere üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile bakılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre implantların açılı yerleştirilmesinin kemikte oluşan stresleri olumsuz etkilemediği bildirilmiştir. Watanabe ve arkadaşları (2003) ise yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında dikey ve 5°-15° açıyla yerleştirilen tekli implantların oblik kuvvetler

altında oluşturduğu stresleri incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre açılı yerleştirilen implantların çevresindeki stresler artmışdır. Ancak bu çalışmada implantlar tek üye şeklinde incelenmiş ve üst yapıyla splintlenmemiştir. Bu sebeple implantlarda daha belirgin bir dönme momentumu görülmüş ve bu durum implantların boyun bölgesindeki kemikte stresleri artırmıştır.

Bevilacqua ve arkadaşları (2008), dik ve açılı implantlar hem tek hemde tam ark protezlerle splintlendiğinde oluşturduğu stres değerlerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda, dikey yüke tabi tutulan tek açılı implantın, yine aynı yüke tabi tutulan tek dikey implanttan daha yüksek peri-implant kemik stresi gösterdiğini bulmuşlardır. Tek implantların eğim açısı arttıkça oluşan stresler de artmıştır. Aynı çalışmada implantlar, sabit protezlerle rijit bir şekilde splintlendiğinde, kantilever uzunlukları azaltılmış distal eğimli implantların kullanımı, uzun kantileverli dikey implantların kullanımına kıyasla, peri-implant kemik bölgesinde düşük mekanik gerilimler göstermiştir. Ayrıca, açılı distal implantlar ve anterior implantların çevresinde, dikey implantlara göre kemik stresinde azalma gözlenmiştir. Bu çalışmalar sonucunda, eğik implantların kullanımının vertikal implantlara göre, rijit birüst yapı ile splintlendiğinde daha olumlu sonuçlara sebep olduğu belirtilmiştir. İmplantların açılı yerleştirilmesi, eğer üstyapı ile splintlenecekse avantajlı bir duruma dönüşmektedir. Bu nedenle tek olarak planlanan implantlarda, eğimli yerleştirme istenmeyen bir durum oluşturmaktadır. Bizim çalışmamızda ise posterior maksillada birinci molar bölgesinde yerleştirilen açılı implantlar üstyapı ile splintlenmiştir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, implantların açılı yerleştirilmesiyle kortikal kemikte oluşan çekme stresleri belirgin ölçüde azalmıştır. İmplantların 15° açıyla yerleştirilmesi kortikal kemikte oluşan streslerin %32 oranında, 25° açıyla yerleştirilmesi ise streslerin %53 oranında azalmasına neden olmuştur.

Lan ve arkadaşları (2008) tarafından yapılan sonlu eleman analizi çalışmasında implantlar aynı oklüzal düzlem üzerinde 0°-15° arasında eğimlendirilmiş, farklı yönde uygulanan kuvvetlerin kemikte oluşturduğu streslere bakılmıştır. 8 farklı modelin kullanıldığı çalışmada en yüksek stres değerleri kortikal kemikte görülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre implant gövdesinin açılandırılmasının kemikteki stresleri

azaltdığı ve bu durumun aşırı yüklenmeyi önleyebileceği savunulmuştur. Bizim çalışmamızda elde etdiğimiz bulgular da bu çalışmanın sonuçlarıyla örtüşmektedir. İmplantların 15 ° ve 25 ° açıyla yerleştirildiği modellerimizde en yüksek stres değerleri implantların boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Ayrıca maksimum stres değerlerinin kortikal kemikte oluştuğunu gösteren bir çok literatür çalışması mevcut olup, sonuçlarımızı desteklemektedir (Petrie ve ark 2014, Bankoğlu ve ark 2016, Suedam ve ark 2016, de Paula ve ark 2018, Boukhlif ve ark 2020).

Zampelis ve arkadaşları (2007) tarafından yapılan çalışmada splintli implantların açıyla yerleştirilmesinin kemikte oluşturduğu streslere bakılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre dikey ve 45 ° açıyla yerleştirilmiş implantların kemikte oluşturduğu stresler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Yürekli (2017) tarafından yapılan bir çalışmada farklı açılarla (0°-37°) yerleştirilmiş implantların kemikte oluşturduğu streslere bakılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre implant açısının artması stres değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Böyle ki 30 ° açıya sahip implantların çevresinde görülen stres değerleri, 18 ° açıya sahip implantların çevresindeki stres değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da implant açısının artması stres değerlerinde azalmaya neden olmuşdur ve bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Bu durumun açılı implantlarda daha çok stres birikmesine bağlı olarak destek dokulara daha az stres iletilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Behnaz ve arkadaşlarının (2015) yapmış olduğu; açılı yerleştirilmiş implantların, kemikte oluşan stres dağılımı üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmanın sonuçları elde etdiğimiz bulguları destekler niteliktedir. Bahsi geçen çalışmada da birinci molar bölgesine yerleştirilmiş açılı implantlar trabeküler kemikte streslerin artmasına neden olsa da, kortikal kemikte oluşan stresleri belirgin bir ölçüde azaltmıştır.

Boukhlif (2020) ve arkadaşları tarafından farklı tedavi planlamalarının etkilerinin değerlendirildiği çalışmada 0°, 15° ve 30° açıyla yerleştirilmiş iki implant bir biriyle splintlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre implant açısının artırılması kortikal kemikte oluşan stresleri azaltmıştır. Yazarlar en iyi tasarımın kortikal kemikte en az stres oluşturan tasarım olduğunu bildirmiştir. İmplant açısı arttıkça stres değerlerinin azalması, çalışmamızda elde etdiğimiz sonuçları desteklemektedir.

