SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI KEMİK TİPLERİNDE SPİRAL ŞEKİLLİ ALÜMİNYUM OKSİT GREFT MATERYALİNİN İMPLANTLARIN STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Elif Sümeyye TOBİ

Danışman:
Prof. Dr. Serhan AKMAN

Konya – 2021-EKİM

İÇİNDEKİLER

Onay ..... **i**

Tez bildirim ..... **ii**

SİMGELER ve KISALTMALAR ..... **vi**

ÖNSÖZ ..... **vii**

ÖZET ..... **viii**

SUMMARY ..... **ix**

1. GİRİŞ **1**

1.1. İmplatın Tanımı ve Tarihçesi 1

1.2. Osseoentegrasyon 3

1.2.1. İmplantın Etrafında Kan Pıhtısının Oluşumu 4

1.2.2. İmplantın Etrafında Granülasyon Dokusunun Oluşumu 4

1.2.3. Woven Kemik Oluşumu 5

1.2.4. Lameller Kemik Oluşumu 5

1.2.5. Kemiğin Yeniden Şekillenmesi 6

1.2.6. Kontakt ve Uzaklık Osteogenezisi 6

1.3. Dental İmplant Uygulamalarında Stabilizasyon 7

1.3.1. Primer Stabilite 7

1.3.2. Sekonder Stabilite 8

1.4. Dental İmplatlarda Yükleme Protokolleri 9

1.4.1. İmmediat (Derhal) Yükleme Protokolü 10

1.4.2. Erken Yükleme Protokolü 13

1.4.3. Geç (Klasik) Yükleme Protokolü 14

1.5. Greft Materyalleri 16

1.5.1. Otojen Kemik Greftleri 18

1.5.2. Homojen Kemik Greftleri 18
1.5.3. Ksenojenik Kemik Greftleri (Heterojen Kemik Greftleri) 19
1.5.4. Alloplastik Kemik Greftleri 19
1.6. Kemik Kalitesi 21
1.7. Biyomekanik ile İlgili Kavramlar 22
1.7.1. Kuvvet 22
1.7.2. Gerilme (Stress) 25
1.7.3. Asal Gerilmeler (Principal Stress) 26
1.7.4. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress) 26
1.7.5. Gerinim/Deformasyon (Strain) 27
1.7.6. Esneklik Katsayısı (Young's Modulus E) 27
1.7.7. Poisson Oranı (v) 28
1.7.8. Elastiklik Modülü 28
1.8 Gerilme Analiz Metotları 28
1.8.1. Fotoelastik Gerilme Analizi 29
1.8.2. Denek Hayvan Çalışmaları 29
1.8.3. Strain Gauge (Gerinim Ölçer) Kullanımı 29
1.8.4. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer) 30
1.8.5. Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Gerilme Analizi) 30
1.8.6. Sonlu Elemanlar Analizi 30
1.9. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar 33
1.9.1. Düğüm (Node) 33
1.9.2 Eleman (Element) 34
1.9.3. Mesh (Ağ) Oluşturulması 34
1.9.4. Sınır Koşulları (Boundary Conditions) 34
1.9.5. Aksisimetrik Model 34

1.9.6. Katı Modelleme (Solid Modelling) 35
1.9.7. Bir, İki, Üç Boyutlu (1D, 2D ve 3D) Modelleme 35
2. GEREÇ VE YÖNTEM 36
2.1. Tasarım Aşaması 36
2.2. Üç Boyutlu Sonlu Eleman (FE) Modellemesi 41
2.3. Sınır Komşularının Belirlenmesi 43
2.4. Sonlu Eleman Modelinin Analizi 45
2.5. Stres Analizi Kriterleri 45
3. BULGULAR 46
3.1. Maximum Principal Stres Dağılımları 46
3.1.1. Maximum Principal Stres-Eksenel (Axial) Yükleme Altında Kortikal Kemik 48
3.1.2. Maximum Principal Stres-Yanal (Oblique) Yükleme Altında Kortikal Kemik 51
3.1.3. Maximum Principal Stres-Eksenel (Axial) Yükleme Altında Trabekuler Kemik 54
3.1.4. Maximum Principal Stres-Yanal (Oblique) Yükleme Altında Trabeküler Kemik 57
3.2. Maximum Equvielent Von-Mises Sress Dağılımları 60
3.3. Yer Değiştirme (Total Displacement) Değerleri 61
4. TARTIŞMA 62
5. SONUÇ ve ÖNERİLER 74
6. KAYNAKLAR 75
7. EKLER 84
EK A: Etik Kurul Kararı
8. ÖZGEÇMİŞ 85

ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, tecrübelerini ve desteğini esirgemeyen kıymetli hocam Prof. Dr. Serhan Akman'a,

Öğrencilik ve doktora eğitimim süresince değerli bilgilerini paylaşan ve eğitimime katkıda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İsa Yöndem ve tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, dostluklarını ve sevgilerini paylaşan tüm çalışma arkadaşlarıma,

Sonlu elemanlar yöntem ve analizlerin yapımında katkılarından dolayı M. Kaan Arıkan' a(WIFSYS),

Doktora eğitimim süresince kıymetli bilgilerini ve tecrübesini benimle paylaşan kıymetli ağabeyim Dr. Hakkı Çelebi' ye

Öğrencilik ve doktora eğitimim süresince sevgileri ve desteklerini her zaman hissettiğim, tezimin her aşamasında desteklerini esirgemeyen değerli dostlarım İlkay Kollu, Ezgi Çavdar ve Esra Talay' a,

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nde görev yapan ve değerli yardımlarını esirgemeyen sayın Hatice ve Evren Ünal'a,

Tüm hayatım boyunca verdikleri karşılıksız sevgi ve destekleri ile sonsuz fedakarlıkları için sevgili annem, babam ve kardeşlerime,

Ve son olarak kıymetli eşim *Kürşat Yazan'a*,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım…

KISALTMALAR

AL: Alüminyum

AIDS: Acquired Immune Defiency Syndrome

BGF: Bone Growth Factor

CAD: Computer Aided Design

CAM: Computer Aided Manufacturing

Cm: Santimetre

E: Esneklik Katsayısı

Gpa: Gigapaskal

HA: Hydroxyapatite Coatings

ISQ: İmplant Stability Quotient

Kg: Kilogram

m: Metre

Max: Maximum

Min: Minumam

Mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

N: Newton

Nm: Nanometre

O: oksijen

RFA: Resonance Frequency Analyisis

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

SLA: Sand blasted, Large girt, Acid etched

TCP: Trikalsiyum Fosfat

Ti: Titanyum

TPS: Titanyum Plazma Sprey

µm: Mikrometre

V: Poisson Oranı

Özet

Bu çalışma ile özel olarak tasarlanmış bir greft materyalinin üç farklı kemik tipinde aksiyal ve oblik yükleme ile oluşan stres değerleri üzerine etkisinin incelenmesi ve her bir kemik tipi için ideal ebatların belirlenmesi amaçlanmıştır. Greft materyali ve implantın yerleşim mekanizmasının da ayrıca stres oluşumunu azaltması, primer stabiliteyi artırarak immediat ve erken yüklemeye imkan sağlaması beklenmektedir.

Titanyum implant ve abutment, alüminyum oksit greft materyali ve D2-D3-D4 kemik tiplerinin sonlu elemanlar modellemesinde ANSYS FE Modeler yazılımı (ANSYS Inc, Conansburg, PA, US) kullanılmıştır.

Bu çalışmada abutment parçasına iki farklı büyüklük ve doğrultuda kuvvet uygulanacaktır. Eksenel kuvvet (axial load) literatür çalışmaları doğrultusunda 250N büyüklüğünde belirlenmiş olup abutmentın protez ile temas ettiği yüzeyden dört eşit aralıklı noktalar seçilerek uygulanmıştır. Yanal kuvvet (oblique load) ise 100N büyüklüğünde seçilerek abutmentın yan yüzeyine düşey eksen (- y ekseni) ile 30 derecelik açı yapacak şekilde uygulanmıştır.

Stres/deplasman değerleri ANSYS Mechanical APDL çözücüsünün kullandığı metotlarla yakınsanarak elde edilmiştir. Denklem takımlarının çözülerek istenilen değerlere yakınsama yapılabilmesi için Newton-Raphson metodu kullanılmıştır. Bu çalışma için iki farklı yük altında 18 ayrı model denenerek toplamda 36 adet çözüm işlemi yapılmıştır. Yapılan çözümlerin doğruluğu SIMULIA Abaqus yazılımı (Dassault System Corp, Waltham, MA, US) ile yeniden çözülerek karşılaştırılmıştır.

Yaptığımız çalışmada, literatür bilgileriyle benzer olarak aksiyal ve oblik yükleme altında D2, D3, D4 kemik tiplerinde kortikal kemik için en yüksek asal gerilme değerleri D4 kemik tipinde gözlenmiştir. Fakat trabeküler kemikte farklı olarak D4 kemik tipinde en yüksek asal gerilme değerleri D3 e göre daha düşük gözlenmiştir. Ayrıca D4 kemik tipindeki en yüksek asal gerilme değerleri D2 ye oldukça yakın bulunmuştur. Bunun sebebi düşük yoğunlukta trabeküler kemikte Alüminyum Oksit greft materyalinin stres dağılımında farklı davranması, elastisite modülüsünün kemiğin elastisite modülüsüne daha yakın olması ve primer stabiliteyi artırması olabilir.

Anahtar sözlük; alüminyum oksit, titanyum, sonlu elemanlar analizi, greft materyali

Summary

In this study, it was aimed to investigate the effect of a specially designed graft material on the stress values caused by axial and oblique loading in three different bone types and to determine ideal sizes for each type of bone. Graft material and implant placement mechanisms are also expected to reduce stress formation, increase primer stability, and enable immediate and early loading.

ANSYS FE Modeler software (ANSYS Inc., Conansburg, Pa., US) was used in the modeling of the finite elements of titanium implant and abutment, aluminum oxide graft material and D2-D3-D4 bone types.

An axial load of 250 N and an oblique load of 100 N (30 degrees of inclination in relation to the long axis of implant) was applied to simulate the mean value of the posterior bite force in human.

Stress / displacement values were obtained by using ANSYS Mechanical APDL solver. The Newton-Raphson method was used to solve the equations and converge to the desired values. For this study, 18 different models were tested under two different loads and totally 36 solution operations were performed. The correctness of the solutions was resolved with SIMULIA Abaqus software (Dassault System Corp, Waltham, MA, US).

In our study, under axial and oblique loading the highest maximum principal stresses for cortical bone in D2, D3, D4 bone types were observed in the D4 bone type, similar to the literature. However, in the trabecular bone, the maximum principal stresses in D4 bone type were lower than in D3, differently. In addition, the highest maximum principal stresses in the D4 bone type are very close to D2. Because of the different behavior of Aluminum Oxide graft material in stress distribution in low density trabecular bone may be that the elasticity modulus of graft material is closer to the bone and increases the primer stability of the implant.

Key words; aluminum oxide, titanium, finite element analysis, graft material

1.GİRİŞ

Günümüzde dental implantlar Branemark'ın 1960'lı yıllarda yayımlamış olduğu protokol dahilinde uygulanmaktadır. Bu protokole göre implantların cerrahi olarak yerleştirilmesinden sonra herhangi bir yükleme yapılmadan doku altında gömülü olarak osseoentegrasyon sürecinin tamamlanması gerekmektedir. Osseoentegrasyon, canlı kemik dokusu ile saf titanyumdan yapılmış olan implant yüzeyi arasındaki direkt ve devamlı temas anlamına gelmektedir. Branemark bu sürecin tamamlanması için gerekli olan süreyi alt çenede 3-4 ay üst çenede ise 6-8 ay olarak bildirmiştir. Bu protokol ışığında başarılı bir implant tedavisi için, implantların iki aşamalı cerrahi işlem ile yerleştirilmesi gerektiği belirtilirken; daha sonra yapılan klinik ve histolojik çalışmaların sonucunda aynı başarının tek aşamalı cerrahi işlemlerle de elde edilebileceği ifade edilmiştir.

Son yıllarda implantların hemen yüklenmesi veya osseoentegrasyon sürecini kısaltmaya yönelik birçok çalışma yapıldığı görülmektedir. Dental implant uygulamalarının diğer tedavi seçeneklerine göre daha riskli, daha maliyetli ve daha hassas olduğu bir gerçektir. Bu yüzden hemen yükleme ile ilgili başarılı sonuçlar alınmış olsa da bu tedavi yöntemi diş hekimleri tarafından çok tercih edilmemektedir.

Bu çalışma ile düşünülen tasarım greft materyalin implantın primer stabilitesine katkıda bulunarak erken yüklemeye sağladığı fayda test edilmiştir.

1.1. İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

İmplant sözcüğü Latince 'in' içerisine, içerisinde ve 'planto' ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. İmplant genel olarak; 'kaybolan fonksiyonun yeniden kazanılması amacı ile canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik madde' şeklinde tanımlanabilir (Block ve Kent 1995).

Diş hekimliğinde implant ilk olarak, Maggiolo tarafından 1809 yılında diş kök formunun oluşturulması için kullanılmıştır. Haris 1887 yılında, kurşunla kaplanmış postlara uyumlandırılmış porselenden yapılan dişlerin kullanımını bildirmiştir. Birçok materyal test edilmiş ve 1900' lerin başında Lambotte, alümunyum, gümüş, pirinç, kırmızı bakır, magnezyum, altın ve nikelle kaplanmış yumuşak çelikten implantlar

hazırlamıştır. Lambotte, bu metallerin birçoğunun vücuttaki elektrolitik aksiyon nedeniyle korozyona uğradığını bildirmiştir. Daha önceleri diş şeklindeki köklerden oldukça belirgin olarak farkılılık gösteren ilk kök formundaki dizayn 1909 yılında kullanılan iridoplatinden yapılan Greenfield lattice-caged (kafes) dizaynıdır. Cerrahi işlemde kalibre edilmiş bir trefan frezle implant içerisinde kemik kalacak şekilde dizayn edilmiştir. İmplant kronu internal bir ataşman ile birkaç hafta sonra implanta bağlanmıştır. Bu implantın bir nebze başarılı olduğu bildirilmektedir(Branemark 1983).

Kobalt krom molibden alaşımı oral implantolojiye 1938 yılında Strock tarafından üst sol kesici dişin yerine implant yerleştirilerek sunulmuştur. Abutman postu ve bireysel kuron tamamen iyileşme sonrasında ilave edilmiştir. Bu zamanlarda istenilen iyileşme şekli ankiloz idi. Bu da klinik olarak rijit fiksasyon terimine denk gelmektedir. Rijit fiksasyon, klinik olarak gözlemlenen mobilitenin yokluğu olarak tanımlanan klinik bir terimdir. Strock tarafından ilk yerleştirilen implant 40 yıl sonra halen fonksiyon görmekteydi (Nakajıma ve Okabe 1996).

1953'te Sollier ve Chercheve, kemik içi implantın vertikal yönde boyunun uzatılarak kemiği de geçmesi ve kemiğin ötesinden çıkan ucunun, dolayısıyla tüm implantın, vidalarla sabitleştirilmesi düşüncesinden yola çıkarak transosseöz implantı geliştirmişlerdir. 1962'de Perron Andre Formiggi'nin vida şeklindeki implantına çok benzeyen, ama onun daha geliştirilmişi olan bir implant modeli ortaya atılmıştır. Bu araştırıcı aynı zamanda birçok histolojik araştırma da yapmıştır ve çalışmaların sonunda, eğer implant yerinde travmaya maruz kalmadan tutunabiliyorsa implantın kıvrımlarında bir kemik entegrasyonu olduğunu ifade etmiştir. Bir yazısında, implantın travmaya maruz bırakılmadan sabit şekilde en az bir yıl yerinde bırakıldıktan sonra kemik ile entegrasyon safhasına varıldığını dile getirmiştir. O döneme kadar alveol kemiğinin 'derinlik' (vida şeklinde implantlar) ve 'yüzey' (subperiosteal implantlar) olmak üzere yalnızca iki boyutu değerlendirilirken; 1968'de Linkow alveol kemiğinin 'genişlik boyutu' nu da ele alarak '*blade*' implantı geliştirmiştir (Taylor ve Agar 2002).

1960' ların sonunda Branemark ve ark. ile 1970' lerin ortalarında Schroeder ve ark., konuyla ilgili iki önemli çalışma grubunu oluşturmuştur. Her iki grup da, kemiğin ve titanyum dental implantın direk teması sonucu oluşan bağlantının, implantın klinik stabilitesi için önemli olduğunu vurgulamış ve bu durumu Branemark 1967' de

‘osteointegrasyon’ olarak tanımlamıştır. 1970’ lerin sonunda dental implantların kullanımı daha bilimsel nitelikte; akademik ortamda tartışılır ve araştırılır olmuştur (Fritz 1997).

Kullanılan materyallere göre: metaller, seramikler, polimerler ve karbon esaslı maddeler olmak üzere ayrılabilir. Metaller sınıfı içindeki titanyum, biyouyumluluğu ve kemiğe osseoentegrasyonu ile en çok tercih edilen materyaldir.

1.2.Osseoentegrasyon

‘Osteoentegrasyon’ yaşayan kemik dokusunun komşu yüzeyiyle, yük taşıyan implant arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır. Uygulama sonrası iyileşme süresi içerisinde izlenen, kemik ve implant arasında yumuşak doku katmanı oluşmadan elektron mikroskobunda görülen bağlantıdır. İmplant osteotomisinin ardından, implant materyali üzerinde kemik oluşumu tamamlanıncaya kadar meydana gelen iyileşme prosesi, kortikal ve spongioz kemikte oluşan çeşitli aşamaları içerir.

Bazı araştırmacılara göre uzun dönem implant stabilitesi için, implantın kemik içerisine rijit olarak fikse edilmesi gerekir (Branemark 1983). Bunun tersine diğerleri implantın klinik olarak mobil olmaması için direk kemik içerisine penetre olduktan sonra bir dizi kemik-implant iyileşmesi aşamasının gerçekleşmesi gerektiğini öngörmüşlerdir (Young ve Keller 1984, Albrektsson ve ark 1986). İmplant, cerrahi olarak hazırlanmış bir sokete yerleştirildiğinde, bir dizi vasküler ve immünolojik olay gerçekleşir. Zaman içerisinde, soket duvarları ve implant arasındaki boşlukta reperatif osteogenez ile yeni kemik oluşumu gerçekleşmekte ve bu durum implantın klinik olarak fiksasyonu ile sonuçlanmaktadır (Tondevild ve Eliasen 1982). Branemark’ ın tanımına göre osseoentegrasyon ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direk temasın olmasıdır (Branemark ve ark 1977). Bu tanımdan anlaşılacağı üzere osseoentegrasyon aslında histolojik bir tanımlamadır.

1.2.1. İmplantın Etrafında Kan Pıhtısının Oluşumu

İmplantasyon işleminden kaynaklanan travma sonucu hemoraji oluşur. İmplant yüzeyi ile cerrahi olarak hazırlanan implant sahası arasında kan ile dolan tipik bir boşluk oluşmaktadır. Temasa bağlı olarak, implant yüzeyi plazma proteinlerinden oluşan bir tabaka ile kaplanır; bunu platelet adezyonu, aktivasyonu ve degranülasyonu izler. Hızlı bir fibrin pıhtısı oluşumu, aktive olan koagülasyon mekanizmasından kaynaklanır (Gemmell ve Park 2000). Pıhtı daha fazla kanama olmasını önleyen fiziksel bir bariyer görevi görmektedir. Platelet aktivasyonu, yara iyileşmesinde kritik önemi olan gelişim faktörleri ve sitokinlerin salınımına neden olur. Böylece, osteojenik hücrelerin implant yüzeyine doğru göçünü sağlayan kemotaktik bir gradyan oluşur. Hücreler, peri-implant yara sahasında, fibrin ve diğer proteinlerden oluşan biyolojik bir matriks içinde hareket ederler. Pıhtı, gelişim faktörleri ve sitokinlerden oluşan bir rezervuar görevi görürken hücre göçü için priovizyonel bir matriks sağlar. İmplant yüzeyinin doğası, başlangıçtaki kan ve implant etkileşimleri üzerinde pek çok açıdan etkilidir çünkü protein ve platelet cevapları implantın fiziksel özelliklerindeki ufak değişimlere oldukça hassastır. Platelet aktivasyonu, fibrinojen adsorpsiyonu ve platelet adezyonu, düzgün bir yüzey ile karşılaştırıldığında, mikro pürüzlü bir yüzeyde daha fazladır (Park ve Davies 2000).