Özkır (2007) tarafından yapılan bir çalışmada dik ve meziale eğimlendirilmiş implantların oluşturduğu streslere bakılmıştır. Dik olarak yerleştirilmiş implantların çevresinde daha dengeli stres dağılımı varken, açılı yerleştirilmiş implantlarda stresler implantın apikal üçlüsünün mesialinde yoğunlaşmıştır. Elde etdiğimiz bulgular bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre de dik yerleştirilmiş kısa implantlar daha homojen stres dağılımı göstermiş, implant açısının artırılmasıyla stresler daha çok implant tabanının distalinde yoğunlaşmıştır. Bu durumun açılı yerleştirilen implantlarda kuvvetin implantın uzun aksına paralel olarak iletilmemesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ancak implantların açılı yerleştirilmesi homojen bir stres dağılımına neden olmasa da, kortikal kemikte oluşan çekme streslerini belirgin bir ölçüde azaltmıştır. İmplantların uzun dönem başarısında trabeküler kemiğin kortikal kemik kadar etkili olmamasını göz önünde bulundurursak açılı implantların, dikey yerleştirilmiş kısa implantlara göre daha iyi biyomekanik sonuçlara neden olduğunu düşünebiliriz.

Şeker ve arkadaşları (2011) tarafından yapılan sonlu eleman analizi çalışmasında atrofik posterior maksilla modellerinde 2.premolar bölgesine yerleştirilmiş standart boy ve çapa sahip implant 2.molar bölgesine farklı uzunluk ve açılarla yerleştirilmiş implantlarla splintlenmiştir. 2.molar bölgesinde 6 mm çapa, 5 mm uzunluğa sahip kısa implantlar, 45° açıyla yerleştirilmiş 5 mm çapa, 11 mm uzunluğa sahip standart implantlar ve kemik yükseltme ile dikey olarak yerleştirilmiş 5 mm çapa, 11 mm uzunluğa sahip implantlar kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre greft materyalinin stres absorpsiyon kapasitesinin yeterli olmadığı bildirilmiştir. En iyi sonuçlar kısa implantların kullanıldığı modellerde elde edilmiştir. Sinüs yükseltmeyle yerleştirilen dik ve 45 ° açıyla yerleştirilmiş implantların çevresinde ise benzer stress değerleri görülmüştür. Elde edilen bu sonuçlar bizim bulgularımızla örtüşmemektedir. Bunun en önemli sebebinin implantın 45 ° açıyla yerleştirilmiş olmasından, ayrıca kısa implantların kullanıldığı modellerde sinüs tabanından destek alınmasından ve kısa implant çapının 6 mm olarak seçilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Eğer açılı bir implant yerleştirilecekse keskin açıların seçilmesi sonuçları etkileye bilir.

Açılı implantlar için elde etdiğimiz bulgular bir çok klinik literatür çalışmalarının sonuçlarıyla da uyumludur. Apaza ve arkadaşları tarafından (2018) açılı yerleştirilmiş implantların kemik kaybı üzerindeki etkisini inceleyen meta-analiz çalışması yapılmıştır. Çalışmada 2001-2017 yılları arasında yayınlanmış 661

çalışmaya bakılmış ve 17 çalışmanın sonuçları incelenmeye alınmıştır. Bu çalışmalarda tam ark ve sabit bölümlü protezleri destekleyen 15°-50° açılara sahip 6.202 adet implantın peri-implant kemik dokusu üzerindeki etkilerine bakılmıştır. Meta-analiz çalışmasının sonuçlarına göre implantların açılı yerleştirilmesinin kemik kaybı ve implant başarı oranı üzerinde olumsuz bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.

Del Fabbro ve arkadaşları (2010) tarafından yapılan çalışmada açılı ve dikey yerleştirilmiş implantlar arasında peri-implant kemik kaybı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Calandriello ve Tomatis (2005) tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına göre ise dik yerleştirilmiş implantların çevresindeki kemik kaybı, açılı yerleştirilmiş implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Yazarlar bu durumun açılı yerleştirilmiş implant boynunun, kret tepesindeki pozisyonu ile ilgili olabileceğini, implant boynunun mezial yarısının suprakrestal konumda, distal yarısının ise subkrestal konumda olmasının tam bir yumuşak doku sızdırmazlığı sağladığını düşünmüşlerdir.

Çalışma sonuçlarını etkileyecek en önemli özelliklerden biri de krestal kortikal kemiğin mevcudiyeti ve mevcutsa da kalınlığıdır. Okumura ve arkadaşları (2010) tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına göre; yük yönü, implant tasarımı ve çapı ne olursa olsun, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresler krestal kortikal kemik kalınlığının azalmasıyla artmıştır. Bazı kaynaklara göre kortikal kemik kalınlığının 0,2 mm ve 1 mm arasında değiştiği bildirilmiştir (Fanuscu ve ark 2004, Koca ve ark 2005). Bu kaynaklar referans alınarak çalışma modellerimizde kortikal kemik miktarı 1 mm olarak belirlenmiştir.