Pıhtı oluşumunu takiben, yara sahasında enflamatuar hücreler görülür. Monosit ve fibroblastlardan önce nötrofil infiltrasyonu olur. Monositler makrofajlara farklılaşır ve yara artıklarının fagositozunda görev alır. Hücresel aktivite, oksijen ihtiyacının kaynakları aştığı ve böylelikle anaerobik metabolizmanın başladığı pıhtı merkezinde en yüksek seviyededir. Pıhtının ortasındaki laktik asit birikimi pH' ın düşmesine neden olur ve azalan oksijen gradyanı endotelyal ve mezankimal hücreler için kemotaktiktir.

1.2.2. İmplantın Etrafında Granülasyon Dokusunun Oluşumu

Yeni kan damarlarının oluşumu (anjiyogenez) kemik tamiri esnasındaki yüksek hücresel aktivite için çok önemlidir. Anjiyogenez, öncelikle, endotelyal hücrelerin çukur kapiller tomurcuklar oluşturmak üzere kemotaktik gradyan boyunca göç ettiği post kapiller venüllerde başlatılır. Düşük oksijen gerilimi, yüksek metabolik aktivite ve makrofaj aktivasyonunun ilk 48-72 saatte oluşan iyileşme sürecinde anjiyogenezi

kolaylaştırdığı gösterilmiştir (Albrektsson ve ark 2003, Cardaropoli ve ark 2003). Yeni kapillerler granülasyon dokusunun yaklaşık % 60' ını oluştururlar. Geri kalanı makrofajlar, fibroblastlar ve bir miktar gevşek bağ dokusundan ibarettir. Granülasyon dokusunun oluşumu 4. gün dolaylarında başlar ve hafta boyunca devam eder. Kombine fibroplaziler ve anjiyogenez süresince geçici bir bağ doku matriksi kurulur. Makrofajlar, fibroblastlar ve yeni kan damarları kendi aralarında bağımlıdır. Makrofajlardan salınan gelişim faktörleri, hücresel aktiviteyi devam ettirecek besinleri taşıyarak hücre ve damar gelişimine destek veren hücresel matriksi sentezlemek üzere fibroblastları uyarır. Yara iyileşmesi ilerledikçe, geçici matriksin yerini fibroblastlarca sentezlenen kollajenden zengin matriks alır. 7-10 gün dolaylarında, fibroblastların bir kısmı yara büzülmesini sağlayan kontraktil kuvvetleri üretmek üzere miyofibroblastlara dönüşür. İmplant çevresindeki kollajen ve zengin kapiller ağın oluşturduğu bu dokuya ***'granülasyon dokusu'*** adı verilir. Granülasyon dokusu, düşük oksijen satürasyonu ile karakterize bir dokudur (Miloro ve ark 2004).

1.2.3. Woven Kemik Oluşumu

Kemik oluşumunun başlangıcı osteoblast polarizasyonu, protein üretimi ve sekresyonu ile belli olur. Başlangıçta, kolajenöz olmayan kemik proteinlerinin özellikle osteopontin ve kemik siyaloproteini implant yüzeyine adsorpsiyonu vardır. Daha sonra, proteinlerin kalsiyum bağlayıcı sahalarında kalsiyum nükleasyonu olur ve bunu kristal bir gelişim fazı takip eder. Sonuç olarak da, interfasiyal matriks ve üzerini kaplayan kolajenöz matriks birleşir, olgunlaşır ve mineralize olur. Yeni oluşan bu kemiğe 'woven kemik' ya da 'primer kemik spongiyoza' adı verilir. Ratsgele düzenlenmiş kolajen fibriller, düzensiz şekilli osteositler ve görece olarak düşük mineral yoğunluğu ile karakterizedir. Woven kemik oluşumu, implant yerleşiminden sonraki ilk 4-6 hafta içinde belirgindir (Albrektsson ve ark 1994, Albrektsson ve ark 2003, Berglundh ve ark 2003, Cardaropoli ve ark 2003, Davies 2003)

1.2.4. Lameller Kemik Oluşumu

Woven kemik ikinci aydan itibaren yavaş yavaş Havers yapılanması ve kemik iliği görülen lameller kemiğe dönüşür. Kolajen fibrillerin değişen bir seyir ile paralel

tabakalar halinde paketlenmesi lameller kemiği güçlendirir. Yeni oluşan lameller kemik, implantın yüklenmesi için gereken rijit fiksasyonu sağlayacak şekilde implant yüzeyi ile yakın temasta olan hem primer hem de sekonder osteonlara sahiptir (Albrektsson ve ark 1994, Albrektsson ve ark 2003, Berglundh ve ark 2003, Cardaropoli ve ark 2003, Davies 2003).

1.2.5. Kemiğin Yeniden Şekillenmesi

Yeniden şekillenme 3. ay dolaylarında başlar ve birkaç haftalık artan yüksek aktivite sonrasında tekrar düşer, ama yaşam boyu devam eder. Bu, destekleyici elemanların boyutunu ve oryantasyonu değiştirerek, kemik yapısının yüke olan fonksiyonel adaptasyonunu yansıtır (Stanford ve Brand 1999). Yeniden şekillenme osteoklastik rezorpsiyon ile başlar ve lameller kemik depozisyonu ile devam eder.

1.2.6. Kontakt ve Uzaklık Osteogenezisi

İmplant yüzeyi üzerindeki kemik depozisyonu iki ayrı mekanizmadan oluşur: uzaklık osteogenezisi ve kontakt oteogenezisi. Her ikisi de yeni kemiğin oluşumunu içerir (Davies 2003). Hazırlanan sahada kemiğin gördüğü mikro hasar bir tamir reaksiyonu olarak kemik oluşumunu uyarır (uzaklık osteogenezisi) (Hoshaw ve ark 1994). Roberts'a (Roberts 1988) göre, osseöz yara sahasına komşu kompakt kemiğin yaklaşık 1 mm' si, ideal cerrahi tekniğine rağmen, operasyon sonrasında nekroze olmaktadır. Bu nekrotik kemiğin tamiri için gerçekleşen yeniden şekillenme yaklaşık 4 ay sürmektedir. Bu yeni matriksi oluşturan osteojenik hücreleri mevcut kemik yüzeyleri sağlar.

Kontakt osteogenezisi implant yüzeyinde olur ve farklılaşan osteojenik hücrelerin göçüne (osteokondüksiyon) bağlıdır. Osteojenik hücrelerin farklılaşmamış perivasküler bağ doku hücreleri olan 'perisitler'den türediği düşünülmektedir.

Farklılaşmamış mezankimal hücreler fibrin ve kan pıhtısındaki diğer yapısal proteinlerden oluşan 3 boyutlu matriks içinde implant yüzeyinde göç ederler, farklılaşırlar ve kemik depozisyonunu başlatırlar. Osteoblastlar, doğrudan implant yüzeyi üzerine, 'sement çizgisi' adı verilen kolajensiz bir matriks salgılarlar.

Osteojenik hücrelerin metabolik aktivitesi yeterli kan sağlanmasına bağlıdır. Kontakt ve uzaklık osteogenezisi beraberce kemik – implant temasını sağlarlar. İkisinin bir arada tüm implant yüzeylerinde oluşmasına rağmen, ideal kontakt osteogenezisinin sağlandığı bir implant ile olumlu bir sonuç elde edilmesi ve dolayısıyla implantın erken stabilitesinin sağlanması daha olasıdır (Davies 2003).

İmplantlarda Başarı Kriterleri:

Günümüzde osseoentegre implantlar için en çok kabul gören başarı kriterlerinden biri Albrektsson ve Zarb'ın 1986'da açıkladığı kriterlerdir:

1- Klinik olarak test edildiğinde implantta herhangi bir hareket olmamalıdır,

2- İmplantlarda ağrı, hassasiyet, rahatsızlık veya enfeksiyon olmamalıdır,

3- Radyografik görüntüde implantların çevresinde herhangi bir radyolusensi olmamalıdır,

4- Bir yıllık fonksiyonu takiben her yıl ortalama vertikal kemik kaybı 0.2 mm' den fazla olmamalıdır,

5- Hastaların beş yıllık takip sonuçlarında basarı oranı en az % 85, 10 yıllık takip sonrası basarı oranı ise en az % 80 olmalıdır (Albrektsson ve ark 1986). Daha sonra 1989 yılında Smith ve Zarb bu kriterlere bir madde daha eklemişlerdir;

6- İmplant üst yapısının hem fonksiyon hem de estetik açıdan hasta ve doktor için başarılı sonuç elde edilmesine imkan vermesi.

1.3. Dental İmplant Uygulamalarında Stabilizasyon

İmplant stabilitesi, kemik ve implant yüzeyi arasındaki kontak miktarına bağlıdır. Bu yüzden primer ve sekonder stabilite değerlendirilmelidir.

1.3.1. Primer Stabilite

Mekanik bir parametre olup cerrahiden hemen sonra gözlenen stabilite diye de tanımlanmaktadır.

Primer stabilitenin:

- İyileşmenin ve osseointegrasyonun oluşabilmesi ve de

- İyileşme sırasında implant-doku arasındaki kaçınılmaz fonksiyonel kuvvetlerin optimal stress dağılımına izin verebilmesi icin gerekli olduğu tespit edilmiştir.

Primer implant stabilitesinin temel olarak da 3 faktörle ilişkili olduğu belirtilmektedir:

1) Lokal kemik miktarı ve kalitesi

2) İmplantın geometrisi (uzunluğu, çapı, tipi)

3) Yerleştirme tekniği ve kullanılan sisteme özgü cerrahi protokol (frez boyutu ile implantın uyumu)

Yapılan incelemelerde; eğer implant yerleştirildiği anda yeterince stabil değilse, iyileşme sürecinde mikro hareketin meydana gelebileceği bunun sonucunda da normal iyileşme düzeninin bozularak, implant etrafında fibröz doku kapsülü oluşabildiği ileri sürülmüştür. Bunun da implantın mobilite kazanması ve osseointegre olmaması ile sonuçlanacağı belirtilmiştir. Primer stabilite icin gerekli şartlardan ikisi, kemik-implant kontakt miktarı ve bunlar arasındaki sıkıştırıcı stres olarak sıralanmıştır (Meredith ve ark 1998).

1.3.2. Sekonder Stabilite

Sekonder stabilite, iyileşme süreci içinde implant-doku arasındaki kemiğin rejenerasyonu ve remodele olması ile elde edilen durum olarak tanımlanmaktadır. Ara yüzde kemik oluştuktan sonra (osseintegrasyon) implant üst yapısının, gelen yükleri dayanaklar arasında etkin bir şekilde dağıtması gerektiği ortaya konmuştur (Meredith ve ark 1998). Primer stabilite, implant iyileşmesi için gerekli iken, sekonder stabilitenin fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlerin karşılanması için gerekli olduğu açıklanmıştır (Meredith ve ark 1998, Morris ve ark 2000). İmplant iyileşmesinin, neredeyse dogma olacak şekilde kabul görmüş klasik gereklerinden birisi de, mandibuler implantlarda 3 ay, maksiller implantlarda ise 6 ay, yüklenmeden geçen bekleme suresidir. Ancak sonuç restorasyonu kısa sürede tamamlamanın, hastalar üzerindeki olumlu sosyal ve psikolojik etkileri, iyileşme periodunu kısaltmanın; hatta implantları immediat olarak yerleştirip yüklemenin imkanlarının araştırılmasını zorunlu kılmıştır.

1.4. Dental İmplantlarda Yükleme Protokolleri

İmplantlar uzerine statik ya da dinamik olarak uygulanan kuvvete yükleme denir. Yüklemenin az ya da çok olması durumlarının her ikisinde de kemikte rezorbsiyon olabilmektedir. Cerrahi sonrası aşırı yükleme sonucu oluşabilecek mikro hareketin, ara yüzde osseoentegrasyon yerine fibroz tamire yol açabildiği ileri surulmuştur (Gotfredsen 2001).

Klinik çalışmalar, implant çevresindeki kemik kaybının yükleme ile bağlantılı olabileceğini göstermiştir. Sonlu eleman modelleri ve fotoelastik teknikler kullanılarak yapılan invitro deneyler, lateral veya oblik yüklemeler sonrası, özellikle implant çevresindeki kemiğin boyun bölgelerinde, stres yoğunlaşmalarının oluştuğunu göstermiştir. Aynı zamanda kemiğin yapısının da bu stres dağılımını etkilediği bulunmuştur (Esposito ve ark 1998). Kemiğin yüklemeye karşı verdiği cevabı araştıran çalışmalarda, yükleme ile ilgili belirli değişkenler belirtilmiştir:

- Yükleme tipi (dinamik veya statik)
- Yükleme yonu
- Yükleme miktarı
- Yükleme süresi
- İmplant (materyal, şekil, yüzey özellikleri)
- Kemik (miktarı ve kalitesi)
- Mukoza (mukositis, peri-implantitis)(Gotfredsen 2001)

Brunski' nin teorisine gore 100 μm' lik bir hareket, iyileşmenin osseoz entegrasyon yerine fibröz entegrasyona gittiği seviyedir (Brunski ve ark 1979, 1979).Yine çalışmalarda, 150 μm ya da daha fazla hareketin fibroz bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir. Günümüzdeki inanış ise, 50 μm' ye kadar olan mikro hareketin, iyileşme sürecinde osseointegrasyonun oluşmasını engellemediğidir(Gatti ve ark 2000, Horiuchi ve ark 2000).

Erken yükleme başarısızlığı özellikle düşük yoğunluklu kemikte sıklıkla bildirilen bir komplikasyondur (Glauser ve ark 2001). Erken cerrahide başarısızlık olarak tanımlanabilecek durumlar:

- Primer stabilizasyonun olmaması

- Sürekli, önüne geçilemeyen ağrı ve enfeksiyon
- İyileşme döneminde radyografide implant çevresinde saptanan radyolusensi
- İmplant uzunluğunun yarısından fazla destek kemik kaybı
- Kontrol edilemeyen eksudasyon
- Uygun olmayan açılama ve yerleştirme

Yükleme protokollerini, yerleştirme protokollerinden ayırarak incelemekte yarar vardır. Çünkü dişlerin kaybı sonrası yerleştirme zamanına gore farklılık gösterebilen implantların yüklemesi temel olarak 3 şekilde sınıflandırılmaktadır:

1) İmmediat (Derhal) Yükleme Protokolü
2) Erken Yükleme Protokolü
3) Geç (Klasik) Yükleme Protokolü

Klasik bilgiler yüklemenin cerrahiyi takiben 3-6 ay icinde olmasını savunur. 'Klasik Yükleme Protokolü' olarak adlandırılan bu uygulama, gecmişte başarının sağlanmasında 'olmazsa olmaz' bir ön şart olarak sunulmaktaydı. Ancak araştırmalarda implantların immediat ve erken yüklemeleri ile ilgili uygulamalara giderek artan bir ilgi vardır (Cornelini ve ark 2000, Grunder 2001, Schultes ve Gaggl 2001).

1.4.1. İmmediat (Derhal) Yükleme Protokolü

Branemark tarafından ortaya konulan iki fazlı iyileşme protokolunun en büyük dezavantajı tedavi süresinin uzunluğu olarak görülmektedir. Yaklaşık 6 ay kabul edilen bu sürenin 5 ayında osseoentegrasyonun oluşması beklenmektedir. Bu sürenin kısaltılıp kısaltılamayacağı ise, günümüzde hala araştırılan bir konudur (Corso ve ark 1999).

İmmediat yükleme, implantların ilk 2 gün içinde yüklenmesi esasına dayanır. İmmediat yüklemeye yönelik ilk çalışma Ledermann' ın (1979), mandibuler overdentureları stabilize etmek amacıyla TPS yüzeyli vida şeklindeki implantları immediat olarak yüklemesidir. Çalışmanın protokolü, bikortikal ankrajı sağlayacak 3-4 implantı mandibulanın anterior bölgesine yerleştirmesi şeklindeydi. İmplantlar aynı gün splintlenerek yüklenmiş ve çalışma sonunda yüksek başarı elde edilmiştir.

Ledermann (1984), benzer başka bir çalışmasında 138 hastaya yerleştirilen 476 implantı 81 ay takip etmiş ve çalışma sonunda 42 implant kaybederek % 91,2' lik başarı oranına ulaşmıştır. Ledermann' ı takip eden birçok araştırıcı mandibuler overdenture' ları immediat yüklemiştir (Babbush ve ark 1986, Spiekermann ve ark 1995, Chiapasco ve ark 1997, Ganeles ve ark 2001, Walton 2003). Çalışmaların çoğu anterior mandibulada yapılmış ve tüm implantların klinik olarak stabil olması göz önünde bulundurulmalıdır. Benzer şekilde, maksiller overdentureların da belirli şartlar altında başarılı bir şekilde immediat olarak yüklenebileceği sonucuna varılmıştır (Mericske-Stern ve ark 2000).

İmplant üstü köprülerin immediat yükleme prensiplerinin ilk olarak Schnitman (Schnitman ve ark 1997) tarafından açıklanmasından sonra, günümüze kadar konuyla ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu amaçla dişsiz çenelerin, implantlar ile tedavileri için hemen hemen tüm markalar, immediat yüklenen tasarımlar geliştirmiştir (Palacci ve Ericsson 2001, Gallucci ve ark 2004).

Alışılmış iki aşamalı teknik ile karşılaştırıldığında, tek basamaklı immediat uygulamaların avantajları sayılacak olursa:

- İmmediat fonksiyon ve estetik sağlaması
- Geçici protez yapımına gerek kalmaması
- İkinci basamak cerrahi işleme ihtiyaç olmaması
- Estetik sonuca katkıda bulunacak olan komşu papilin korunması
- Hasta-hekim iletişimini olumlu yönde etkilemesi
- Tedavi süresinin kısalması(Brunel ve ark 1998, Chaushu ve ark 2001, Valentini 2003).

Buna karşın, immediat yüklemenin fibröz iyileşmeye neden olabileceğini gösteren çalışmalar da vardır (Corso ve ark 1999). Schnitman (Schnitman ve ark 1997) tüm ark protezleri için Branemark implantları kullanarak yapmış olduğu immediat yükleme uygulamalarında 10 yıl içinde % 90' ın altında bir başarı oranı ile karşılaşmıştır. Bu hastalardaki başarısızlıkların çoğu posterior bölgede gerçekleşmiştir.(Balshi ve Wolfinger 1997) ise, immediat yüklenen Branemark implantlarında başarının % 80 civarında olduğunu bildirmişlerdir.

Bunun yanı sıra kontrol edilmiş deneysel ve klinik çalışmalar, tek basamaklı cerrahi prosedürün iki basamaklı orijinal Branemark sistemine uygun olabileceğini açıkça göstermiştir (Palacci ve Ericsson 2001).

Özellikle tam dişsiz hastalarda, mandibulanın interforaminal bölgesine uygulanan implantlarla ilgili çalışmalar yoğunluk kazanmaktadır. Lekholm ve Zarb'ın sınıflandırmasına göre Sınıf I, II ve III kemik kalitesine sahip hastalarda yerleştirilen 4 implantın yeterli desteği sağlayabileceği belirtilmekte ve implantların ark üzerinde U şeklinde bir barla rijit bir şekilde bağlanması önerilmektedir. Bu şekilde arttırılan stabilite ile implantların osseointegrasyonu tehlikeye atabilecek kuvvetlerle karşılaşmayacağı sonucuna ulaşılmıştır (Gatti ve ark 2000).

İmmediat yükleme uygulanan hastalardaki krestal kemik kaybının, cerrahi sonrası başlangıç kemik remodelasyonundan daha fazla olduğu bildirilmektedir. İlginç bir şekilde, kemik kaybı ölçümleri icin alınan implant üzerindeki referans noktaları her raporda farklılık gösterse de birçok yazar sonuçlarını başarı kriterleri ile karşılaştırmaktadır (Albrektsson ve ark 1986).

Bu kriterlere göre, implantın başarısı için marjinal kemik kaybı ilk yılda 1,5 mm ve daha sonraki yıllarda da 0,2 mm'den daha az olmalıdır (Misch ve ark 1999). Birçok çalışmada yapılan klinik gözlemlerin ve araştırmaların doğrultusunda immediat yüklemenin kuralları şu şekilde sıralanmıştır:

- İmmediat yükleme için, mandibulada en az 5, maksillada ise 8 implant en iyi şekilde dağıtılıp çift taraflı splintleme etkisi yaratacak şekilde planlanmalıdır.
- İmmediat yüklenecek implantların uzunluğu en az 10 mm olmalıdır.
- Yerleştirme torku 40 N/cm' den fazla ve primer stabilitesi yüksek olan implantlar yüklenmelidir.
- Uzunluğu ve yerleştirme torku istenen değerleri vermeyen implantlar yüklenmemelidir.
- Vida tutuculu, rijit metal dökümlü pasif geçici protezler daha başarılı olacaktır.
- Geçici protezlerde kanat uzantılarından kaçınılmalıdır.
- Geçici protezler iyileşme döneminde çıkarılmamalıdır (Horiuchi ve ark 2000)
- Osstell cihazı ile yapılan RFA ölçümünde 54 ve üzeri ISQ değeri veren implantlar

- İmmediat olarak yüklenebilir (Nedir ve ark 2004)

Yapılan bir çalışmada, bu koşulların çoğunu gercekleştiren ve immediat olarak yüklenen 140 implantın 136'sının (% 97) 8-24 aylık takip periyodunda osseointegre olduğu bulunmuştur (Horiuchi ve ark 2000)

Tüm bu olumlu sonuçlara rağmen çalışmalarda peri-implant doku yanıtı ile ilgili yeterli veri olmadığı da ortaya konmuştur (Rungcharassaeng ve ark 2002). Ayrıca immediat yüklemede gözden kaçırılmaması gereken şu risklerin bulunduğu bildirilmiştir:

- Yoğunluğu (densite) az kemik yapı
- Hasar görmüş çekim soketi
- Okluzal yüklemenin miktarı ve tipi
- Sigara
- Bruksizm ve clenching (Horiuchi ve ark 2000).

1.4.2. Erken Yükleme Protokolü

Literatürde immediat ve geç yükleme arasındaki zaman aralığına rastlayan dönem için ayrı bir adlandırma yapılmaktadır. 'Erken yükleme' olarak adlandırılan bu kavramın ayrı başlıkta değerlendirilmesinde yarar vardır. Erken yükleme temel olarak, cerrahiden sonraki 2. gün ile 3 aylık dönem arasında yüklenmeyi esas almaktadır. Çalışmalarda erken yüklemenin, yara iyileşmesine karşı yapılan bir meydan okuma olarak değerlendirilebileceği belirtilmektedir. Hemen hemen bütün çalışmalarda, implantlarda ölçülen stabilitenin en düşük olduğu dönemin bu aralıkta olması da, bu durumu açıklamaktadır (Attard ve Zarb 2005).

Ancak çalışmalar incelendiğinde, implant üstü overdenture tarzı protezlerde, karşımıza farklı kavramların çıktığı görülmektedir. Literatüre giren bu yeni sınıflamaya göre; implant cerrahisini takiben yapılan yüklemelerin hepsi erken dönemde olmakla beraber, değişik isimler alırlar. Bunlar:

Erken Progresif Yükleme: Bu protokol, implantların yerleştirmesini takiben overdenture tarzı hazırlanan protezlerin 1-2 hafta süresince hastalara

kullandırılmamasını veya kullandırılsalar bile, implantlar üzerine hiçbir kuvvet gelmeyecek tarzda içlerinin boşaltılmasını önerir. Erken progresif yükleme protokolünde, implant dayanaklarının ve tutucu parçaların (topuz şeklinde ya da bar tutucular) dahil olduğu kalıcı protezlerin yapımı 3-4. ayda gerçekleşir (Attard ve Zarb 2005).

Erken Fonksiyonel Yükleme: Bu protokol, ilk 2 haftalık dönem için erken progresif yükleme ile benzerlik göstermektedir. Erken fonksiyonel yüklemenin farkı ise; implant dayanaklarının ve tutucu parcaların 3. haftada yerleştirilmesidir (Attard ve Zarb, 2005).

İmmediat-Erken Yükleme: İmmediat-Erken yükleme protokolü, dental implantlarda cerrahi ile aynı gün yapılan immediat yüklemeden ayrılmaktadır. Bu protokol, cerrahi işlemi takiben yaklaşık 5. günde, hazırlanan overdenture tarzı protezlere tutucular yerleştirilerek implantların yüklenmesini esas alır (Attard ve Zarb 2005).

Literatürde overdenture tarzı protezlerde erken progresif yüklemenin yapıldığı bir çok çalışma bulunmaktadır (Bernard ve ark 1995, Cooper ve ark 1999, Payne ve ark 2002).Yine aynı şekilde erken fonksiyonel yükleme protokolüne göre yüklenen overdenture tarzı protezler (Glauser ve ark 2001, Stricker ve ark 2004) olduğu kadar immediat-erken yüklemenin yapıldığı çalışmalar da literatürde geniş yer tutmaktadır (Babbush ve ark 1986, Gatti ve ark 2000, Romeo ve ark 2002).

(Nkenke ve ark 2005) 9 domuzun posterior maksillasına yerleştirilen implantları immediat, erken ve geç yükleme uygulayarak 6 ay boyunca rezonans frekans analizi (RFA) ölçümleri ile takip etmişlerdir. Her 3 yükleme protokolünün değerlendirildiği bu çalışmanın sonucunda immediat yükleme ile erken ve geç yükleme arasında başarı farkı olmadığı belirtilmiştir.

1.4.3. Geç (Klasik) Yükleme Protokolü

Sekonder stabiliteyi arttırmanın bilinen ve denenmiş en güvenli yolu, yükleme öncesi implant-kemik iyileşmesine yeterince izin vermektir. Bu yöntem Branemark ve

arkadaşlarının 1977 yılında ortaya koyduğu çift basamaklı cerrahi tekniğin ortaya çıkmasına neden olmuştur.

Uzun yıllardır uygulanan klasik yükleme protokolünün kabul görmüş ön şartlarından birisi, implantların yerleştirildikten 3-6 ay sonra yüklenmesidir (Corso ve ark 1999).

Endosseoz dental implantların doku-implant arayüzeyindeki etkileriyle ilgili yapılan çalışmaların sonuçlarına göre; yükleme öncesi minimum bekleme süresi mandibula için 3 ay, maksilla için 6 ay olarak açıklanmıştır (Brunski ve ark 1979, 1979). Klinik sonuçlar, klasik yüklenen gömülü ya da açık iyileşmiş implantların her ikisinin de yüksek başarı oranı gösterdiğini bildirmektedir. Ancak gömülü implantların açılması için ikinci bir cerrahi operasyon gereklidir. Daha sonra da dişetinin iyileşmesi için belli bir süre beklenilmesi önerilmektedir. Ancak bu durumun toplam tedavi süresini uzattığı ve ayrıca iyileşme periyodu boyunca konvansiyonel protez kullanmanın da zor olduğu vurgulanmıştır(Gatti ve ark 2000)

Yapılan klinik ve in vitro çalışmalar, primer stabilite ile kemik yoğunluğu arasında doğru ilişki olduğunu göstermiştir. Firberg (1999) aynı yüzey özelliği ve geometriye sahip implantlar ile yaptıkları çalışmada bütün implantların primer stabilite ve kemik kalitesine bakmaksızın yerleştirmeyi takiben 20. haftada birbirlerine yakın oranlarda osseoentegre olduklarını bulmuşlardır.

Pham ve ark (1994) tek bir tip implant kullandıkları çalışmalarında maksiller implantların mandibuladakilerden daha fazla başlangıç kemik kaybına uğradığını ve daha geç iyileştiğini bildirmişlerdir. Misch ve ark (1999), yine tek bir implant markası ile yaptıkları çalışmalarında, I. basamak cerrahi ile II. basamak cerrahi arasında kemik kaybını ölçmüşlerdir. Çalışmada krestal kemik seviyesindeki kayıp miktarı 0,21 mm olarak bulunmuştur. İmplant dayanaklarının sıkıştırma tork değeri, sisteme göre değişmekle birlikte ortalama 30 N/cm olarak belirtilmektedir. Bu kuvvet ile kemiğe, özellikle de kret bölgesine sıkıştırma kuvveti uygulanmaktadır. Yükleme öncesi implantların dayanak yerleştirme sırasında karşılaşacakları kuvvetin dışında, yerleştirme sonrasında kullanılacak geçici protezler nedeniyle de olumsuz kuvvetlerle karşılaşabilecekleri belirtilmektedir. Hazırlanan geçiş protezleri çoğunlukla yüksek

profillidir ve çiğneme esnasında karşılaştıkları kuvvetler, genellikle kaslar ya da dil tarafından iletilmektedir. Bu nedenle klasik yükleme uygulanacak implantlar üzerinde kullanılan geçici protezlerin primer okluzal kontaklarının giderilmesi önerilmektedir (Misch ve ark 1999).

Ayrıca iyileşme döneminde kaçınılmaz olan kemik kaybının, bir çok faktörden etkilendiği belirtilerek, bunun daha çok bakteriyel kontaminasyon ve strese bağlı oluştuğu vurgulanmıştır (Misch ve ark 1999).

İyileşme döneminde kullanılan hareketli protezler tarafından oluşan mikro düzeydeki hareketin, kemik ve/veya implant kaybına yol açabildiği ortaya konmuştur. Bu istenmeyen durumdan sakınmak için, geç yükleme yapılacaksa, hastanın diş destekli köprü veya hareketli geçici protezlerini cerrahi sonrası 1 hafta kullanmaması gerektiği belirtilmektedir. Ayrıca geçici olarak kullandırılan hareketli protez kaidesine 2-3 haftada bir yumuşak astar maddeleriyle besleme yapılması da önerilmektedir (Jaffin ve ark 2000). Bu dönemdeki kemik kaybını açıklayan bir başka teori de kemik kaybını, oral epiteli alttaki kemikten ayıran bağ dokusunun bulunması zorunluluğuyla ilişkilendirir (Misch ve ark 1999).

1.5. Greft Materyalleri

İmplant başarısı için, implantların yeterli hacimdeki ve iyi kalitedeki kemik dokusu içerisine yerleştirilmesi çok önemlidir. İmplantların endodontik veya periodontal nedenlerle çekilen dişlerin yerine yerleştirilmesi ve çekimin üzerinden uzun süre geçmesi sıklıkla implant yerleştirmeye engel teşkil edecek kemik rezorpsiyonlarına veya defektlerine neden olmaktadır.

Greft materyalleri, kemik defektlerin veya yetersiz kemik hacminin varlığında; implant yerleştirebilmek için gerekli kemiği elde etmek, yerleştirilen implantın prognozunu daha iyi hale getirmek veya daha önceden yerleştirilmiş bir implantın etrafında meydana gelen kemik kaybının telafisi için uygulanır (Aral 2006).

Önceden varolan dokuları desteklemek ve/ veya bir yapısal defekti düzeltmek için verici bölgeden alınıp farklı bir alıcı bölgeye yerleştirilen bir doku parçası veya organa greft denir. Vücuttaki en sık nakil edilen doku kemiktir. Yaralanma, atrofi, konjenital malformasyonlar veya tümör harabiyeti sonucunda oluşan defektleri telafi etmede kemik grefti kullanılabilir.

Kemik greftlerinin biyolojisini anlamak için bazı kavramların açıklanması gereklidir.

Osteoentegrasyon: Greftin arada fibröz doku oluşumuna yol açmayacak şekilde alıcı kemik yüzeyine kimyasal olarak tutunabilmesidir.

Osteokondüksiyon: Alıcı kemikten vasküler ve perivasküler yapıların grefte ilerlemesi için greftin çatı görevi üstlenerek yüzeyinde yeni kemik oluşumunu destekleyebilmesidir (Bauer ve Muschler 2000, Moore ve ark 2001).

Osteoindüksiyon: Greft içindeki büyüme faktörlerinin, alıcı dokudaki mezenkimal kök hücrelerini kemik veya kıkırdak sentezi yapacak şekilde farklılaştırma yeteneğidir (Burchardt 1983).

Osteogenezis: Greft materyali içindeki hücresel elemanların, transplantasyon sonrası hayatta kalarak, nakledilen alanda yeni kemik oluşturabilmesidir. Greftin osteoblastik farklılaşma kapasitesine sahip mezenkimal kök hücrelerini barındırmasıdır. Bu hücreler greft yerleştirildikten sonra stimüle olarak osteoblastik dönüşüm gösterirler ve yeni kemik oluşturmaya başlarlar (Burchardt 1983, Bauer ve Muschler 2000, Moore ve ark 2001).

Kemik augmentasyonu amacıyla kullanılan greft materyalleri, organik yapıları, immünolojik orijinlerine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

1. Otojen greftler
2. Homojen kemik greftleri(Allojenik greftler)
3. Heterojen kemik greftleri(Ksenojenik greftler)
4. Alloplastik greftler

1.5.1. Otojen Kemik Greftleri

Bir canlıdan alınıp yine aynı canlıya nakledilen greftler otojendir (Türker ve Yücetaş 1999). Otojen greftler osteojenik hücreleri içeren tek kaynak olduğu için oral rekonstrüksiyonda altın standart olarak düşünülür (Alfaro 2006). Alıcı bölgede immünolojik reaksiyona sebep olmazlar. Ancak dezavantajları arasında verici bölgede ikinci bir operasyona ihtiyaç duyulması, uzun süreli post operatif ağrı, hareket kısıtlılığı görülebilmesi ve bakım süresinin uzun olması gibi faktörler vardır (Tanyel, 2008). Greftin alınacağı bölge intraoral olarak maksiller tüber, mandibüler ramus, simfiz ve implant osteotomisi sırasında elde edilen kemik parçacıkları gibi veya ekstra oral olarak iliak kret, kosta, tibia, radius, skapula kemikleri gibi bölgelerden seçilir (Mutlu, 1995).

1.5.2. Homojen Kemik Greftleri

İzogreft; alıcı ile verici arasında kan bağı olduğu durumda örneğin bir kardeşten diğer kardeşe nakil edilen greftlere denir (Türker ve Yücetaş, 1999).

Allogreft; Vericinin alıcı ile aynı türden olduğu fakat genetik olarak alıcıyla hiçbir benzerliği olmadığı durumda nakil edilen greftlere allogreft denir. Kemik allogreftleri, değişik genetik tipte farklı insanlardan ve kadavralardan elde edilirler. Bir takım işlemlere tabi tutularak kemik bankalarında muhafaza edilirler. Allogreftlerin avantajları; hastada donör sahanın eliminasyonu, anestezi ve operasyon süresinin kısalması, kan kaybının azalması ve düşük seviyede komplikasyon görülmesidir (Browaeys ve ark 2007, Tanyel 2008).

Dezavantajı ise allogreftler organizma için yabancı maddelerdir. İmmun cevabı başlatacak potansiyele sahiptirler. Donörler medikal hikaye, enfeksiyon, malign neoplazmlar, dejeneratif kemik hastalığı, hepatit B ve C, AIDS gibi bulaşıcı hastalıklar ve kemiğin kalitesini etkileyecek her türlü problem açısından değerlendirilmelidir (Isaksson ve Alberius 1992).

1.5.3. Ksenojenik Kemik Greftleri (Heterojen Kemik Greftleri)

Ksenogreftler osteokondüktiftir. Kemik ilavesi için güncel olarak sığır kemiği ve doğal mercan olmak üzere iki ksenogreft kaynağı vardır.

Sığırdan elde edilen kemik greftlerinin avantajı, sentetik greftlere göre gelişmiş osteokondüktif kapasiteleri ile birlikte yapısal unsurlarının insan kemiğine benzemesidir. İnorganik sığır kemiği, kimyasal ya da düşük ısı ile organik komponent ayrıldıktan sonra, kortikal ve kansellöz kemiğin makropöröz ve mikropöröz yapısını koruyan hidroksilapatit iskeletidir (Jarcho 1981). Piyasada bulunan sığır kaynaklı hidroksilapatitler proteinden arındırılmıştır ve hücre aracılığıyla rezorpsiyona yardımcı olan doğal mikropöröz yapısını korur. Kemik içi defektlerde ve kret augmentasyonunda başarı ile kullanılır (Boyne 1988).

Mercandan elde edilen kalsiyum karbonat diğer kemik greftlerine göre daha hızlı olarak kemik formasyonunu başlatır. Çünkü yüzeyinin karbonat fazına dönüşmesine gerek yoktur (Guillemin ve ark 1987). Pörözitesi % 45' ten daha fazladır, kemik rezorpsiyonu ve kemiğin tekrar oluşması için geniş bir yüzeyi vardır (Yukna 1994).

1.5.4. Alloplastik Kemik Greftleri

Otojen kemik grefti ve ksenogreftlerin dezavantajlarından kaçınmak için son yirmi yıldır biyouyumlu sentetik greft materyallerine yönelik çalışmalar artmıştır. Bu materyaller alloplastik greft materyalleri olarak adlandırılmaktadırlar. Alloplastik greftlerin rezorbe olan ya da olmayan, mikropöröz (350 μm' den küçük), makropöröz (350 μm' den büyük) veya pöröz olmayan yapıları mevcuttur. Bu materyaller osteokondüktif özelliktedir. Sentetik materyallerin kullanımının avantajları, immun reaksiyona yol açmazlar, hastalık bulaştırma riski olmaz. Bu materyallerin rezorbsiyonu pöröziteleriyle ilişkilidir. Mikroporların varlığı temas yüzeyini arttırır ve greftin daha hızlı rezorbsiyonunu sağlar.

Seramikler (sentetik HA, TCP, cam), kalsiyum karbonat, kompozit polimerler ve kalsiyum sülfat bu gruba dahil materyallerdir (Garg, 2004).

Greftlerin Alıcı Bölge ile Birleşmesi

Birleşme 5 mekanizma ile meydana gelmektedir.

Osteojenite, Greftlerin içinde bulunan canlı osteoprojenitör hücrelerin poliferasyonla osteoblastlara ve osteositlere dönüşme yeteneğidir. Bu gibi hücreler, kansellöz kemik ve kemik iliği tarafından oluşturulmuştur. Ayrıca bazı hücreleri osteoblastlara dönüştürebilen maddeler vardır. Bunlara Bone Growth Factor BGF adı verilmektedir. Bu maddeler kas içine uygulandıkları zaman bile kemik dokusu oluşturabilmektedirler.

Osteoindüksiyon, son zamanlarda kemik rejenerasyonunda olumlu bir mekanizma olarak kabul edilmektedir. Uygulanan kemik greftinin, yerleştirildiği sağlam kemikteki osteoblastları etkilemesi sonucu, osteoblastlar greftin içine doğru hareket ederek yeni kemik oluşumu sağlanmış olur (Sanrı 2013).

Osteokondüksiyon, kemik tamirindeki en çok bilinen mekanizmadır. Kemik grefti veya alloplastik materyal, sağlam kemik veya hücreler üzerine hiçbir etki yapmaz. Osteokondüksiyon, kortikal kemik veya kemik defektlerinin tamirinde kullanılan allojenik kemiğin büyük segmentlerinde meydana gelir. Bu kemik transplantları pasif bir çatı görevi görürler.

Remodeling, transplante edilen greft rezorbe olurken, bir yandan da kemiğe gelen kuvvetlerin yönüne ve şiddetine bağlı olarak yeni kemik oluşumu izlenir.