Kemik tipleri implant prognozunda önemli bir yere sahiptir ve doğru tedavi planlaması yapmak için kemik tiplerini dikkate almak önemlidir. Literatür çalışmalarında, D4 kemik yoğunluğu olan bölgelerde implant kaybı oranının daha yüksek olduğu ve implant yerleştirme, primer stabilite için en uygun kemik tipinin D3, D2 ve D1 kemik olduğu bildirilmiştir (Gulsahi 2011). Sevimay ve arkadaşları (2005) tarafından yapılan bir çalışmada D1 ve D2 kemik kalitesinde, D3 ve D4 kemik kalitesine göre daha düşük stres değerleri elde edilmiş, en yüksek stres değerleri ise D4 kemik kalitesine sahip çenelerde görülmüştür. Bahsi geçen çalışmaları göz önünde bulundurursak; sonuçlarımızın kemik kalitesi ve kortikal kemik kalınlığına bağlı olarak değişebileceği öngörülebilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir:

- Açılı yerleştirilmiş implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri, kısa implantlarla karşılaştırıldığında belirgin şekilde yüksek bulunmuştur. Bu durum kısa implantların, stresleri destek dokulara daha fazla iletdiklerini göstermektedir.
- Tüm modeller arasında karşılaştırma yapıldığında en yüksek Von Mises stres değeri 25° açıyla yerleştirilen implantta görülmüşür.
- Tüm modellerde kortikal kemikte meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden daha yüksek bulunmuştur.
- Çalışmamızda implant uzunluğundakı artışın kortikal kemikte oluşan stres değerleri üzerinde büyük bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Ancak trabeküler kemikte oluşan stres değerleri, implant uzunluğunun artmasına bağlı olarak kısmen azalmıştır.
- Çalışmamızda implantların açılı yerleştirilmesi, kortikal kemikte oluşan çekme streslerini belirgin bir şekilde azaltmıştır. Ayrıca implant açısının artırılması daha düşük streslere neden olmuştur.
- Tüm modellerimizde en yüksek stres değerleri, yükleme alanına daha yakın implantların çevresinde görülmüştür.

Bu sonuçlar ışığında; kısa ve açılı implantların oluşturduğu stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanıklılığı ile karşılaştırıldığında güvenli aralıktadır. Ancak implantların açılı yerleştirilmesi kortikal kemikte oluşan çekme streslerini nerdeyse yarı-yarıya azaltmıştır. İmplantların uzun dönem başarısında kortikal kemiğin önemini göz önünde bulundurursak; posterior atrofik maksillaya sahip hastalarda all-on-six konsepti tercih edilecekse, posterior bölgeye açılı implantların yerleştirilmesi, kısa implantlara göre daha iyi bir seçenek olacaktır.

Çalışmamız *in vivo* bir çalışma olmamasına rağmen elde etdiğimiz veriler kliniğe yönelik önemli fikirler vermektedir. Bununla beraber, çalışmamızda elde edilen bulguların ileri klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. KAYNAKÇA

Adell RB, Eriksson U, Lekholm PI, 1990. Branemark, and T. Jemt, "Long-term followup study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws," The International Journal of Oral &Maxillofacial Implants, vol. 5, no. 4, pp. 347–359.

Adıgüzel Ö, 2010. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: DiĢhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Diş hekimliği Dergisi, 11, 18-23.

Akça K, Cehreli MC ve İplikçioglu H, 2002. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. International Journal of Prosthodontics, 15(2), 115-121.

Akça K, İplikçioğlu H, 2001. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 16(5): 722-730.

Akkocaoğlu M, Aktaş A, 2005. Otojen Kemikle Maksiller Sinüs Ogmentasyonu ve Dental İmplant Uygulaması: Olgu Raporu. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi; 4: 11-15.

Albrektsson T, Wennerberg A, 2005. The impact of oral implants–past and future 19662042. J Can Dent Assoc; 71(5): 327.

Albrektsson T, 1998. Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use. J Oral Maxillofac Surg; 56(11):1312-26.

Al-Hashedi AA, Taiyeb Ali, Yunus N, 2014. Short dental implants: an emerging concept in implant treatment, Quintessence Int. 45; 299–514.

Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, 2015. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. Clin Implant Dent Relat Res; 332–342.

Anitua E, Alkhraist MH, Pinas L, Begona L, Orive G, 2014. Implant survival and crestal bone loss around extrashort implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants; 29(3):682–9.

Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andía I, 2008. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. J Periodontol;79(1):42-48.

Annibali S, Cristalli M, Dell'Aquila D et al, 2012. Short dental implants a systematic review. J Dent Res; 91(1):25-32.

Apaza Alccayhuaman KA, Soto-Peñaloza D, Nakajima Y, Papageorgiou SN, Botticelli D, Lang NP, 2018. Biological and technical complications of tilted implants in comparison with straight implants supporting fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. Suppl 18, 295-308.

Aparicio C, Perales P, Rangert B, 2001. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. Clin Implant Dent Relat Res, 3:39–49.

Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H, 2020. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. Int J Implant Dent, 6 (1), 5.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata, LF, Gomes EA, Delben JA & dos Santos PH, 2009. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. Journal of Craniofacial Surgery, 20(4), 1173-1177.

Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E, 1995. Metal Destekli ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem ile Kuvvet Dağılımının İncelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1995, 2.

Aydin C, Ozan J, Yilmaz C, Korkmaz T, 2006. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants, 21,1.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F & Vairo G, 2008. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. The Journal of prosthetic dentistry, 100(6), 422-431.

Bahat O,2000. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. Int J Oral Maxillofac Implants, 15(5), 646-653.

Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R, 1996. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantol, 22 (2) , 104-110.

Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF, 1999 Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants, 14 (3), 398-406.

Baran NM, 1988. Finite element analysis on microcomputers, McGraw-Hill, Inc., p.

Bankoglu Gungor M and Yılmaz H, 2016. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implantsupported prostheses: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent, 116, 346–355.

Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S, 2005. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. Pract Proced Aesthet Dent, 17(10), 735-740.

Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya MA, Mahmood F, 2015. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. Eur J Dent, 9(3), 311-318.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F et al, 2008. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. Int J Prosthodont, 21,539–542.

Bidez MW, Misch CE, 1992. Issues in bone mechanics related to oral Implants. Implant Dent, 1, 289-294.

Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DTet al, 2016. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. Mater Sci Eng C Matern Biol, 69, 715-725.

Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM et al, 2007: A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implants Res, 18, 707.

Bonnet A, Postaire M, Lipinski P, 2009. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. Medical Engineering and Physics, 31, 7, 806-15.

Borchers L, Reichart P, 1983. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. Journal of Dental Research, 62, 2, 155-9.

Boukhlif A, Merdji A, Roy S, Alkhaldi H, Abu-Alshaikh I, Della N, Cristache CM, Hillstrom R, 2020. Effect of supporting implants inclination on stability of fixed partial denture: A finite element study. Proc Inst Mech Eng H, 234(10),1162-1171.

Boyacı BK, 2015. 'All-On-Four' Tekniğine Uygun Olarak Yerleştirilmiş Titanyum implantlar Üzerine Farklı Materyallerden Üretilen Üst Yapıların Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesı, Doktora Tezi, Gazı Üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsü, Ankara, 129.

Bozkaya D, Müftü S, 2003. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech , 36 (11), 1649-1658.

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A, 1969. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: Experimental studies. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 3, 81-100.

Branemark PI, Hannsson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Öhman A, 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 16 (Suppl).

Broggini N, McManus L, Hermann J et al, 2003. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. J Dent Res, 82 (3), 232-237.

Buser D, Ingimarsson S, Dula K, 2002. Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: a 5-year prospective study in partially edentulous patients. Int J Periodontics Restorative Dent, 22 (2), 109–17.

Calandriello R, Tomatıs M, 2005. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. Clin. Implant Dent. Relat. Res, 7, 1-12.

Calvo-Guirado J, Morales-Meléndez H, Pérez-Albacete Martínez C, Morales-Schwarz D, Kolerman R., Fernández-Domínguez M, Gehrke S, Maté-Sánchez de Val J, 2018. Evaluation of the Surrounding ring of two different extra-short implant designs in crestal bone maintanence: A histologic study in dogs. Materials, 11,1630.

Capatti RS, Barboza MS, da Gama Antunes AN, Oliveira DD, Seraidarian PI, 2020. Viability of Maxillary Single Crowns Supported by 4-mm Short Implants: A Finite Element Study. Int J Oral Maxillofac Implants, 35 (3), e41-e50.

Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T, 2007. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants, 22, 639–644.

Caputo AA, Standlee JP, 1987.Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc. p: 13-27.

Chatman R, 1970. Implantology: History and rewiev. Bull Painfield Dent Soc, 2, 15-19.

Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M, 2006. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. Clin Oral Implants Res, 17 (2), 136-159.

Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A, 2014. Reasons for failures of oral implants. J Oral Rehabil, 41 (6), 443-476.

Craig RG, Peyton FA, Asgar K, 1975. Restorative dental materials, Mosby, p.

Çağlar A, Aydın C, Yılmaz C ve Korkmaz T, 2006. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 21(1), 36–44.

Çağlar A, Aydın C, 2001. İmplantolojide Biyomekanik. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 11, 90-95.

Çankaya MÖ, 2005. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Çelik E, Özden A, 2019. Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi. Selcuk Dental Journal, 6 (3), 324-334.

Çetiner S, Zor F, 2007. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. GÜ Diş Hek Fak Derg, 24 (1), 51-56.

Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C, 2008. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. Medical Engineering and Physics, 30, 2, 218-25.

DasNeves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ, 2006. Short implants – an analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants, 21, 86–93.

DelFabbro M, Bellını CM, Romeo D, Francettı L, 2012. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous faws: A systematic review. Clin. Implant Dent. Relat. Res, 14 (4), 612-621.

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F, 2007. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. Quintessence Int, 38, 193–201.

DePaula GA, Silva GC, Vilacxa Eˆ L et al, 2018. Biomechanical behavior of tooth-implant supported prostheses with different implant connections: a nonlinear finite element analysis. Implant Dent, 27, 294–302.

DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B, 2000. The role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol, 26 (2), 77-81.

DeVree J, Peters M., Plasschaert A, 1983. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures, J Oral Rehabil, 10 (6), 505-517.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z, 2005. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants, 20 (5), 732-737.

Dilek OE, Tezulas M, 2008. Dincel, Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.Endod, 105, 20–27.

Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, 2001. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. Clin Oral Implants Res, 12, 207-218.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J et al, 2000. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. Clin Oral Implants Res, 11, 465–475.

Eğilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Bozkaya S, 2015. İmplant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method forborderline cases. Eur J Dent, 9 (3), 442-8.

Enkling N, Jöhren P, Klimberg V et al, 2011. Effect of platform switching on peri-implant bone levels: a randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res, 22 (10), 1185-1192.

Esposito M, Pistilli R, Barausse C, Felice P, 2013. Three-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. EurJ Oral Implantol, 7 (4), 383-395.

Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B, 2004. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. J Oral Implantol, 30 (2), 59-68.

Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL, 1973. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. Journal of Biomechanics, 6 (5), 511–20.

Farzad P, Andersson L, Gunnarsson S, Sharma P, 2004. Implant stability, tissue conditions, and patient self-evaluation after treatment with osseointegrated implants in the posterior mandible. Clin Implant Dent Relat Res, 6, 24–32.

Feine JS, de Grandmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Taché R, Lund JP, 1994. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. J Dent Res, 73, 1105–1111.

Felice P, Cannizzaro G, Barausse C, Pistilli R, Esposito M, 2013. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: A randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. Eur J Oral Implantol ,7 (4), 359-369.