Creeping Substitution, kemik grefti ile greftin yerleştirildiği kemik dokusunun temasta oldukları alandan başlayarak tabakalar halinde kemik meydana gelmesidir. Otojenöz kansellöz kemik grejtleri remodelling ile iyileşirken, otojen kortikal greftler creeping substitution ile iyileşirler(Sanrı 2013).

1.6.Kemik Kalitesi

Kemik dokusunun iyileşmesinde, gelen kuvvetlerin dağılımında ve kemik rezorbsiyon sürecinde mevcut kemiğin kalitesi en etkili faktörlerden biridir. Kemik kalitesi Branemark ve ark. tarafından sınıflandırılmıştır



Bu sınıflamada;

1. Homojen kalın kompakt kemik,
2. Çevresinde yoğun kompakt kemik içinde yoğun trabeküler kemik,
3. Çevrede ince kortikal kemik ortada yoğun trabeküler kemik,
4. Çevrede ince kortikal kemik ortada az yoğun trabeküler kemik gösterilmektedir.

Kemik kalitesinin konvansiyonel radyografilerle tespiti her zaman mümkün değildir. Çevresindeki kortikal yapı, iç kısımdaki kemik yapısının görüntüsünü engellediğinden radyografik tanı sırasında net olarak kemik kalitesi tespit edilemez. Kemik kalitesi kesin olarak ancak cerrahi işlem sırasında anlaşılabilir. İmplant uygulanan bölgedeki kemik kalitesi ile kemik kaybı arasında belirgin bir ilişki vardır. Çene kemiğinde ön bölgenin kemik kalitesi ve yoğunluğu arka bölgelerden, alt çenenin kemik kalitesi ise üst çeneden daha iyidir. Yapılan incelemelerde implantların birçoğunun 2. ve 3. sınıf kemik yoğunluğu olan kişilerde de uygulandığı görülmüştür(Tuskan ve Yaltırık 2002).

Kemik kalitesinin sınıflandırılmasında 1. ve 2. tip daha çok mandibulada, 3. ve 4. tip daha çok maksillada bulunmaktadır. Jaffin ve Berman 4. tip kemiklerde uygulanan Branemark implantlarda çok fazla kayıp olduğunu rapor etmişlerdir ve düşük yoğunluktaki alveoler kretin endoosseoz kemik kaybıyla doğru orantılı olduğunu göstermişlerdir (Alan ve Unlu 2011).

1.7.Biyomekanik ile İlgili Kavramalar

Biyomekanik; insan hareketlerini inceleyen bilim dalı olarak bilinen Kinesiolojinin alt dallarından birisidir. Biyomekanik 1974 yılında Herbert Hetze tarafından 'biyolojik sistemlerin biçim ve işlevlerinin mühendislik yöntemleri kullanılarak incelenmesi' olarak tanımlanmıştır ve biyomekanik; dental implantolojide yeni dizayn ve tasarımların geliştirilmesi ve mevcut tasarımların performanslarının değerlendirilerek daha iyi performans elde edilebilecek yeni tasarımların ortaya konmasını sağlayan önemli bir etken olmuştur(Aylıkcı BU 2014). Biyolojik dokuların mekanik kuvvetler karşısında davranışlarını ve adaptasyonlarını daha iyi anlayabilmek için bazı mekanik kavramların açıklanması gerekmektedir.

1.7.1.Kuvvet

Kütleli bir cisme hareket kazandıran veya hareketini durduran, cisimlerin şeklini, yönünü ve doğrultularını değiştiren etkiye denir. Kuvvet hem yönü hem de büyüklüğü olan vektörel bir niceliktir. Kuvvet birimi olarak Newton, Pound, Dyn, Kilogramkuvvet veya Poundal gibi birçok birim olsa da; dental implantolojide en çok kullanılan kuvvet birimi Newton' dur. Kütlesi 1 kg olan bir cismin hızını, saniyede 1 m/s arttırmak için o cisme uygulanması gereken kuvvet miktarı olarak tanımlanır ve "1 N=1 Kg.m/s^2" formülü ile ifade edilir (Asaro ve Lubarda 2006).

Stomatognatik sistemin öncül üyesi olmayan dental implantlar yapıldıktan sonra bu sistemin bir parçası olur ve bu sistemdeki mevcut kuvvet faktörlerine maruz kalırlar. Stomatognatik sistem oldukça aktif bir sistemdir. Bu sistemde dental implantlara uygulanan kuvvetler 5 farklı şekilde açıklanabilir; süre, büyüklük, tip, yönü ve magnifikasyondur (Misch 2007).

İdeal durumlarda dişler sadece yutkunma ve çiğneme sırasında kısa temaslar halinde bir araya gelir. Bu kısa temasların toplamı her günde 30 dakikadan daha azdır

ancak sistemde parafonksiyonel hareketler ile birlikte bu süre dakikalardan saatlere çıkabilmektedir (Graf 1969).

Stomatognatik sistemde meydana gelen kuvvet büyüklüğü anatomik bölgenin fonksiyonuna ve dentisyon durumuna göre değişir. Isırma kuvvetleri birçok çalışmada 42 N dan 2440 N'a kadar değişebilen büyük bir aralıkta ölçülmüştür ve molar bölgelerde 440 Ibs (200 kg) kadar çıkabilmektedir (Çizelge 1) (Gibbs ve ark 1986, Carr ve Laney 1987, Brunski 1988, Braun ve ark 1995, Mericske-Stern ve Zarb 1996) (Van Eijden 1991). İmplant destekli protez yapımından hemen sonra maksimum ısırma kuvvetlerini 4,5 N-25,3 N, üç ay sonra 57,5 - 112,9 N olarak ölçmüşler ve stomatognatik sistemdeki kas ve dokuların değişen sisteme uyum sağlaması ve çiğneme etkinliğinin artmasıyla orantılı olarak ısırma kuvvetlerinin de arttığını ortaya koymuşlardır (Carr ve Laney 1987).

Stomatognatik sistemin bir parçası haline gelen dental implantlar **sıkıştırma, gerilme ve kesme tipi** üç kuvvete maruz kalabilir. İmplantların uzun eksenleri doğrultusunda gelen kuvvetler kemikte sıkıştırma kuvveti ve gerilme tipi kuvvet oluştururken, gelen kuvvetlerin açılanması kuvvetin sıkıştırma tipinden kesme tipine dönüşmesini sağlar. Çizelge 2'de yükleme açısıyla birlikte kortikal kemiğin dayanıklılığının nasıl değiştiği gösterilmiştir, alveolar kemik en fazla sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır, ancak sıkıştırma tipi kuvvetler ile kıyaslandığında kesme tipi kuvvetlere karşı %65 çekme tipi kuvvetlere karşı işe %30 daha zayıftır (Misch ve Bidez 1994).

Çizelge 1. Farklı çalışmalarda ölçülen ısırma kuvvetleri

	Protez Tipi/Ölçüm Bölgesi	**Kuvvet**
Carr ve Laney	Geleneksel Protez	59,6 N
	İmplant destekli Protez	112,9 N
Brunski ve Arkadaşları	Keser Dişler	209 N
	Molar Dişler	819 N
Scott ve Arkadaşları	Keser Dişler	181 N
	Kanin Diş	227 N
	Premolar Diş	317 N
	Molar Diş	590 N
Raadsheer ve Arkadaşları	Doğal Diş	890 N
Van Eijden	Kanin Diş	469±85 N
	2. Premolar	563±99 N
	2. Molar	723±138 N
Braun ve Arkadaşları	Doğal Diş	738±209 N
Morneuberg ve Proshchel	Üç üyeli implant destekli sabit protez	220 N
	Anterior tek implant	91 N
	Posterior tek implant	129 N
Merieske-Stern ve Zarb	Total Protez	35 N
	İmplant Destekli Protez	330 N
Gibbs ve Arkadaşları	Bruksizm	4340 N

Çizelge 2. Farklı yükleme açılarında kortikal kemiğin dayanıklılığı

KUVVETİN TİPİ	DAYANIKLILIK	STANDART SAPMA	YÜKÜN YÖNÜ
SIKIŞTIRMA	193	13,9	Dikey
	173	13,8	Eksenden 30° sapma ile
	133	15	Eksenden 60° sapma ile
	133	10	Yatay
GERİLME	133	11,7	Dikey
	100	8,6	Eksenden 30° sapma ile
	60,5	4,8	Eksenden 60° sapma ile
	51	4,4	Yatay
KESME	68	3,7	Burma

Stomatognatik sistemde fonksiyon sırasında meydana gelen kuvvetler tek bir kas tarafından uygulanan bir kuvvet değil, birden fazla kasın oluşturdukları kuvvetin bileşkesi şeklindedir ve bu kuvvetler Stomatognatik sistemin üyesi olan diş ve implantlar üzerine çoğunlukla **dikey ve oblik** yönde etki etmektedir.

1.7.2. Gerilme (Stress)

En basit tanımıyla kuvvetin, uygulandığı yüzey alanına oranı şeklinde tanımlanabilir. Başka bir deyişle bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Birimi paskal, kg/cm^2 veya N/m^2 dir(Maurer ve ark 1999, Jafari ve ark 2003).

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Kuvvetlerde olduğu gibi iç gerilmeler üç tipe ayrılırlar; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi (Craig ve ark 1975, McCabe 1999).

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

1.7.3. Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alırlar. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum olarak üçe ayrılır. Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali meydana gelmektedir(Marghitu 2001, Inan 1988).

Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.

Minimum asal gerilme (Minimum principle): Negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (Gümüş 2007b).

1.7.4. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir”(Orenstein ve ark 1994). Sonlu elemanlar gerilme analizi

verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (Ichikawa ve ark. 1997)

1.7.5. Gerinim/deformasyon/ (strain)

Bütün cisimler, üzerlerine etki eden kuvvetlerin etkisiyle şekil değişikliğine yani deformasyona uğrar. Gerinim, bir cisme belli bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisimde gerilim oluşturan kuvvet, aynı zamanda gerinim de meydana getirir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir vektör iken, gerinme sadece kuvvet bir cismin, yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini matematiksel olarak ifade eden skaler bir büyüklüktür ve genel olarak yüzde ile ifade edilir. Gerinim, kuvvet etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyutuna oranı denklemi ile tanımlanmaktadır. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1 microstrain %0.1 uzamayı gösterir. Gerinim, elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerinmede, kuvvet ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Eğer cisme uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği kuvvetten büyükse cismin yapıtaşlarını birarada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir(Baran 1988, Meyer ve ark 2001).

1.7.6. Esneklik katsayısı (Young's modulus- E)

Gerilim-birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Esneklik katsayısı, cismin moleküllerinin, çekim kuvveti karşısında birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Tek yönde etki eden gerilme durumunda, moleküllerin birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin ölçüsü olarak ifade edilir. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması sebebiyle esneklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokununkinin 6700 katı olması buna bir örnektir. Bu terim, esneklik katsayısını ilk kez hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile de (Young's modulus) adlandırılmaktadır(Uckan ve ark 2009, Choi ve ark 2010).

Esneklik katsayısı = Gerilme \ Birim uzama

1.7.7. Poisson Oranı (v)

Çekme veya basma geriliminde hem aksiyel (boyca) ve hem de lateral (kesitsel) gerinim mevcuttur. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle bir cisime uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cisimde boyca meydana gelen deformasyonun, kesitsel deformasyona olan oranını ifade etmektedir. Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde yükün geldiği yönde bir boyca uzama, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir kısalma görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Yumuşak cisimlerin Poisson oranı daha yüksek olur(Farah ve ark 1988, Daegling ve Hylander 2000).

1.7.8. Elastiklik modülü

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı dirençlerinin bir ölçüsüdür. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması sebebi ile elastiklik modülü yüksek değerde bulunmaktadır. Aynı miktarda kuvvet uygulanan iki ayrı cisimden elastiklik modülü yüksek olan düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır. Elastiklik modülü, elastiklik sınırları içinde gerilim-gerinim eğrisinin eğim yani stresin gerinme oranıyla hesaplanmaktadır. Doğrusal elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken; doğrusal olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı değişkenlik göstermektedir(Daegling ve Hylander 2000). E=Stres \ Gerinim

1.8. Gerilme Analiz Metotları

Nesnelerin analiz yöntemlerinde birçok farklı yöntem izlenebilir. Örneğin; üretilmesi tasarlanan nesneler, her bir analiz için gerekli olan öncül modeller üretilerek direk analize tabi tutulabilir ve materyallerin zayıf yönleri direkt üretilen nesneler üzerinde görülebilir ancak üretimi maliyetli olan nesneler için her analizde kullanacak bir modelin üretilmesi oldukça maliyetli olabilir. Bu durumda öncül bir tane model üretilip ters mühendislik yöntemi ile sanal ortama aktarılarak analizler sanal ortamda yapılabilir. Bazı durumlarda bir öncül modelin üretilmesi bile çok maliyetli olabilir veya modeller üretilse bile gerçek ortamda analize tabi tutmak hem tehlikeli hem de etik olarak mümkün

olmayabilir. Bu yüzden bu gibi nesnelerde gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını, nasıl dağıldığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

1.8.1. Fotoelastik Gerilme Analizi

Bu teknik, polarize ışık altında gözlenebilen; strese maruz kaldığında, renk değişikliğini sağlayan kırılma indekslerinde değişiklikler sunan, renksiz plastik materyallerin optik özelliklerine dayalıdır. Bu transparan materyalde baskı altında renkli şekiller oluşur. Fotoelastik materyalde kırmızı ve yeşil renkler arasındaki kuvvet çizgileri "fringe" olarak tanımlanır. Bu şekiller, polarize ışığın iç gerilmeler nedeniyle farklı hızlarda seyreden iki dalgaya ayrılmasıyla oluşur. Uygulanan yükler sonucu modelde oluşan gerilmeler polarize filtre veya polariskop yardımıyla gözlenebilir. Ortaya çıkan izokromatik fringe'lerin fotoğrafı çekilip yorum yapılır. Fringe'lerin rengi, sayısı ve birbirlerine yakınlığına bağlı olarak gerilimin konumu, şiddeti ve yoğunlaşması yorumlanır (Cehreli ve ark 2004).

1.8.2. Denek Hayvan Çalısmaları

Denek hayvan çalışmalarında canlı dokuların çeşitli uyaranlara cevaplarının incelenebilmesi, diğer metotlara göre avantaj oluşturmaktadır. Ancak tüm sonuçları insan dokularına uyumlandırmak ve insana ait destek dokuların gerçek cevabını ölçmek mümkün olmamaktadır (Geramy 2002).

1.8.3. Strain Gauge (Gerinim Ölçer) Kullanımı

Çalışma, mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır(Farah ve ark 1988) . Gerilim ölçerler, hafif deformasyon altında akımlarında oluşan direnci değiştiren, küçük elektrik rezistörleridir. Uygulandığı yerdeki objenin deformasyonunu ölçerler. Yakalanan elektrik sinyali, veri edinme panosuna gönderilir, dijital bir sinyale dönüşür ve bilgisayar tarafından okunur. Gerilim ölçerler strese maruz kalan herhangi bir objenin deformasyonunu tam olarak kaydederler ve hem in vitro hem de in vivo olarak implant, diş ve protezlerde stresi belirlemek için kullanılır (Naconecy ve ark 2004). Bazı otoriteler bu tekniği fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ya da sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi ile birlikte kullanır (Şimşek ve ark 2006, Iplikcioğlu ve ark 2003, Cehreli ve ark 2004)

1.8.4. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer)

Kırılgan vernikle kaplama (brittle laquer) tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır(Eraslan 2004). Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Ming-Yih ve ark 2010).

1.8.5. Holografik İnterferometri (Lazer Isını ile Gerilme Analizi)

Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi olarak da isimlendirilen "Holografik interferometri" yöntemi lazer ışınının ikiye ayrılarak biri referans ışını diğeri ise inceleme ışını olarak cisim üzerine gönderilerek cismin model kaydı yapılır ve sonrasında tekrar bir ışın gönderilerek iki ışın arasındaki farklılığa bakılması yöntemidir (Outwater ve Van Hamersveld 1974, Özçelik 2010).

1.8.6. Sonlu Elemanlar Analizi

Diğer teknikler, sonlu elemanlar analiz metodunun teknolojiye bağlı olarak gelişmesi ile az kullanılır hale gelmiştir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, günümüzde doğal yapıyı bilgisayar ortamında şekillendirip analiz etmeye çalışan matematik ve fizik gibi temel bilimlere dayanan ve giderek kullanımı artan bir analiz yöntemidir (Spiekermann ve ark 1995).

Sonlu elemanlar analizi ilk defa 1956'da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlamıştır. Asıl olarak uçaklara ait karmaşık yapılardaki gerilmelerin hesaplanması için geliştirilmiş olsa da; sonraları ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlamıştır. Günümüzde inşaat ve makine mühendisliği gibi mühendislik bölümlerinde sık olarak kullanılmaktadır. Bu analiz metodu ile; gerilme, gerinim, yer değiştirme ve sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin araştırıldığı sayısal problemler kabul edilebilir bir yaklaşıklıkla çözülebilmektedir (Eraslan 2004, Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995, Hughes 1987, Moaveni 2011).

Diş hekimliği alanında sonlu elemanlar analizi ile ilk çalışma 1968 yılında yapılmıştır. Ledley ve Huang yaptıkları çalışmada, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulamış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Günümüzde ise bu analiz metodunun diş hekimliğindeki kullanım alanı genişlemiş; protez, implantoloji, ortodonti ve restoratif diş hekimliği çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır(Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Karmaşık geometrilerle ilgili problemlere analitik bir çözüm bulmak oldukça zordur; bu yüzden SEA gibi yöntemlerle karmaşık geometriler küçük elemanlara bölünerek basite indirgenebilir. SEA parçadan bütüne gitme temel prensibine dayanır (Canullo L ve ark, Deserno TM ve ark). Genel anlamda bütün halindeki problemin, daha küçük, basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içerisinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel analiz yöntemidir.

Sonlu elemanlar analizi yönteminin avantajları:

- Mühendislikten diş hekimliğine kadar birçok alanda, farklı problemlerin çözümü için kullanılabilmektedir.
- Düzgün geometri göstermeyen ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir model hazırlanabilmektedir.
- Esnek ve karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermektedir.
- Birden fazla katmandan oluşan objeler, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmektedir.
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar gerçeğe yakın şekilde oluşturulabilmektedir.
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde hesaplanabilmektedir.
- Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü gibi özellikler değiştirilip analiz gerektiği kadar tekrarlanabilmektedir.
- Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlamaktadır (Hughes 1987, Moaveni 2011).

Tüm avantajlarına rağmen sonlu elemanlar analizinin araştırmacılar tarafından oluşturulan bir simülasyon olduğu unutulmamalıdır. Malzeme özellikleri ve sistemin yüklenmesi (kuvvetlerin uygulanması) analizin doğruluğu için çok hassas noktalar olup bu noktalarda hata yapıldığında analiz sonuçları gerçeklikten uzaklaşabilmektedir. Sonlu elemanlar analizinin; detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, yüksek teknoloji ve zamana ihtiyaç duyması, gerçek şartların model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur (Holmgren ve ark 1998).

Sonlu elemanlar analizinde; oluşturulan modellerin çözüme olanak sağlayacak sadelikte olup gereksiz ayrıntılar içermemesi, fakat gerçek yapıyı da tanımlayabilmesi gerekmektedir.

SEA, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değerin bulunduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütününün fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular.

Sonlu elemanlar analizinin safhaları:

- Çalışma modellerinin bilgisayarda 3 boyutlu olarak oluşturulmasının ardından bu modeller küçük parçalara bölünürler. Bu küçük parçalara eleman adı verilir. Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı diferansiyel denklemler ile belirlenir.
- Diferansiyel denklemler bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonrada matriks denklemlerine dönüştürülür.
- Elemanlardan oluşan yapının denklemleri birleşerek global yapının denklemini oluştururlar.
- Çalışmaya uygun yükleme ve sınır koşulları belirlenir ve bu veriler yapısal matrikse entegre edilir.
- Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalıştırılır ve yapısal matriks çözülür. Elemanların birleşim noktaları olan tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonlar (sapmalar) hesaplanır.