Felice P, Checci V, Pistilli R, Scarano A, Pellegrino G ve Esposito M, 2009. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. European Journal of Oral Implantology, 2(4), 267-281.

Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI, 2000. Long-term Follow-up of Severely Atrophic Edentulous Mandibles Reconstructed with Short Branemark Implants. Clin Implant Dent Relat Res, 2 (4), 184-189.

Friberg B, G.M. Raghoebar, I. Grunert, J.A. Hobkirk, G. Tepper, 2008. A 5-year prospective multicenter study on 1-stage smooth-surface Branemark System implants with early loading in edentulous mandibles, Int. J. Oral Maxillofac. Implants 23, 481–486.

Fischer K, Stenberg T, 2004. Early loading of ITI implants supporting a maxillary full-arch prosthesis: 1-year data of a prospective, randomized study. Int J Oral Maxillofac Implants, 19,374–381.

Fugazzotto PA, 2008. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. Int J Oral Maxillofac Implants, 23:487–496.

Galán Gil S, Peñarrocha Diago M, Balaguer Martínez J, Marti Bowen E, 2007. Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 12 (3), E216-20.

García-Braz SH, Prados-Privado M, Zanatta LCS, Calvo-Guirado JL, Prados-Frutos JC, Gehrke SA, 2019. A Finite Element Analysis to Compare Stress Distribution on Extra-Short Implants with Two Different Internal Connections. J Clin Med, 8 (8), 1103.

Geng JP, Tan KB, Liu GR, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, J. Prosthet. Dent, 85, 585–598.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, 1986. Limits of human bite strength, J Prosthet Dent, 56 (2), 226-229.

Goené R, Bianchesi C, Hüerzeler M et al, 2005. Performance of Short Implants in Partial Restorations: 3-Year Follow-up of Osseotite® Implants. Implant Dent, 14 (3), 274-280.

Grandı T, Guazzı P, Samaranı R, Grandı G, 2012. Immediate loading of four (All-on-four) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicenter prospective cohort study. Eur. J. Oral Implantol, 5 (3), 277-285.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI, 1999. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants, 14 (1), 94-100.

Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N, 2009. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. Int J Oral Maxillofac Implants, 24, 866–76.

Gulsahi A, 2011. Bone Quality Assessment for Dental Implants. Bone Quality Assesment for Dental Implants. Implant Dentistry - the Most Promising Discipline of Dentistry, 537–452.

Gümüş HÖ, 2007. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının degişik yoğunluktakı kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 102.

Gümrükçü Z, Korkmaz YT, 2017. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. Medical & biological engineering & computing, 1-11.

Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM, 2017. Biomechanical evaluation of implantsupported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. Computers in biology and medicine, 86, 47-54.

Güngör M, (2014). Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi (Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi).

Hadzik J, Krawiec M, Sławecki K, Kunert-Keil C, Dominiak M, Gedrange T, 2018. The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical Study. Biomed Res Int.

Hagi D, Deporter DA, Pilliar RM, Arenovich T, 2004. A targeted review of study outcomes with short (< or = 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. J Periodontol, 75 (6), 798–804.

Hansson SA, 2003. conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. Clin Oral Implants Res, 14 (3), 286-293.

Haraldson T, Zarb G, 1988. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. Scand J Dent Res, 96 (3), 243–52.

Heckmann SM, Linke J, Graef F et al, 2006. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. J Dent Res, 85 (8), 711-716.

Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M, 1977. Bite force and state of dentition, Acta Odontol Scand, 35 (6), 297-303.

Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C, 2005. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. Int J Oral Maxillofac Implants, 20 (2), 220-230.

Himmlova L, Dostlov Tj, Kcovsk A, Konvic Kov S, 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent, 91, 20-25.

109.

Hobo S. Ichida E and Garcia LT, 1990. "Osseointegration and Occlusal Rehabilitation", Ouintessence Publishing Co, 163-186.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F, 1998. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis–a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol, 24 (2), 80-88, 43.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB, 1994. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 9, 345–360.

Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N, 1997. Influence of bone quality on the stress distribution. Clinical oral implants research, 8, 1, 18-22.

Isidor F, 2006. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res, 17, 8–18.

İnan M, Sönmez F, 1998. Cisimlerin Mukavemeti. 6. Baskı, İstanbul Üniversitesi İTÜ vakfı, İstanbul. Sf. 2-25.

Kang N, Wu YY, Gong P, Yue L , Ou GM, 2014. A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-di- mensional finite element analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 118, 519–23.

Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD, 1990. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. J Biomed Eng, 12 (5), 389–97.

Kılınç A, Ataol M, Saruhan N, Gündoğdu M, 2018. Maksilla Posterior Bölgede Vertikal Kemik Miktarının Yetersizliği Durumunda Uygulanan Kısa İmplantların Üzerindeki Ve Etrafındaki Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi. 25(4): 349-355.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE et al, 2005.Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res, 16, 26–35.

Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A 2005) Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent 93(1):38–44.

Kong L, Sun Y, Hu K, Li D, Hou R , Yang J et al, 2008. Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont, 17, 286–93.

Kotsovilis S, Fourmousis I, Karoussis IK, Bamia C, 2009. A systematic review and metaanalysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. J Periodontol, 80, 1700–18.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstro m H, 2000. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants, 15 (3), 405-414.

Krekmanov L, 2000. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 722–730.

Kurşunoğlu S, 2011. İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezopsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Lan T H., Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH, 2008. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. The Kaohsiung Journal of Medical Sciences, 24 (3), 138-143.