- Bir düğüm noktası birden çok eleman tarafından paylaşılabilir ve bu paylaşılan düğüm noktasındaki defleksiyonlar bu düğüm noktasına komşu elemanlardaki defleksiyonları ifade eder.
- Bir elemanın herhangi bir noktasındaki defleksiyon, o elemanın tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonların interpolasyonu ile belirlenir.
- Bilgisayar kullanıcısının yukarıda tanımlanan denklemlerin çözümlenmesi için yapması gereken aşamalar aşağıdaki şekildedir:
- Çalışma modellerinin yapısını temsil eden geometrilerin oluşturulması. Bu aşama için CAD yani bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design) yazılımları kullanılmaktadır.
- Materyal özelliklerinin, sınır koşullarının ve yükleme koşullarının tanımlanması.
- Sonuçta elde edilen verilerin analizi(Korkmaz 2007, Takahashi ve ark 2010, Tseng ve ark 2011).

SEA' ni Etkileyen Parametreler; Dental implantların mekanik davranışlarını simule etmedeki (taklit etme) temel zorluk insan kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvete gösterdiği cevaptır. Kemiğin ve implant sistemiyle etkileşiminin mekanik karakterlerinin karmaşıklığı yazarları temel basitleştirmelere yönlendirmiştir. SEA sonuçlarının doğruluğu; modellenecek kemik ve implantın ayrıntılı geometrisine, materyal özelliklerine, sınır koşullarına ve kemik implant arayüzüne bağlıdır.(Geng ve ark 2001, Natali ve ark 2006, Weber ve ark 2009)

1.9. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İlgili Temel Kavramlar

1.9.1. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır. Bu noktalara "düğüm (node)" denir. Bu düğüm noktaları, mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir(Korioth ve Versluis 1997, Korkmaz 2007).

1.9.2. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge "eleman (element)" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir.

Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar geometrisine göre, üçgen, paralelkenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak sınıflandırılmaktadır(Korioth ve Versluis 1997, Korkmaz 2007).

1.9.3. Mesh (Ağ) Oluşturulması

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda, kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık en ideal sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh oluşturmada, modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür(Korioth ve Versluis 1997).

1.9.4. Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasmanların) sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir(Korioth ve Versluis 1997).

1.9.5. Aksisimetrik Model

Eksenel simetrik anlamına gelir. Merkezinden bir eksen geçen bir cismin ekseninin iki tarafının birbirinin aynısı olma durumuna denir(Korioth ve Versluis 1997).

1.9.6. Katı Modelleme (Solid Modelling)

En üst düzey modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerindeki renkler, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme gibi işlemler yapılabilir(Korioth ve Versluis 1997).

1.9.7. Bir, İki, Üç Boyutlu (1-D, 2-D ve 3-D) Modelleme

Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yüksek hesap gerekmeyen ya da kuvvetin tek eksenden etki ettiği durumlarda kullanılabilir. İki boyutlu modellerde çizilen parçalar ise iki boyutlu olarak oluşturulur. Oluşturulan modelde kuvvetler, iki eksen doğrultusunda etki ettirilir. Meydana gelen etkiler de bu yönlerde oluşmaktadır. Bu modellemenin kullanım yeri, üç boyutlu hareket ekseni olmayan veya özellikleri nedeniyle başka eksenlerde çalışmayan sistemlerdir. Üç boyutlu modelleme ise, gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Her eksende olan kuvvetler hesaba katılmış olur. Böylece daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir(Korioth ve Versluis 1997).

Sonlu elemanlar analizi gerilme, gerilim ve yer değiştirmeyi ölçmek için bilgisayarda oluştulan bir model kullanarak gerilmeyi (stresi) taklit edebilir. Bu gibi analizlerle pek çok durumun değişimine izin vererek klinik olarak incelenmesi zor olan alanlarda, noktalarda implant çevresindeki gerilme dağılımına bakılmaktadır (Assunção ve ark 2009).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

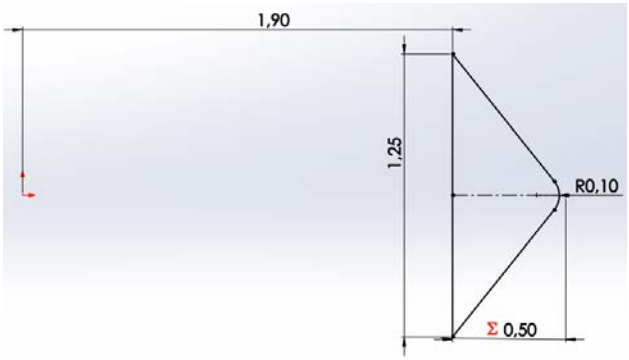
Dental implant uygulanan tedavilerde, implantın kemik içerisindeki stabilitesine ve hastanın iyileşme sürecine olumlu yönde katkı sağlayacağı düşünülen greft materyali tasarımı ve gerçek sınır koşulları altında sonlu elemanlar analizi yapılacaktır.

Bu çalışmada, sıradan implantlardan farklı olarak implant yüzeyinden ayrı, altı değişkenden oluşan parametrik tasarıma sahip spiral biçimdeki bileşen tasarlandıktan sonra çalışma koşullarına yakın sınır koşulları altında simüle edilerek mandibula kemik kesiti üzerindeki stres/deplasman değerleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş, iyileşme sürecine katkıları ve kemik içerisindeki stabilitesi üzerine çalışılmıştır.

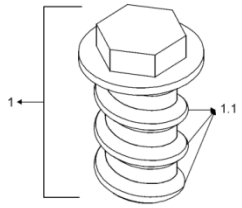
Tasarım ve analiz çalışmaları sonlu elemanlar analizinin gereksinimleri doğrultusunda üç-boyutlu katı modelleme, preprocessing ve post-processing adımları izlenerek tamamlandı.

2.1. Tasarım Aşaması

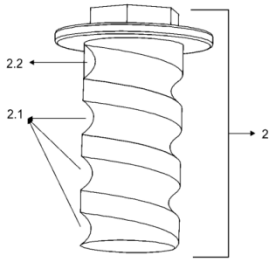
Tasarım çalışmaları standart implant ve komponentlerinin yansıra greft materyali olarak tasarlanan spiral şeklindeki parçanın altı farklı ölçüde (1.25-2.50 mm aralığında) parametrik olarak tasarlanmasını kapsamaktadır.(**Resim 1**)



Resim 1. Greft materyalinin iki boyutlu çizimi ve parametrik olarak kullanılan değişken ölçünün (Σ) gösterimi.

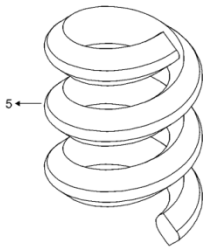


ŞEKİL 1

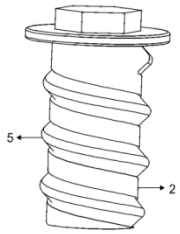


ŞEKİL 2

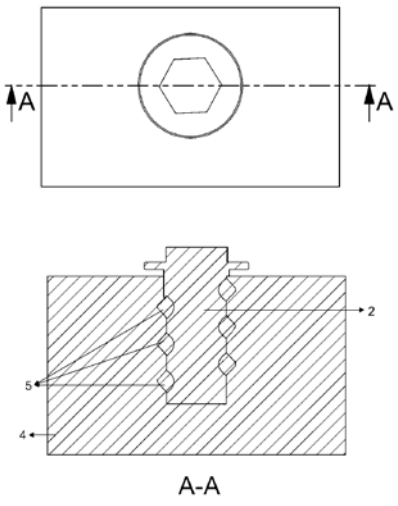
***Bu evrak Ahmet AKKAŞ tarafından 12.03.2013 10:38:54 tarihinde elektronik olarak imzalanmıştır.
***Evrak orijinalinin aynısıdır ve imza geçerlilik kontrolünden başarıyla geçmiştir.(TPE Bilgi İşlem)



ŞEKİL 3



ŞEKİL 4



A-A

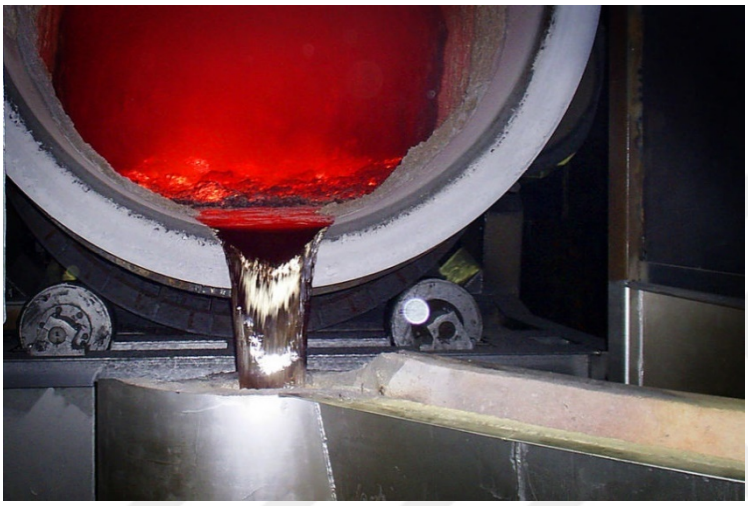
ŞEKİL 5



Resim 2. Parametrik tasarımla altı farklı kalınlıkta katı modellenmiş greft materyali. Soldan sağa kalınlıkları: 1,25mm – 1,50mm – 1,75mm – 2,00mm – 2,25mm – 2,50mm

Parametrik değişken olarak seçilen ölçü, greft materyalinin kalınlığını konfigüre ederek greft materyalini kolaylıkla farklı ölçülerde katı modellememizi sağladı.**(Resim 2)**

Çalışmamızda modellenen spiral şeklindeki alloplastik greft materyalimizin de içeriği alüminyum oksit olarak seçilmiştir. Alümina(Al_2O_3), bir biyoaktif malzemenin birleşenidir fakat kendi başına da greft materyali olarak kullanılabilir. Kemik ve implant arasında iyon değişimi yapmaz yani osseoentegre olmazlar bunun yerine implant üzerindeki gerilimler sonucu, implant etrafındaki kemik ile yakın bir ilişkiye sokan mekanik bir bağ oluşturur. Hidroksiapatit seramiğe kıyasla oldukça sert ve rijittir, bükülerek kırılmaya karşı daha dayanıklıdır(William Moore ve ark).



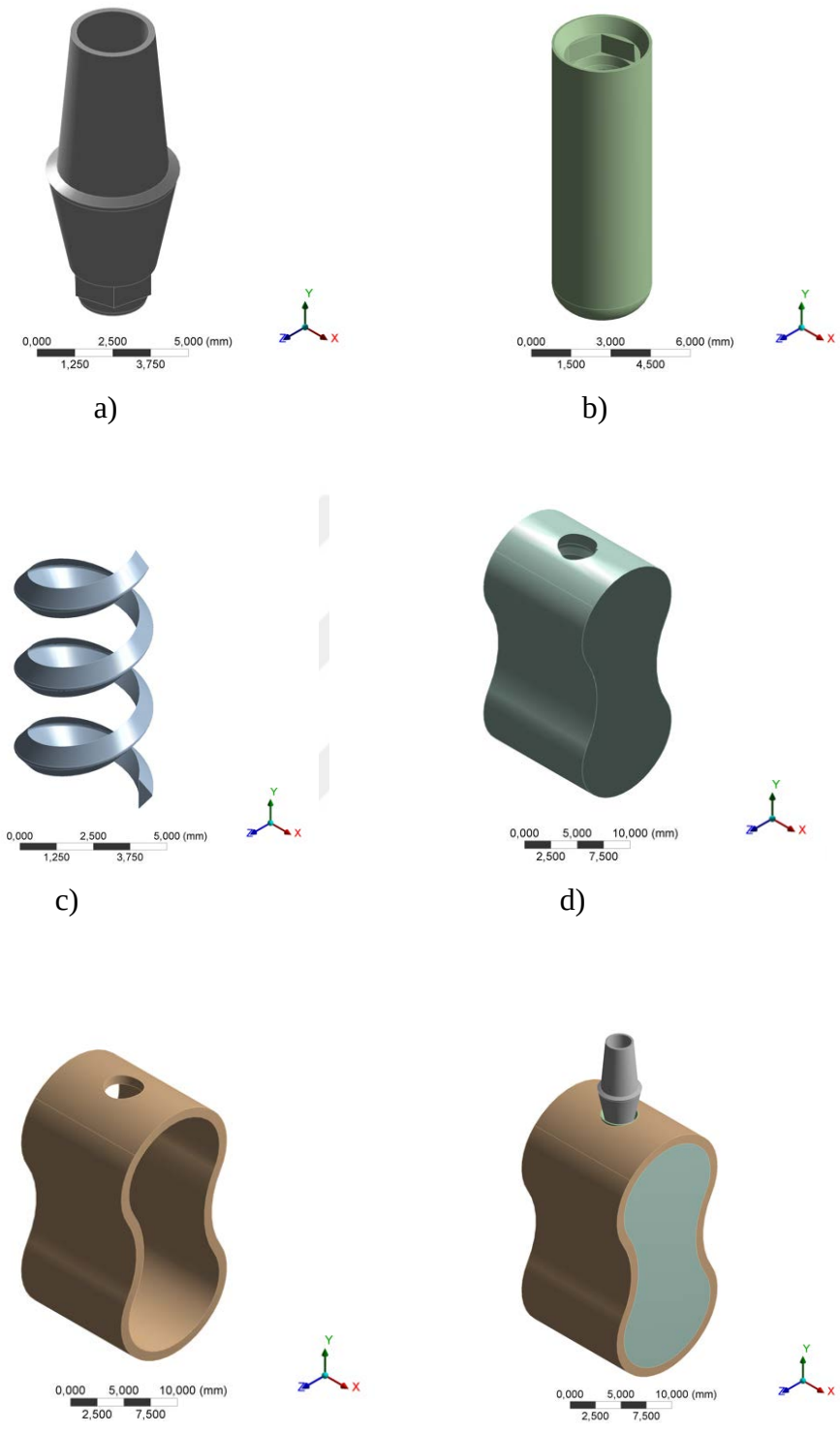
Bu alaşımların sergilediği çekme dayanımı değerleri, yaklaşık olarak 70 – 500 Mpa aralığında değişim gösteriyor. Alüminyum alaşımlarını dökme demir ve çelik alaşımları karşısında üstün kılan en önemli özellikleri

- düşük yoğunlukta,
- yüksek sertlikte (30 – 150 HB),
- döküm süreçlerinin kolay olması,
- döküm parçaların sergiledikleri yüksek yüzey kalitesi,
- boyutsal kararlılık

bu alaşımların sahip olduğu diğer iyi özellikler arasında gösterilebilir.

Çalışmamızda kullanılan alüminyum; yüzeyi titanyum oksit, hidroksiapatit veya osseoentegre olabilen başka bir materyal ile kaplanarak osseoentegrasyonu sağlanabilir.

Standart implant komponentleri SolidWorks 2016 yazılımı (SolidWorks Corp, Waltham, MA, US) kullanılarak çizildi ve katı modeller oluşturuldu.**(Resim 3)**



Resim 3. Üç-boyutlu katı gövdeler (a) abutment, (b) implant, (c) greft materyali, (d) trabeküler kemik sembolik modeli, (e) kortikal kemik sembolik modeli, (f) montaj modeli.

2.2. Üç-Boyutlu Sonlu Eleman (FE) Modellemesi

Bu çalışmada üç farklı kalitede mandibula kemiği seçilerek implant dolgu parçası kemik kalitelerine göre sınıflandıralacaktır.(**Resim 4. ve Çizelge 3.)**

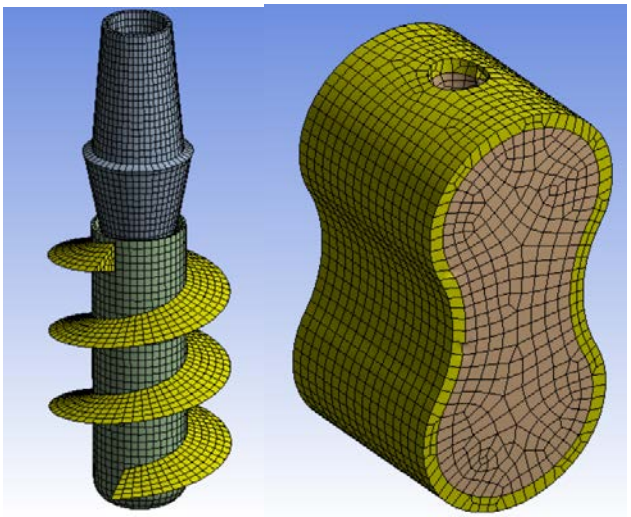


Resim 4. Mandibula kemik kesit alanı üzerinde (a) kortikal kemik, (b) trabeküler kemik gösterimi.

KEMİK KALİTESİ		
KEMİK TİPİ	**YOUNG'S MODULE**	**KORTİKAL KEMİK ÖLÇÜLERİ**
D2	5,5 Gpa	2mm
D3	1,6 Gpa	1mm
D4	0,69 Gpa	1mm

Çizelge 3. Kullanılan kemik tipleri ve Young's Module değerleri

Bilindiği üzere sonlu elemanlar analizi yapabilmek için katı modellerin matematiksel modellere dönüştürülmesi gerekmektedir. Eleman ve noktalarla ifade edilen matematiksel modelin sonlu elemanlar terminolojisindeki karşılığı *mesh* olarak bilinmektedir.(**Resim 5**)



Resim 5. Implant, abutment, greft materyali(a) mandibula kemik (b) sonlu elemanlar modelleri

Parçaların sonlu elemanlar modellenmesinde ANSYS FE Modeler yazılımı (ANSYS Inc, Conansburg, PA, US) kullanılmıştır. Mesh kalitesi yapılacak olan analizin doğruluğunu direkt olarak etkileyen en önemli faktörlerden birisidir. Bu çalışmada parabolik algoritma ile oluşturulmuş hegzahedral ve tetraheadral elamanlar tercih edilmiştir.(**Çizelge 4**)

MESH KALİTESİ			
KEMİK TİPİ	**NOD SAYISI**	**ELEMAN SAYISI**	**ORTOGONAL KALİTE (%)**
D2	58963	34082	85,5
D3	55795	32242	84
D4	55795	32242	84

Çizelge 4. Kullanılan kemik tipleri modellemelerinde nod ve eleman sayıları

Kemik kalitesine göre katı modeller aşağıdaki gibi sınıflandırılarak analiz karşılaştırmaları için uygun hale getirilmiştir.(**Çizelge 5)**

MODEL TABLOSU		
MODEL	**KEMİK TİPİ**	**DOLGU MALZEMESİ (mm)**
1	D2	1,25
2	D2	1,50
3	D2	1,75
4	D2	2,00
5	D2	2,25
6	D2	2,50
7	D3	1,25
8	D3	1,50
9	D3	1,75
10	D3	2,00
11	D3	2,25
12	D3	2,50
13	D4	1,25
14	D4	1,50
15	D4	1,75
16	D4	2,00
17	D4	2,25
18	D4	2,50

2.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Sonlu elemanlar ile analiz prosedürü malzeme seçimi ile başlamaktadır. Literatürde yapılan çalışmalar ışığında dental implant analiz uygulamalarında malzemelerin mekanik özelliklerinden yalnızca *Young Modülü* (E) ve *Poisson Oranı* (ν) kullanılarak malzemeler tanımlanmıştır.(**Çizelge 6**)

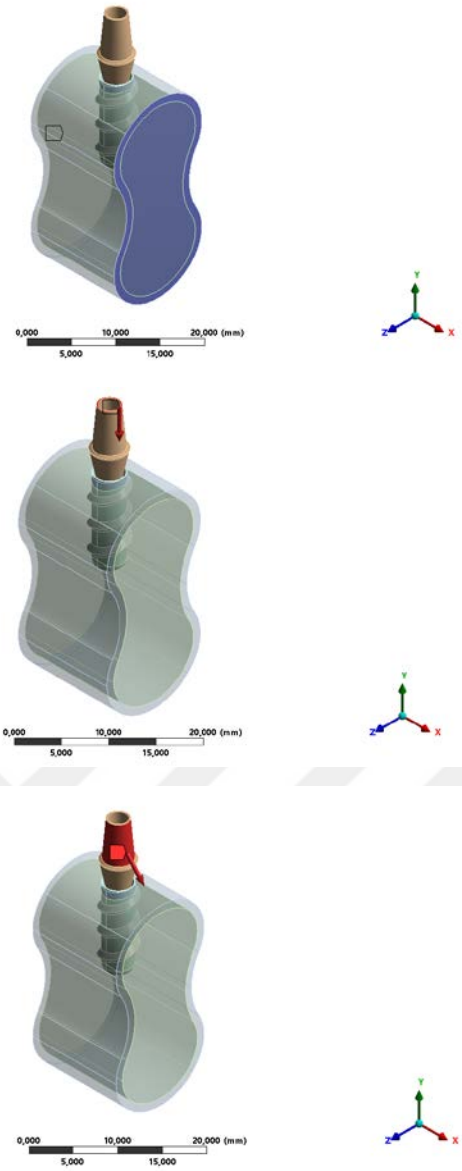
MALZEME ÖZELLİKLERİ		
MALZEME	**YOUNG'S MODULE (GPa)**	**POİSSON'S RATİO**
KORTİKAL KEMİK	14,8	0,3
D3 TİP TRABEKÜLER KEMİK	1,6	0,3
D4 TİP TRABEKÜLER KEMİK	0,69	0,3
D2 TİP TRABEKÜLER KEMİK	5,5	0,3
İMPLANT	113,8	0,342
ABUTMENT	113,8	0,342
GRAFTİNG MATERİAL (ALLUMİNUM ALLOY)	71	0,33

Çizelge 6. Kullanılan materyallerin Young's Module ve Poisson's Ratio değerleri

Analiz için harzılanan modelin parçaları arasındaki kontak ilişkileri iç içe geçme yok, yüzeyler arasında kayma yok, yüzeyler arasında ayrılma yok özelliklerini içeren *bonded* literatür çalışmaları doğrultusunda belirlenmiştir.