Lavigne G. J, N. Huynh, T. Kato et al, 2007. "Genesis of sleep bruxism: motor and autonomic-cardiac interactions," Archives of Oral Biology, vol. 52, no. 4, pp. 381–384.

Lauc T, Kobler P, 1998. Early post-operative complications in oral implantology. Coll Antropol, 22 Suppl, 251-7.

Lee SA, Lee CT, Fu MM, Elmisalati W, Chuang SK, 2014. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (>8 mm) in vertically augmented sites. Int J Oral Maxillofac Implants, 29 (5), 1085–97.

Lekholm U, Gunne J, Henry P et al, 1999. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants, 14 (5), 639-645.

Lekholm U, Zarb GA, 1985. Tissue integrated prostheses: Osteointegration in Clinical Dentistry, Quintessence Pub, Chicago, 199-209.

Lemos A, Verri FR, Junior S et al, 2018. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Health C Eng, 316.

Levi I, Halperin-sternfeld DMDM, Horwitz J, Zigdon-giladi H, Machtei EE, 2017. Dimensional changes of the maxillary sinus following tooth extraction in the posterior maxilla with and without socket preservation.

Li T, Yang X, Zhang D, Zhou H, Shao J, Ding Y, Kong L, 2012. Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic maxillary sinus region with finite element method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 114 (2).

Linderholm H, Wennström A, 1970. Isometric bite force and its relation to general muscle forge and body build, Acta Odontol Scand, 28 (5), 679-689.

Lobbezoo F and M. Naeije, 2001. "Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally," Journal of Oral Rehabilitation, vol. 28, no. 12, pp. 1085–1091.

Lopez Torres JA, Gehrke SA, Calvo Guirado JL, Aristazábal LFR, 2017. Evaluation of four designs of short implants placed in atrophic areas with reduced bone height: A three-year, retrospective, clinical and radiographic study. Br. J. Oral Maxillofac. Surg 55, 703–708.

Malo, P, Rangert B, and Nobre M, 2005. All-on-four immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res, 7 (1), 88–94.

Maló P, De Araújo Nobre M, Rangert B, 2007. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. Clinical implant dentistry and related research, 9, 1, 15-21.

Maló P, Lopes A, 2011. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. European journal of oral implantology, 4, 3.

Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M, 2012. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. Clin Implant Dent Relat Res, 14.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Calletti R, Lazzara R, 2001. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res 12 (5), 423–432.

McCabe JF, 1999. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. Ü. Basımevi ve Film Merkezi stanbul.

McGlumphy EA, 2006. Implant-supported fixed prostheses. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (eds). Contemporary fixed prosthodontics. 4th ed. St. Louis: Elsevier, 379–425.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH ve Bosman F, 1993a. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Archives of Oral Biology, 38 (6), 491-496.

Mendonca JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE and Sotto-Maior BS, 2014. "A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws," Journal of Periodontology, vol. 85, no. 6, pp. 787–794.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G, 1998. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 13, 3.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W, 1995. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants, Int J Oral Maxillofac Implants 10 (3).

Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U, 2001. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. Journal of cranio-maxillo-facial surgery, 29, 2, 100-5.

Misch CE, Steigenga J, Barboza E et al, 2006. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. J Periodontol, 77 (8), 1340-1347, 264.

Misch CE, 2011. Dental implant protezler. In: İmplantların sağlık durumunun skalası: sağlık ve hastalık süreçlerinin klinik değerlendirmesi, Tulunoğlu ĠF(ed), Nobel Tıp Kitabevleri, Ġstanbul, p1059-1070.

Misch CE, 2008. Treatment planning for the edentulous posterior maxilla. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. Mosby, p. 389–405.

Misch CE, 2008. Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Elsevier Mosby, 68-88.

Misch CE, 2005. Dental Implant Prosthetics. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.

Misch CE, 2002. "The effect of bruxism on treatment planning for dental implants," Dentistry Today, vol. 21, no. 9, pp. 76–81.

Misch CE, Kutay Ö, 2009. Dental implant protezler, Nobel Tıp Kitabevleri, p.

Misch CE, 1993. Occlusal considerations for implant supported prostheses. In: Misch, C.E., eds. Contemporary implant dentistry. 1st edition, 705–733. St. Louis: Mosby.

Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P et al, 2014. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (< 10 mm) for implant-supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res, 25, 1119-1124.

Monteiro DR, Silva EV, Pellizzer EP, Magro Filho O, Goiato MC, 2015. Posterior partially edentulous jaws, planning a rehabilitation with dental implants. World J Clin Cases, 3 (1), 65-76.

Monteiro DR, Silva EV, Pellizzer EP, Magro Filho O, Goiato MC, 2015. Posterior partially edentulous jaws, planning a rehabilitation with dental implants. World J Clin Cases, 3 (1), 65-76.

Morand M, Irinakis T, 2007. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. J Oral Implantol, 33 (5), 257-266.

Mozzatı M, Arata V, Gallesıo G, Mussano F, Carossa, S, 2013. Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: A retrospective analysis. Clin. Implant Dent. Relat. Res, 15 (3), 332-340.

Naert I, Duyck J, Vandamme K, 2012. Occlusal overload and bone/implant loss. Clin Oral Implants Res, 23, 95–107.

Naini RB, Nokar S, 2011. Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 26 (4), 776-781.

Neldam CA, Pinholt EM, 2012. State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res, 14 (4), 622-632.

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J, 2010. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. J Oral Rehabil 37 (7), 525–531.

O'Grandy, J., Sheriff, M. ve Likeman, P, 1996. A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry, 4, 117-121.

Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S, 2010. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res, 54 (3), 133-42.

Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A, 2000. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. Int J Oral Maxillofac Implants, 15 (2), 283-286.

Özcelik TB, Ersoy E, Yilmaz B, 2011. Biomechanical Evaluation of Tooth- and Implant-Supported Fixed Dental Prostheses with Various Nonrigid Connector Positions : A Finite Element Analysis. J Prosthodont, 20, 16–28.

Özkır SE, 2007. Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analizi ile incelenmesi (Doktora tezi, Ankara Üniversitesi).

Paesani D, 2010. Bruxism: theory and practice. Berlin: Quintessence Publishing.

Patzelt S, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR, 2014. The all-on-four treatment concept: A systematic review. Clin Implant Dent Relat Res, 16 (6), 836-855.

Pellizzer EP, Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Faria Almeida DA, and Verri FR, 2015. "Analysis of the biomechanical behavior of short implants: the photo-elasticity method," Materials Science Engineering C Mater Biological Applications, vol. 55, pp. 187–192.

Petrie CS, Williams JL, 2005. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res, 16, 486–94.

Petrie C, Walker M, Lu Y, et al, 2014. A preliminary threedimensional finite element analysis of mandibular implant overdentures. Int J Prosthodont, 27, 70–72.

Phillips R, 1991. Science of Dental Materials, WB Saunders Co, Harcourt brace Jovanovich Inc., Philadelphia.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquinis M, 2003. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. Clin Implant Dent Relat Res, 5 (4), 254–62.

Pieri F, Aldini NN, Fini M, Marchetti C, Corinaldesi G, 2012. Retraction. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla using short implants or sinus augmentation with simultaneous standard-length implant placement: a 3-year randomized clinical trial. Clin Implant Dent Relat Res 14 (6), 924-938.

Pilliar RM, Sagals G, Meguid SA, Oyonoarte R, Deporter DA, 2006. Threaded versus porous-surfaced implants as anchorage units for orthodontic treatment: Three-dimensional finite element analysis of peri-implant bone tissue stresses. Int J Oral Maxillofac Implants, 21 (6), 879–89.

Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A, 2012. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral implants Res, 6, 22-38.

Porter SS, 2006. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent, 26 (1), 9-17.

Pullen G, Debenham C, 2011. Short Implants: Reliabilty and Predictability. Dental Economics, 13, 5-12.

Ramoğlu S, Ozan O, 2014. DİŞ HEKİMLİĞİNDE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24.

Ramoğlu S, 2014. Asimmetrik Lokalizasyonlarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Overdenture Protezlerin İmplant ve Çevre Dokulardaki Etkilerinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, Yakındoğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 27.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM, 1997. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants, 12, 360–370.

Renouard F, Nisand D, 2006. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res, 17(2):35–51.

Renouard F, Nisand D, 2005. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 7 Suppl 1, S104-10.

Rocci A, Martignoni M, Gottlow J, 2003. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. Clin Implant Dent Relat Res, 5 (Suppl 1), 29–36.

Rompen E, Domken O, Degidi M, Farias Pontes AE, Piattelli A, 2006. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. Clin Oral Implants Res, 17 (2), 55-67.

Rossi F, Botticelli D, Cesaretti G et al, 2015. Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: a 5-year follow-up prospective randomized controlled multicenter clinical study. Clin Oral Implants Res, 1-7.

Saber FS, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N, 2015. The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects, 9, 4, 246.

Sadowsky SJ, 1997. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. J Prosthet Dent, 78, 28-33.

Sakaguchi RL, & Powers JM, 2012. Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences.

Sanz M, Naert I, 2009. Biomechanics/risk management (Working Group 2) Clin. Oral Implants Res, 20, 107–111.

Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N, 1999. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. Journal of Oral Rehabilitation, 26 (8), 640–3.

Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y, 2005. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 20, 533-9.

Schwarz MS, 2000. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res,11, 156–158.

Sertgöz A, 1997. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis, Int J Prosthodont, 10 (1).

Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA ve Eskitaşcıoğlu G, 2005a. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stres distribution in an implant supported crown. Journal of Prosthetic Dentistry, 93, 227-234.

Sevimay M, Üşümez A ve Eskitaşçıoğlu G, 2005b. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. Journal of Biomedical Material Research, 73(1), 140–147.

Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ, 1994. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. J Prosthet Dent, 71, 23–26.

Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J, 2010. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six Imp: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 25, 239-246.

Sıegele D, Soltesz U, 1989. Numerical investigations of the influence of implant shape on stres distributuion in the jaw bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4 (4), 333-340.

Skalak R, 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. Journal of Prosthetic Dentistry, 49, 6, 843-8.

Skinner EW, Phillips RW, 1960. The science of dental materials, WB Saunders company, p.

Song H-Y, Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R, 2016. A two-short-implant-supported molar restoration in atrophic posterior maxilla: A finite element analysis. The journal of advanced prosthodontics, 8, 4, 304-12.

Stegariou R, Sato T, Kusakari H ve Miyakawa O, 1998. Influence of restoration type on stres distribution in bone around implants: A three dimensional finite element analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 13, 82-90.

Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EAC, et al, 2016. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implantsupported fixed partial dentures. J Appl Oral Sci, 24, 114–120.

Sun HL, Huang C, Wu YR, Shi B, 2010. Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants, 26 (4), 816-825.

Supervision T, 2005. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent, 94, 1, 10-92.

Seker E, Ulusoy M, Ozan O, Doğan DÖ, Seker BK, 2014. Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 29 (1), e1-9.

Şeker E, 2011. Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardakı etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi (Doktora tezi, Yakın Doğu Üniversitesi).