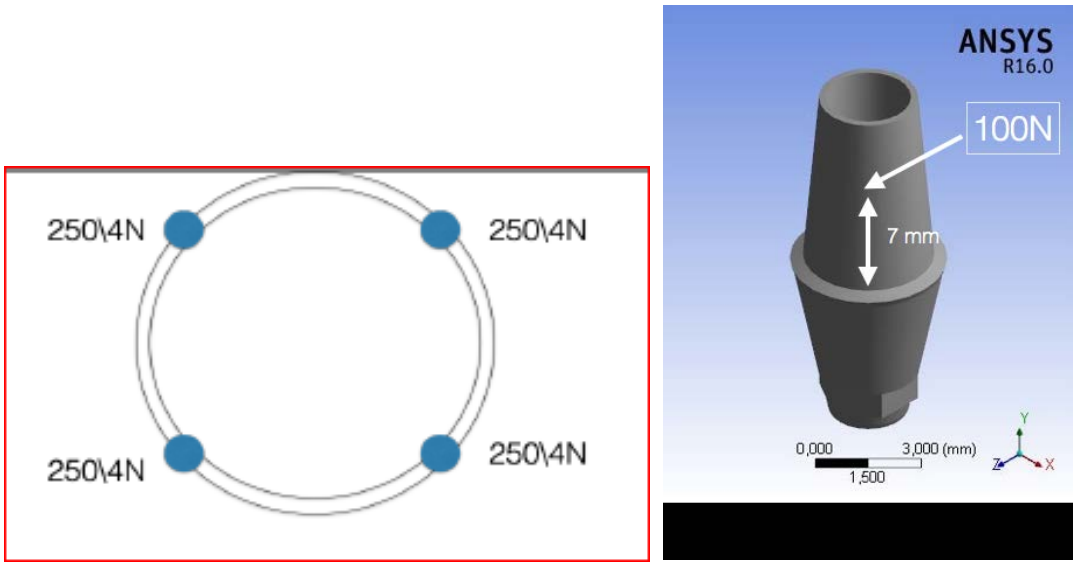
Yalnızca bu çalışmada lieratürden farklı olarak greft materyali ile implant yüzeyi arasına sürtünmeli kontak tanımlanarak gerçek çalışma koşullarına yakın koşulların oluşturulması hedeflenmiştir. İmplant yüzeyi ve dolgu malzemesinin yüzeyi arasında belirlenen sürtünme katsayısı 0.2 olarak alınmıştır.

Modelin gerçek çalışma koşullarına yakın şartlar altında analiz edilebilmesi için modelin sabitlenecek yüzeyleri ve yük koşulları literatür doğrultusunda belirlenmiştir. Model dört yüzeyden sabitlenerek serbestlik derecesi sıfırlanmıştır**(Resim 6, Resim 7)**



Resim 6. FE analizi için belirlenmiş sınır koşullarının model üzerinde gösterimi. Yukarıdan aşağıya modelin sabitleneceği yüzeyler, eksenel yükün uygulanacağı yüzey ve yanal yükün uygulanacağı yüzey.

Bu çalışmada abutment parçasına iki farklı büyüklük ve doğrultuda kuvvet uygulanmıştır. Eksenel kuvvet (axial load) literatür çalışmaları doğrultusunda 250N büyüklüğünde belirlenmiş olup abutmentin protez ile temas ettiği yüzeyden dört eşit aralıklı noktalar seçilerek uygulanmıştır. Yanal kuvvet (oblique load) ise 100N büyüklüğünde seçilerek abutmentın yan yüzeyine düşey eksen (- y ekseni) ile 30 derecelik açı yapacak şekilde uygulanmıştır.(**Resim 7**)



Resim 7. (a) abutment üst görünüş, eksenel yükün uygulandığı noktalar ve (b) abutment izometrik görünüş, yanal yükün uygulandığı yüzey.

2.4. Sonlu Eleman Modelinin Analizi

Bu çalışmada lietaratür çalışmalarından farklı olarak gerçek çalışma koşullarına uygun şartlar yaratabilmek için non-lineer statik analiz uygulaması yapılmıştır. Malzeme ve geometrik olarak lineer olan modelimiz sürtünmeli kontak tanımlaması nedeniyle kontak nonlineeritesi koşullarını sağladığından stres/strain değerleri ANSYS Mechanical APDL çözücüsünün kullandığı metotlarla yakınsanarak elde edilmiştir. Denklem takımlarının çözülerek istenilen değerlere yakınsama yapılabilmesi için Newton-Raphson metodu kullanılmıştır.

Bu çalışma için iki farklı yük altında 18 ayrı model denenerek toplamda 36 adet çözüm işlemi yapılmıştır. Yapılan çözümlerin doğruluğu SIMULIA Abaqus yazılımı (Dassault System Corp, Waltham, MA, US) ile yeniden çözülerek karşılaştırılmıştır.

2.5. Stres Analizi Kriterleri

İmplant yüzeyinden ayrık farklı kalınlıklarda dolgu malzemesinin denendiği bu tez çalışmasında stres kriterleri *Maximum Principal Stress* ve *Equvielent von-Mises Stress* değerleri karşılaştırmalı olarak elde edilmiştir. Ek olarak modelde meydana gelen *Total Deformasyon* miktarları belirlenmiştir.

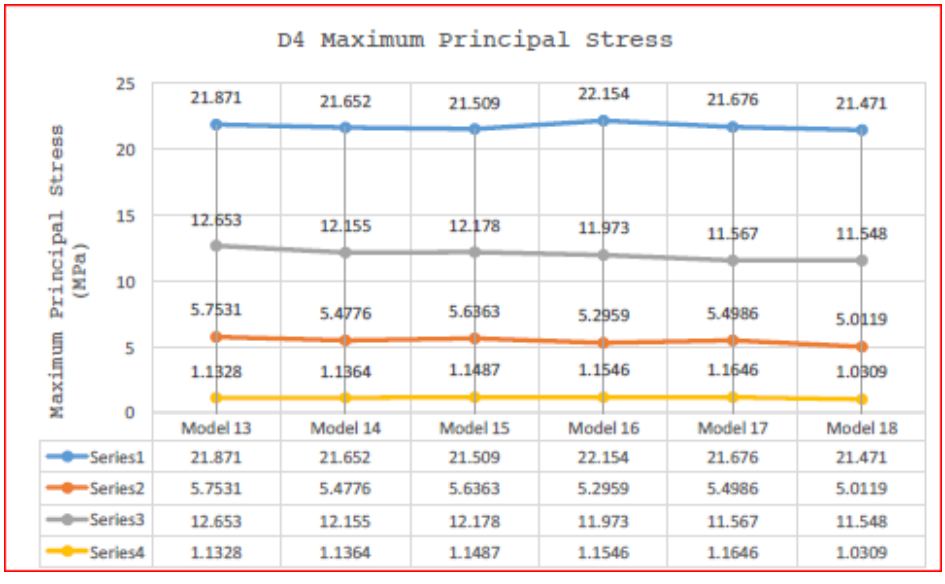
3. BULGULAR

3.1. Maximum Principal Stres Dağılımları

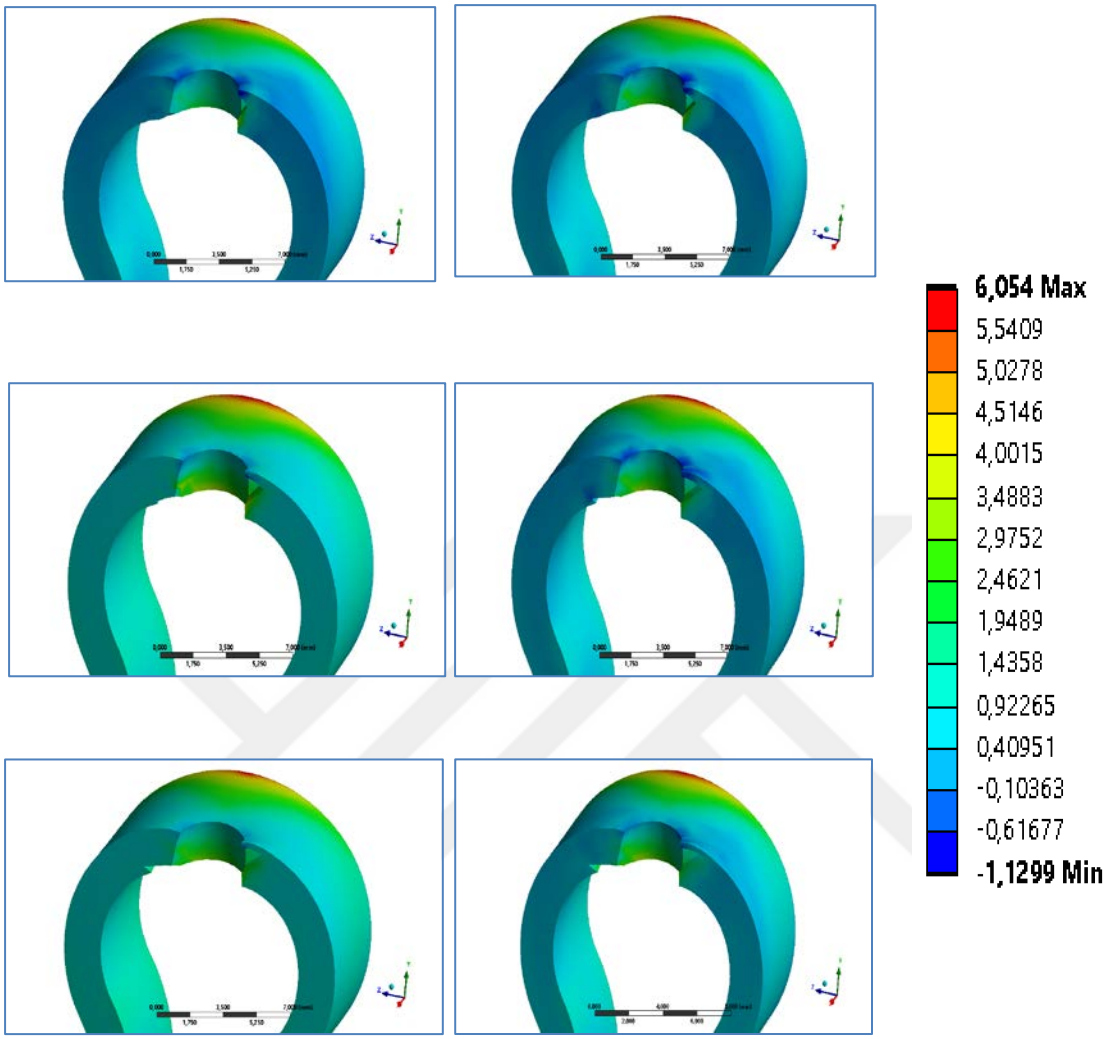
Çizelge 7. Analiz sonuclarinin sayisal degerleri

MAXİMUM PRİNCİPAL STRESS					
		AXİAL LOAD		OBLİQUE LOAD	
	TYPE OF COMPONENT	CORTİCAL BONE	TRABECULAR BONE	CORTİCAL BONE	TRABECULAR BONE
	MODEL	Max (Mpa)	Max (Mpa)	Max (Mpa)	Max (Mpa)
D2	MODEL 1	6.054	5.5006	7.7357	1.3838
	MODEL 2	5.5241	5.0031	7.811	1.3996
	MODEL 3	5.8049	3.9853	8.1812	1.3804
	MODEL 4	5.7407	4.9731	7.7478	1.3065
	MODEL 5	6.246	4.847	7.7762	1.3541
	MODEL 6	5.804	5.0296	7.5788	1.2987
D3	MODEL 7	11.538	7.3728	11.368	1.2955
	MODEL 8	11.421	6.9378	11.001	1.2456
	MODEL 9	11.483	6.8603	11.034	1.2641
	MODEL 10	11.899	6.8981	10.8	1.3672
	MODEL 11	11.664	7.3583	10.664	1.5895
	MODEL 12	11.612	6.2476	10.433	1.2233
D4	MODEL 13	21.871	5.7531	12.653	1.1328
	MODEL 14	21.652	5.4776	12.155	1.1364
	MODEL 15	21.509	5.6363	12.178	1.1487
	MODEL 16	22.154	5.2959	11.973	1.1546
	MODEL 17	21.676	5.4986	11.567	1.1646
	MODEL 18	21.471	5.0119	11.548	1.0309

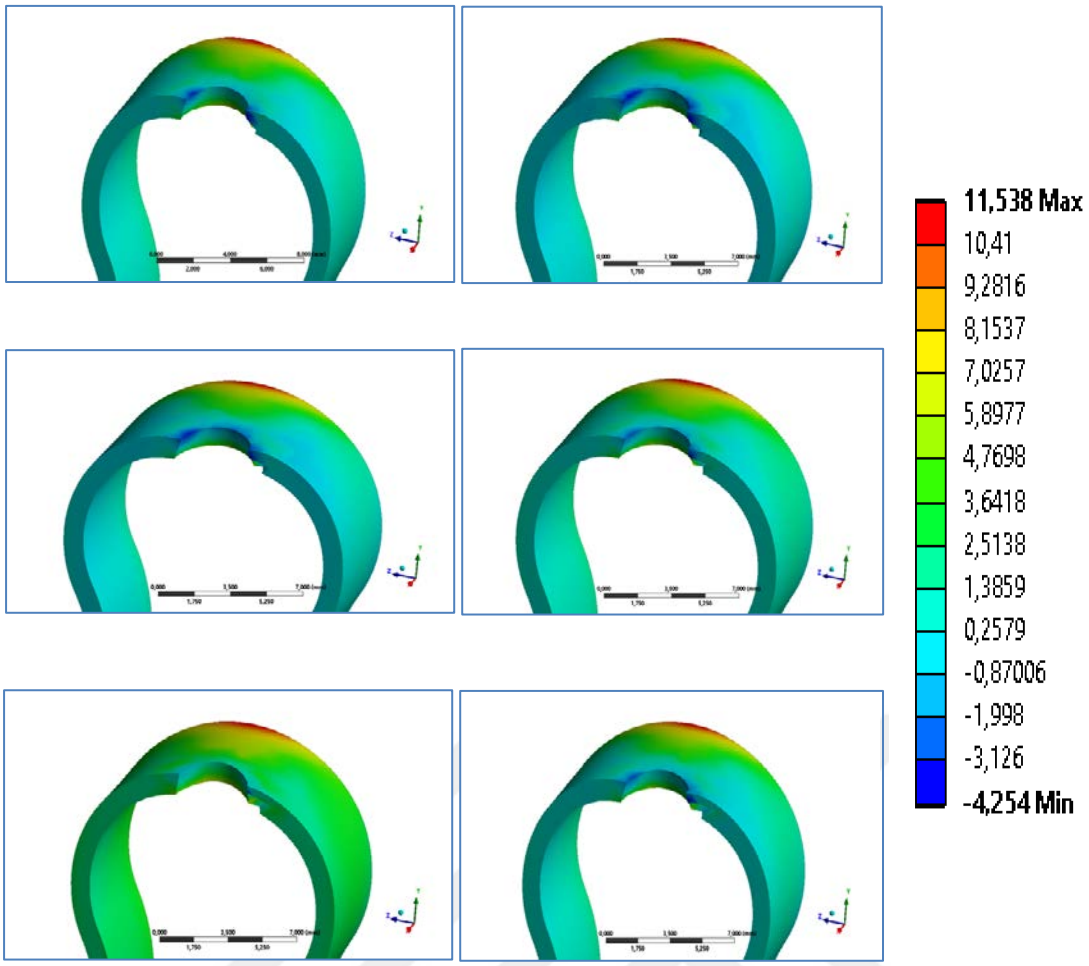

D2 Maximum Principal Stress
Maximum PRincipal Stress (MPa)
Model 1 Model 2 Model 3 Model 4 Model 5 Model 6
Cortical Axial Load 6.054 5.5241 5.8049 5.7407 6.246 5.804
Trabecular Axial Load 5.5006 5.0031 3.9853 4.9731 4.847 5.0296
Cortical Oblique Load 7.7357 7.811 8.1812 7.7478 7.7762 7.5788
Trabecular Oblique Load 1.3838 1.3996 1.3804 1.3065 1.3541 1.2987
D3 Maximum Principal Stress
Maximum PRincipal Stress (MPa)
Model 7 Model 8 Model 9 Model 10 Model 11 Model 12
Series1 11.538 11.421 11.483 11.899 11.664 11.612
Series2 7.3728 6.9378 6.8603 6.8981 7.3583 6.2476
Series3 11.368 11.001 11.034 10.8 10.664 10.433
Series4 1.2955 1.2456 1.2641 1.3672 1.5895 1.2233


D4 Maximum Principal Stress
Maximum Principal Stress (MPa)
Model 13 Model 14 Model 15 Model 16 Model 17 Model 18
Series1 21.871 21.652 21.509 22.154 21.676 21.471
Series2 5.7531 5.4776 5.6363 5.2959 5.4986 5.0119
Series3 12.653 12.155 12.178 11.973 11.567 11.548
Series4 1.1328 1.1364 1.1487 1.1546 1.1646 1.0309

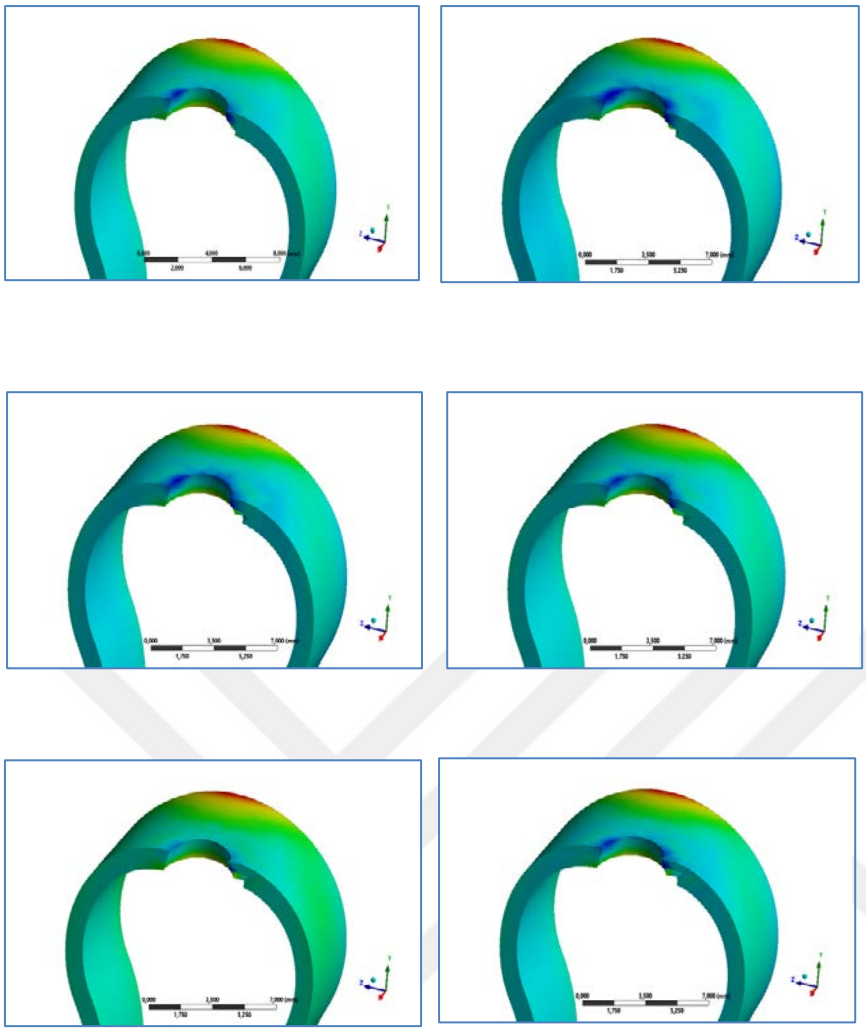
3.1.1. Maximum Principal Stress – Eksenel (Axial) Yükleme Altında Kortikal Kemik



Resim 8. D2 (model 1 – model 6), cortical bone, superior view, Axial Load

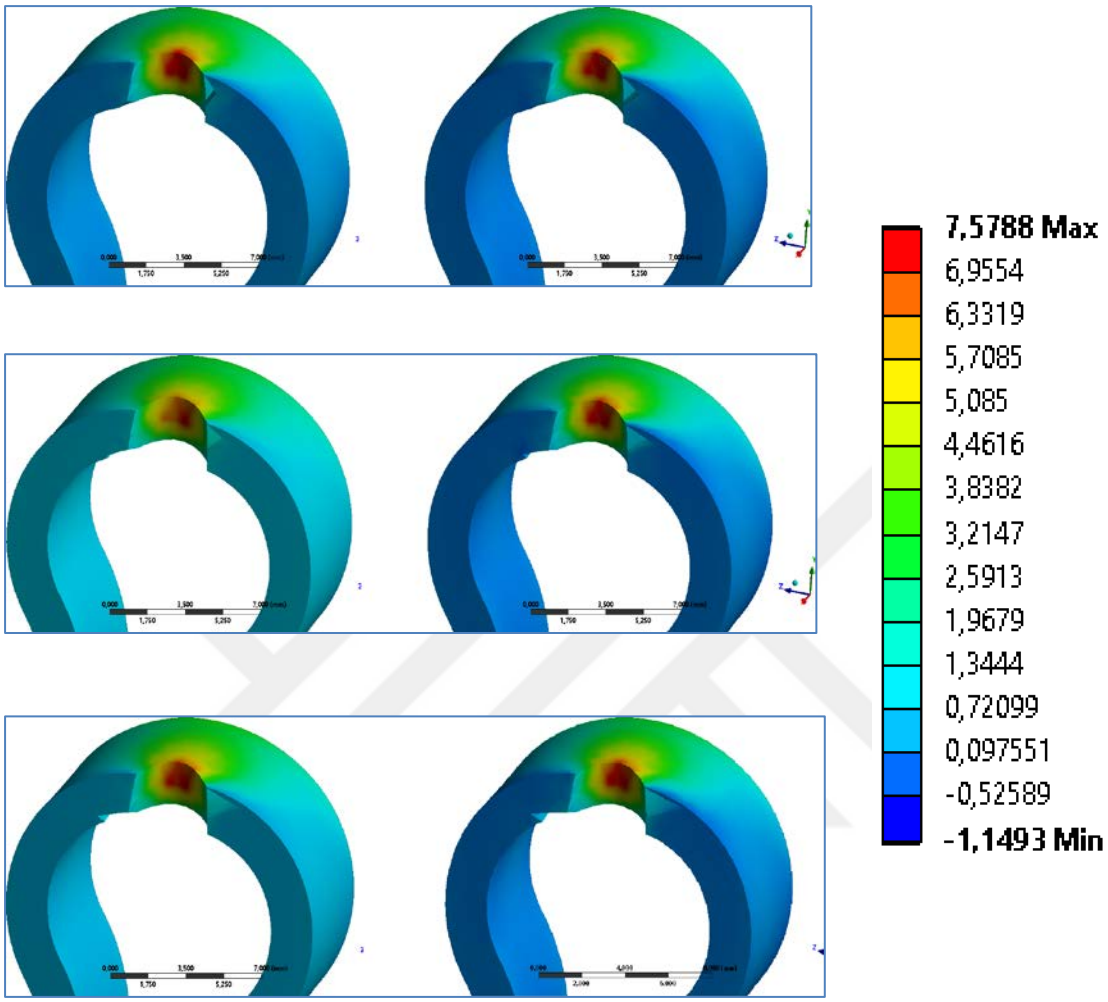


Resim 9. D3 (model 7 – model 12), cortical bone, superior view, Axial Load

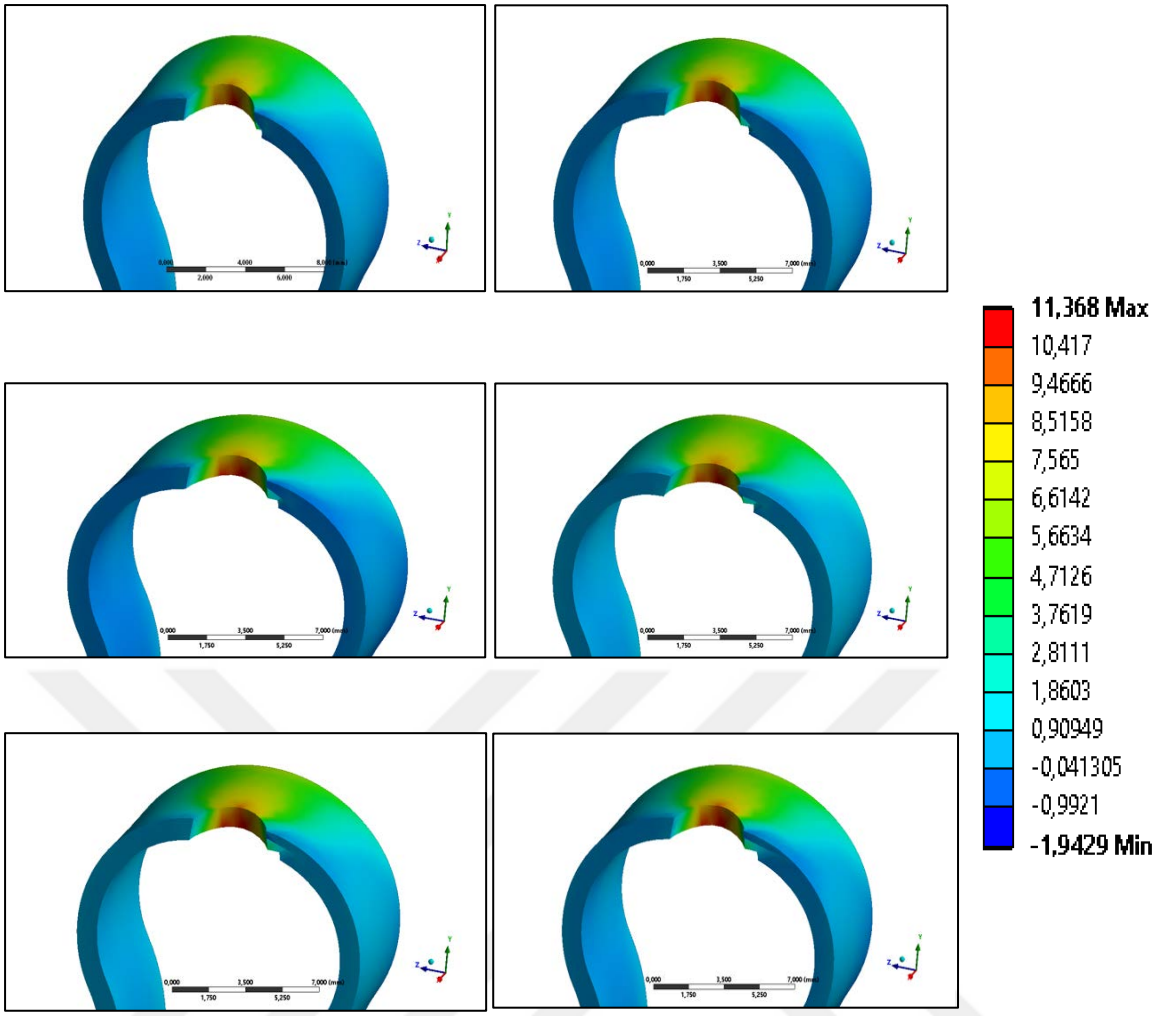


Resim 10. D4 (model 13 – model l8), cortical bone, superior view, Axial Load

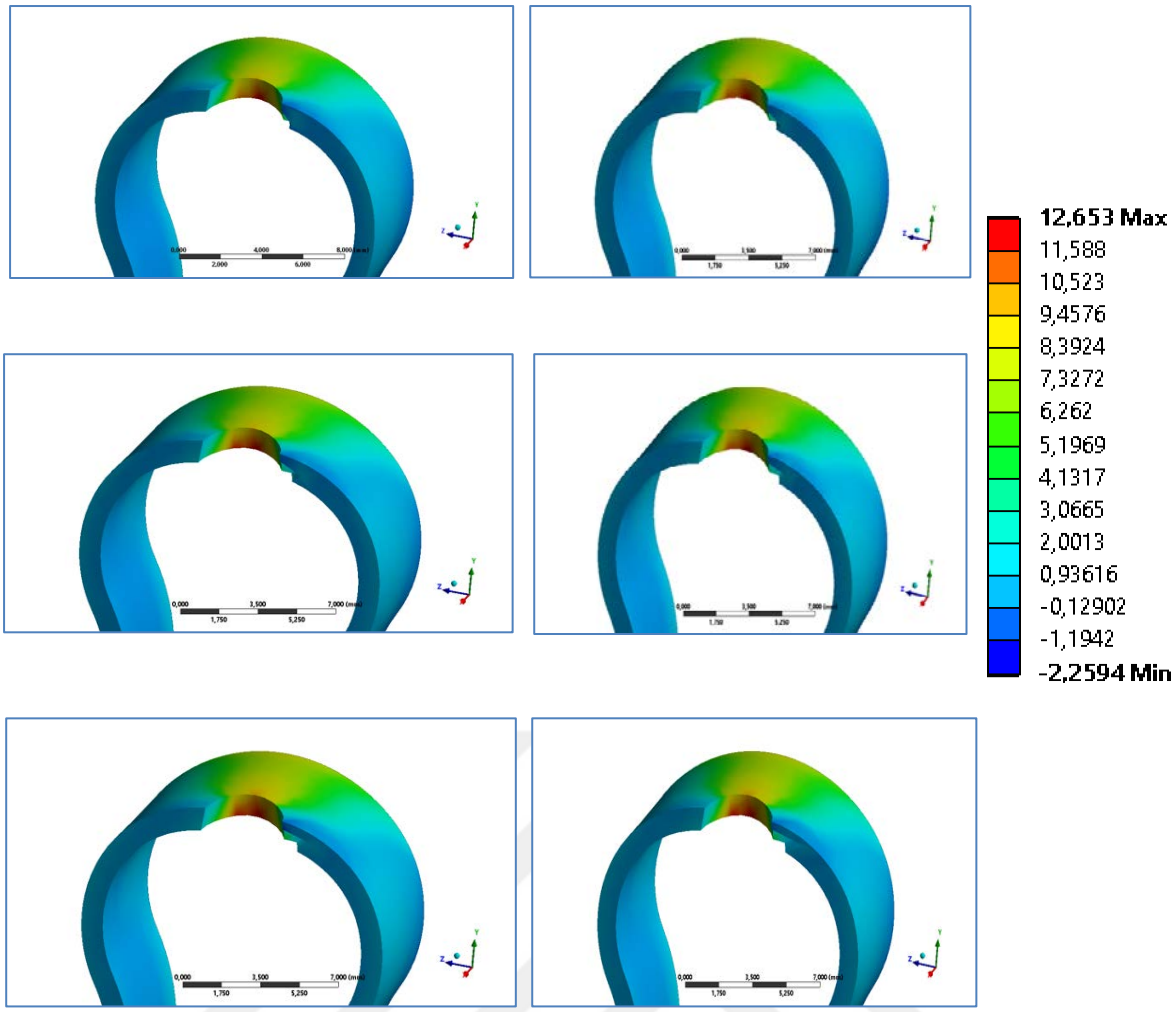
3.1.2. Maximum Principal Stres -Yanal (Oblique) Yükleme Altında Kortikal Kemik