Tada SR, Stegaoriu E, Kitamura O, Miyakawa H, 2003. Kusakari, Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3- dimensional finite element analysis, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 18, 357–368.

Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K, 2010. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All- on-four Concept. J Prosthodont Res, 54 (4), 179-184.

Taşkinsel E, Gümüş HÖ, 2014. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 8, 131-135.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T, 2000. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants 15(1):66–75.

Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F et al, 2008. Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: a 12-month pilot study. T J Prosthet Dent, 99, 351–360.

Telleman G, Raghoebar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ, 2011. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. J Clin Periodontol, 38 (7), 667–76.

Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL, 2008. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. Clin Oral Imlants Res, 19, 227–232.

Toniollo MB, Macedo AP, Pupim D, Zaparolli D, da Gloria Chiarello de Mattos M, 2017. Finite Element Analysis of Bone Stress in the Posterior Mandible Using Regular and Short Implants, in the Same Context, with Splinted and Nonsplinted Prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants, 32 (4), e199-e206.

Tunalı B, 2004. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji (3), Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 9-17.

Tunalı B, 2000. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, Nobel Tıp Kitabevleri, p.

Tosun TC, 2003. Karabuda, and C. Cuhadaroglu, “Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants,” International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, vol. 18, no. 2, pp. 286–292.

Tutak M, Smektala T, Schneider K, Golebiewska E, Sporniak-Tutak K, 2013. Short dental implants in reduced alveolar bone height: a review of the literature. Med Sci Monit, 21 (19), 1037–42.

Türker N, 2018. All-On- Four Tekniğine Göre Farklı Oklüzal Şemalarla Tasarlanmış Tedavi Seçeneklerinde İmplant ve Destek Dokulara İletilen Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Antalya, 137.

Ueda N, Takayama YA, 2017. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. J Prosthodont Res, 61 (3), 324-332.

Ulusoy M, Aydın K, 2003. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, sayfa: 94-120.

Ulusoy M ve Aydın AK, 2010. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I. (3. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

Uysal H, 1997. Kemiğin mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. Oral İmplantoloji Dergisi, Ekim, 36-43.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC, 2006. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 9 (4), 257-70.

Vanlıoğlu B, Özkan Y, Özkan YK, 2011. İmplant destekli restorasyonlarda okluzyon. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 4, 57-64.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent, 36(7), 463-471.

Walton JN, MacEntee MI, 1993. A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. Int J Prosthodont 6, 451-455.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H, 2003. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. Odontology, 91,31–36.

Weinberg LA, Kruger BA, 1995. Comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. Int J Prosthodont, 8 (5).

Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hurzeler MB, Faehn O, Sanavi F ve ark, 2003. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants, 18 (3), 417–23.

Winkler S, Morris HF, Ochi S, 2000. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. Ann Periodontol, 5(1):22-31.

Wyatt C, Zarb GA, 1997. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants, 13 (2), 204-211.

Yang HS, Lang LA, Molina A ve Fenton DA, 2001. The effect of dowel desing and load direction on dowe and core restorations. Journal of Prosthetic Dentistry, 85, 558-567.

Yaşar M, Kılıç E, Alkan A, 2017. Farklı uzunluktakı silindrik implantlarda oluşan stres miktarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Dergisi, 26 (1), 64-70.

Yue X, Wang L, Wang R, Zhou F, 2010. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater, In: Finite element analysis, David Moratal, IntechOpen, Croatia, 1- 43.

Yürekli E, 2017. İmplantların farklı açılarla yerleştirilmesiyle, uzunluklarının arttırılmasının; kemik,implant ve üst yapıda oluşacak stresler üzerine etkisinin sonlu elemanlar stress analiz yöntemiyle incelenmesi (Uzmanlık Tezi, Afyon Kocatepe Universitesi).

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara, 515.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L, 2007. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent, 97 (6 Suppl), S35-43.

Zarb G, Albrektsson T, 1991. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. Int J Periodontics Restorative Dent, 11, 1, 88-91.

Zarb G, Zarb F, Schmitt A, 1987. Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. Dental Clinics of North America, 31, 3, 457-72.

Zitzmann NU, Krastl G, Hecker H, Walter C, Waltimo T, Weiger R, 2010. Strategic considerations in treatment planning: deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth. Journal of prosthetic dentistry, 104, 2, 80-91.

Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R, 2008. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. Int J Oral Maxillofac Implants, 23, 525–30.

Zurdo J, Romao C, Wennstrom JL, 2009. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: A systematic review. Clin Oral Implants Res, 20 (Suppl. 4),59-66, 11.

7. EKLER

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 08 26.12.2019

Konu: 2019/07 sayılı komisyon kararları

Sayın, Prof.Dr. Müjde SEVİMAY

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 19.12.2019 tarihinde yapılan 2019/07 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"Atrofik Maksillada All-On-Six Konseptine Göre, Açılı ve Kısa İmplantların Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi"** konu başlıklı projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Komisyon Başkanı

Ek-1.Turnitin

Atrofik Maksillada All-On-Six Konseptine Göre Açılı ve Kısa İmplantların Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

Yazar Davud Aghayev

Gönderim Tarihi: 26-May-2021 10:40PM (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 1594786841
Dosya adı: ik_Olarak_De_erlendirilmesi_Boyutlu_Sonlu_Elemanlar_Analizi.docx (14.94M)
Kelime sayısı: 18070
Karakter sayısı: 124015

Atrofik Maksillada All-On-Six Konseptine Göre Açılı ve Kısa İmplantların Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

ORİJİNALLİK RAPORU

%15	%15	%3	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	%6
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%3
3	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	%1
4	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
5	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
6	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	%1
7	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	<%1
	www.gecekitapligi.com	