Resim 11. D2 (model 1 – mode 6), cortical bone, superior view, oblique load

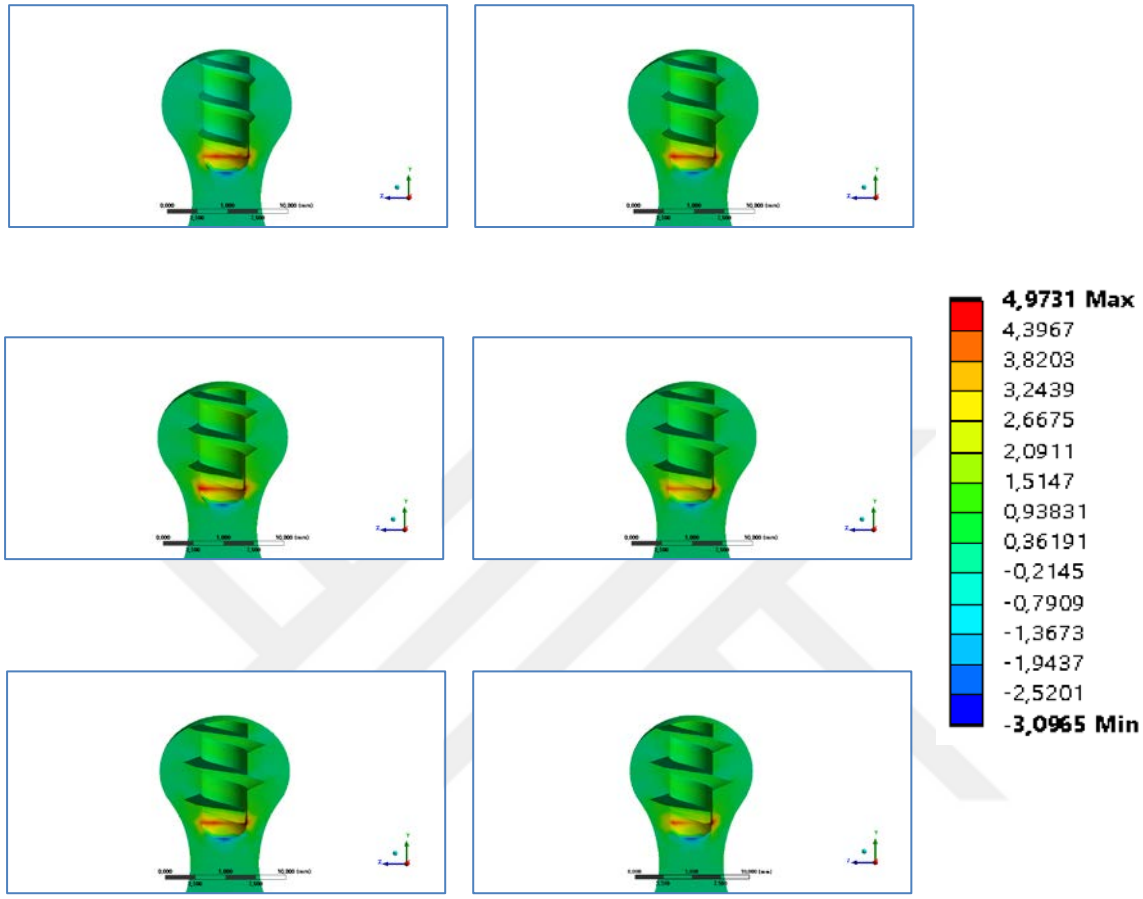


Resim 12. D3 (model 7 - model 12), cortical bone, superior view, oblique load

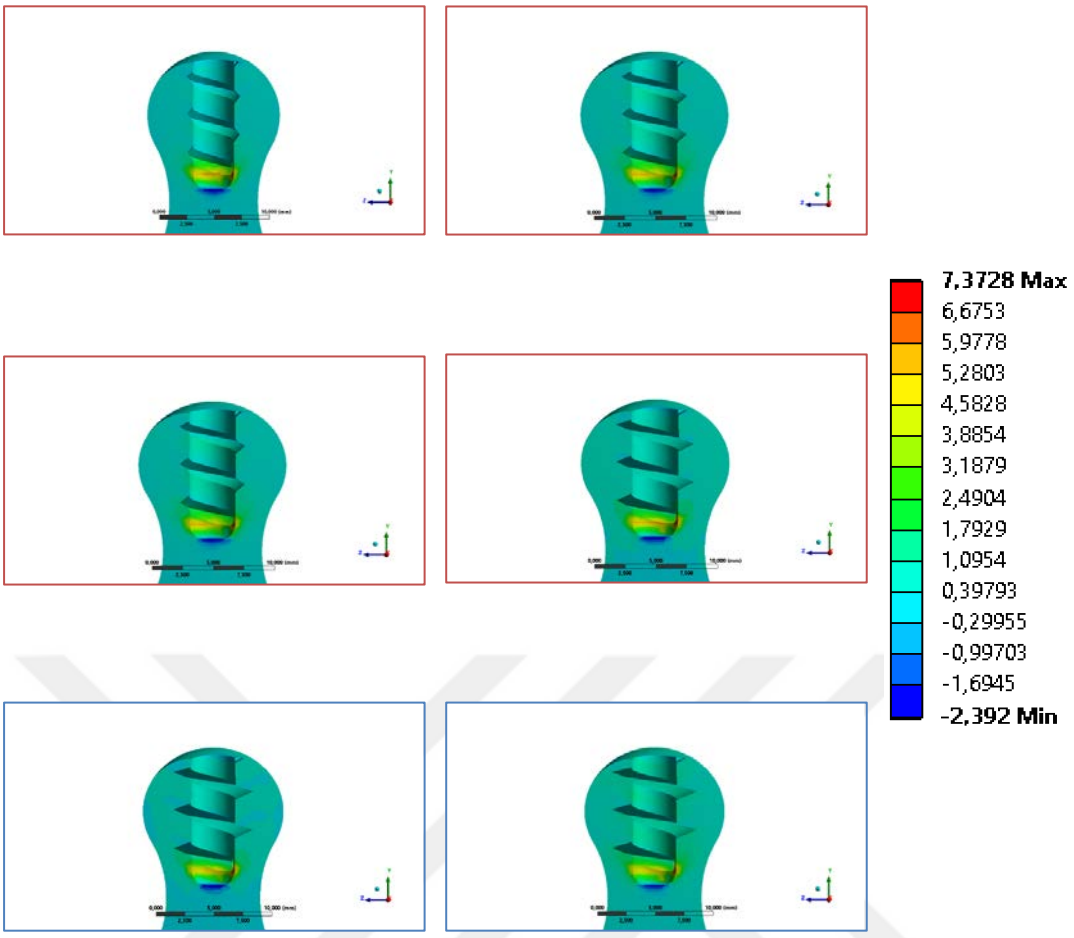


Resim 13. D4 (model 13 - model 18), cortical bone, superior view, oblique load

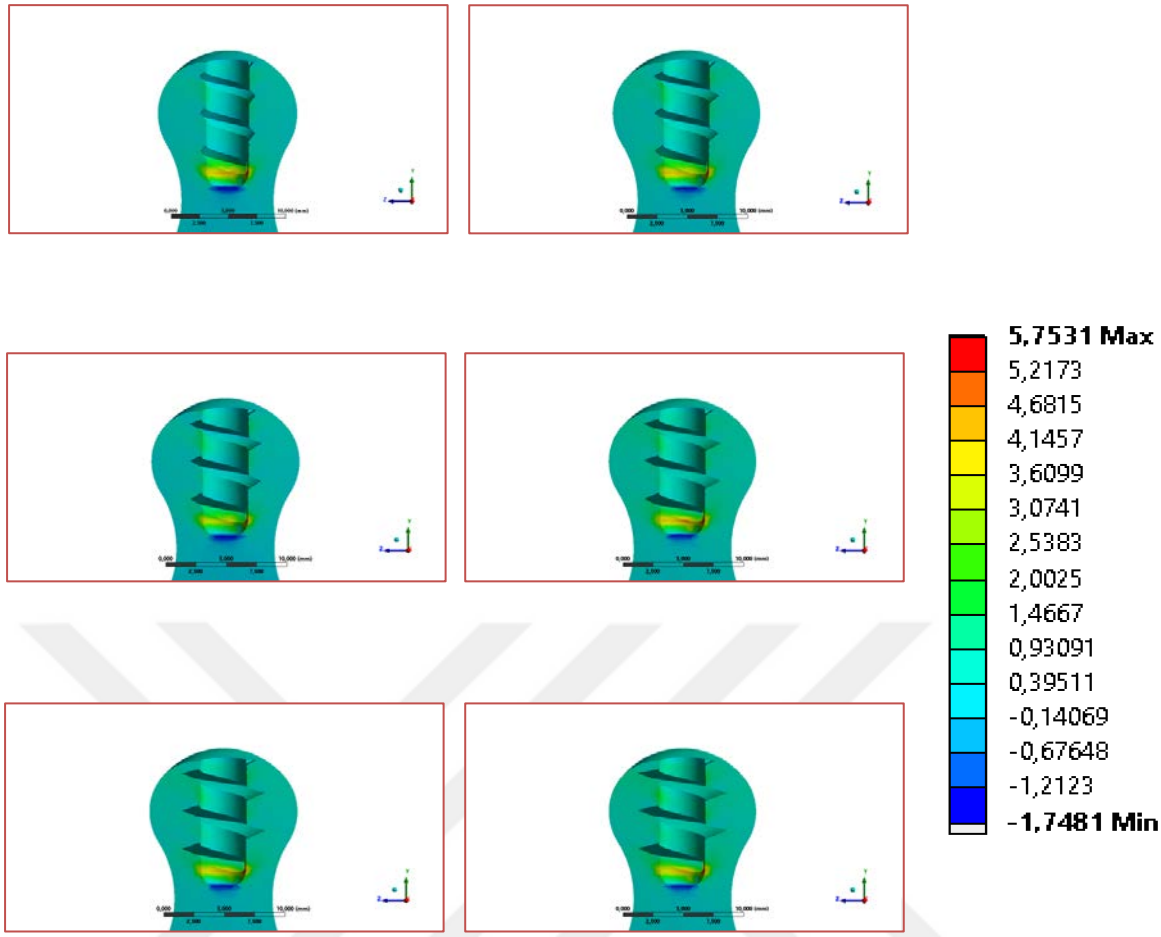
3.1.3. Maximum Principal Stres –Eksenel (Axial) Yükleme Altında Trabekuler Kemik



Resim 14. D2 (model 1 - model 6), trabecular bone, front view, axial load

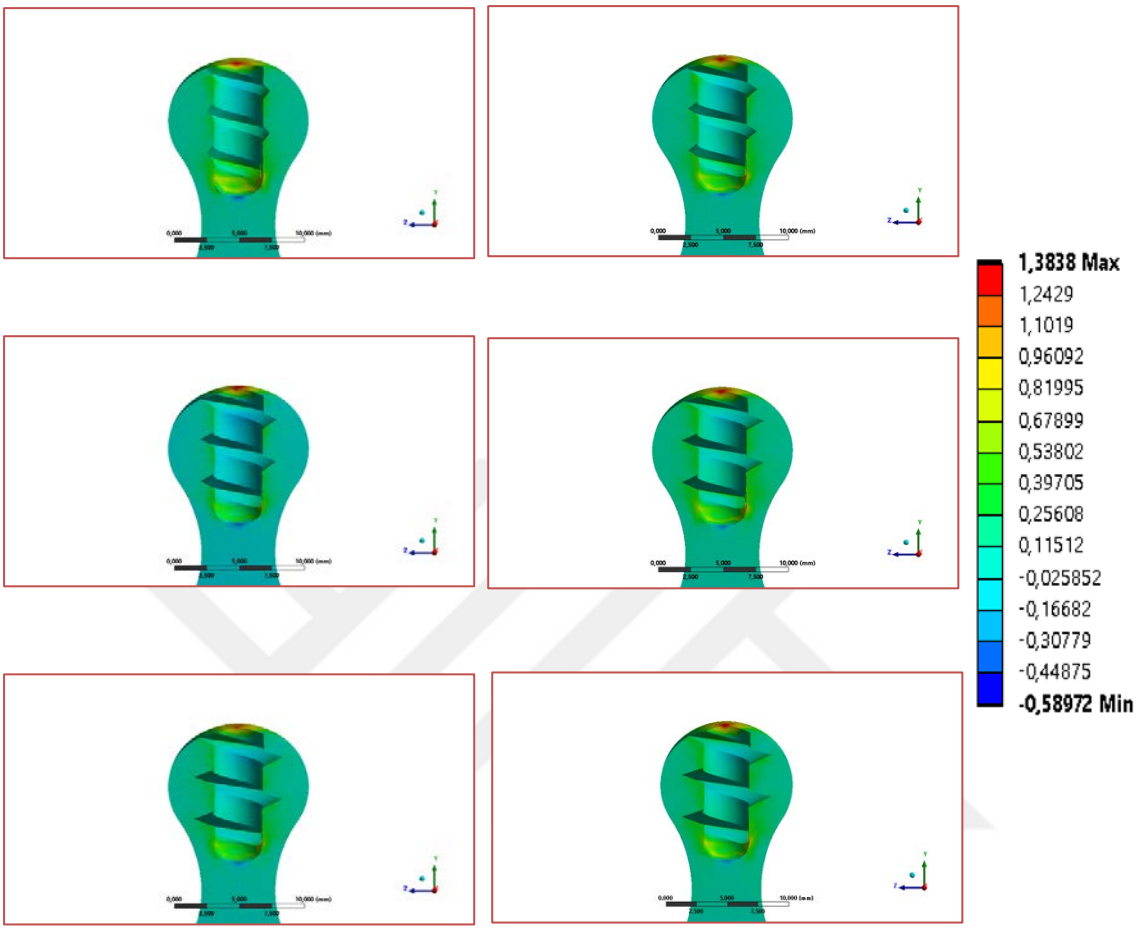


Resim 15. D3 (model 7 - model 12), trabecular bone, front view, axial load

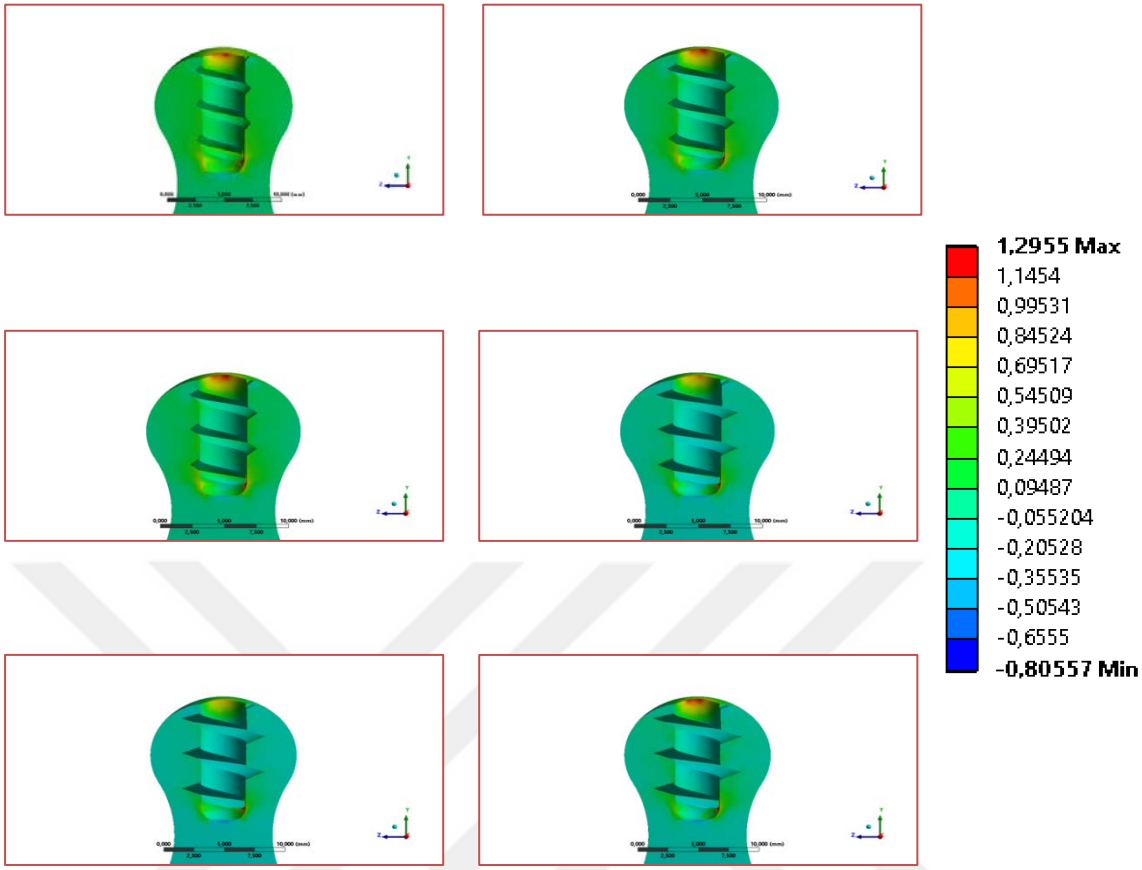


Resim 16. D4 (model 13 - model 18), trabecular bone, front view, axial load

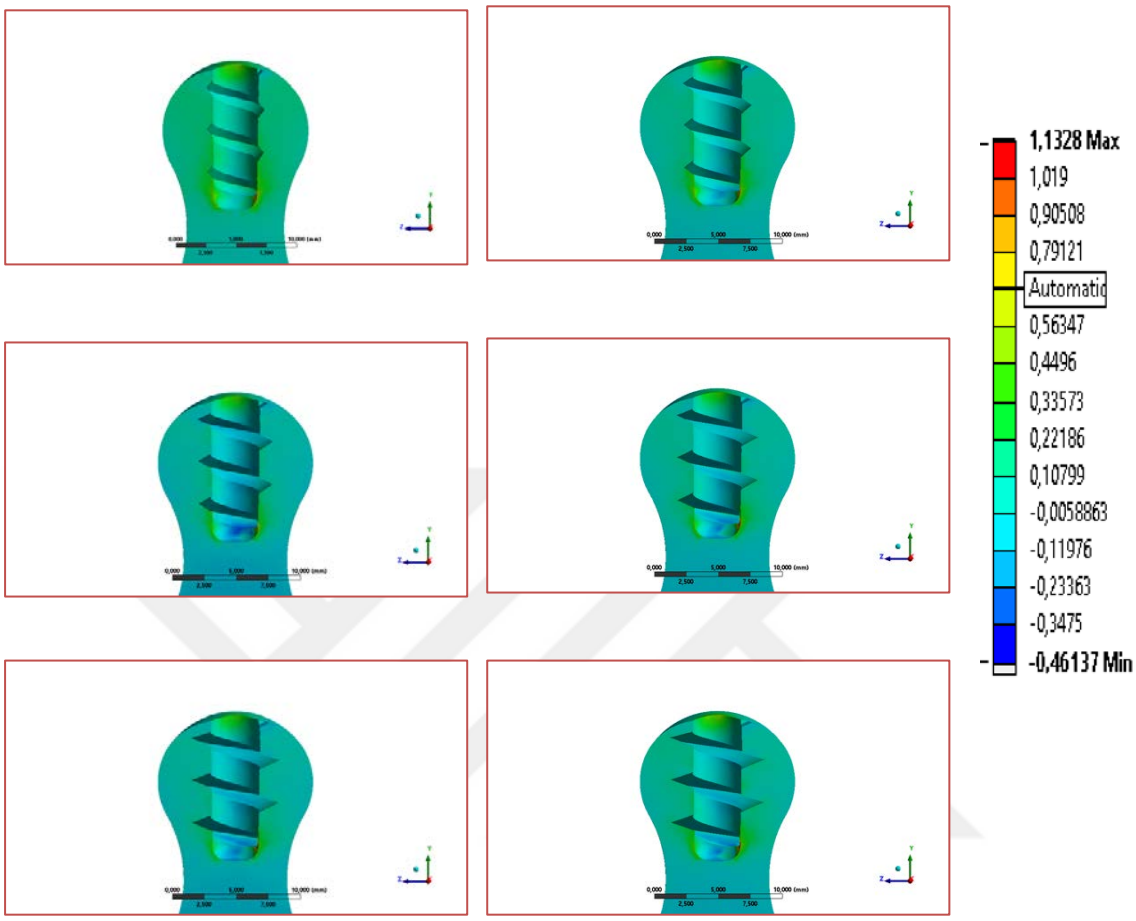
3.1.4. Maximum Principal Stres –Yanal (Oblik) Yükleme Altında Trabekuler Kemik



Resim 17. D2 (model 1 - model 6), trabecular bone, front view, oblique load



Resim 18. D3 (model 7 - model 12), trabecular bone, front view, oblique load



Resim 19. D4 (model 13 - model 18), trabecular bone, front view, oblique load

3.2. Maximum Equvielent von-Mises Stress Dagilimlari

MAXİMUM VON-MİSES STRESS					
		AXİAL LOAD		OBLİQUE LOAD	
	TYPE OF COMPONENT	CORTİCAL BONE	TRABECULAR BONE	CORTİCAL BONE	TRABECULAR BONE
	MODEL	Max (Mpa)	Max (Mpa)	Max (Mpa)	Max (Mpa)
D2	MODEL 1	8.1162	10.839	11.071	3.0459
	MODEL 2	8.6226	9.8777	11.333	2.816
	MODEL 3	9.9139	8.5992	12.264	3.8544
	MODEL 4	9.1782	9.5158	11.021	2.6429
	MODEL 5	8.8171	9.592	10.95	3.8289
	MODEL 6	9.3305	9.6911	9.7146	2.7843
D3	MODEL 7	21.347	9.185	14.164	3.9756
	MODEL 8	19.342	8.2653	13.965	3.7119
	MODEL 9	18.353	8.255	13.786	3.4453
	MODEL 10	20.33	8.3756	13.259	3.4963
	MODEL 11	20.124	9.1246	13.679	3.5769
	MODEL 12	18.81	7.9114	12.792	3.0692
D4	MODEL 13	33.64	7.3029	15.338	2.3582
	MODEL 14	33.766	6.6373	15.367	2.1621
	MODEL 15	33.044	6.9124	15.21	1.9584
	MODEL 16	35.454	7.0476	14.874	2.0345
	MODEL 17	34.94	6.953	14.651	1.9129
	MODEL 18	33.912	6.766	14.476	1.7937

Çizelge 8. D2, D3 ve D4 kemik tipinde Von-Mises stres değerleri

3.3. Yer değiştirme (Total Displacement) Değerleri

TOTAL DEFORMASYON				
AXİAL LOAD			**OBLİQUE LOAD**	
MODEL	MAXİMUM DİSPLACEMENT (MM MİCROMETER)		MODEL	MAXİMUM DİSPLACEMENT (MM MİCROMETER)
MODEL 1	7.57	D2	MODEL 1	4.25
MODEL 2	7.19		MODEL 2	4.14
MODEL 3	6.03		MODEL 3	3.69
MODEL 4	7.43		MODEL 4	4.15
MODEL 5	7.05		MODEL 5	3.94
MODEL 6	7.27		MODEL 6	4.07
MODEL 7	15.91	D3	MODEL 7	6.71
MODEL 8	15.51		MODEL 8	6.61
MODEL 9	15.04		MODEL 9	6.50
MODEL 10	16.27		MODEL 10	6.70
MODEL 11	16.32		MODEL 11	7.01
MODEL 12	15.31		MODEL 12	6.49
MODEL 13	22.59	D4	MODEL 13	8.74
MODEL 14	22.29		MODEL 14	8.63
MODEL 15	21.90		MODEL 15	8.50
MODEL 16	22.83		MODEL 16	8.66
MODEL 17	22.66		MODEL 17	8.59
MODEL 18	22.03		MODEL 18	8.40

Çizelge 9. D2, D3 ve D4 kemik tipinde yer değiştirme değerleri

4. TARTIŞMA

Dental implantların oldukça büyük bir kısmı saf titanyum veya titanyum alaşımlarından yapılmaktadır. Küçük bir kısmının ise yüzeyi hidroksiapatit veya zirkonyum ile kaplanmıştır. Titanyum biyolojik olarak uyumludur ve yüzeyindeki titanyum oksit sebebiyle korozyona oldukça yüksek direnç gösterir(Jacobs ve ark 1998). Yüzeyindeki oksit tabakasının kalınlığı yaklaşık 3-10 nm arasındadır. Titanyumun yüzeyindeki bu koruyucu ve stabil oksit tabakası aynı zamanda osseoentegrasyona da olumlu katkı sağlar(Zhu X ve ark 2014).

Saf titanyum (cpTi) un saflık dereceleri 1 ile 4 arasındadır. Dereceler korozyona direnç, yumuşaklık ve dayanıklılığa bağlıdır. Grade 1 en yüksek saflık, en yüksek korozyon direnci, şekillendirilebilirlik ve en düşük dayanıklılığa sahipken, grade 4 en yüksek dayanıklılık ve ortalama şekillendirilebilirliğe sahiptir. İmplantların büyük kısmı grade 4 titanyumdur çünkü diğerlerine göre daha güçlüdür(Steinemann 2014).

İmplantlar için kullanılan titanyum alaşımlar özellikle dental implantlar için üretilmiştir ve grade 5 olarak adlandırılır. Saf titanyuma göre daha iyi performans dayanımı ve yorgunluk direncine sahiptir. %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0.25 demir, %0.2 oksijen ve %90 titanyum içeren alaşım Ti_6Al_4V olarak ifade edilir(ASM Material Data Sheet). Saf titanyumun sınırlı mekanik özellikleri karşısında, Ti_6Al_4V alaşımı üstün korozyon direnci, yüksek yorulma dayanımı ve düşük elastisite modülü ile posteriorda çiğneme kuvvetinin yoğun olduğu bölgelerde tercih edilmektedir(Jacobs ve ark 1998).

Çalışmamızda bu bilgiler ışığında düz silindirik 5 derece olarak adlandırılan Ti_6Al_4V implant ve abutment kullanılmıştır.

Abutment; protetik yapı ile implant arasında bağlantıyı oluşturan, implantın kemik içinden ağız ortamına açılmasını sağlayan parçasıdır. Bu parça implanta bağlantı vidası denilen vida ile bağlanarak gelen okluzal kuvvetlerin implanta iletilmesini sağlar (Misch 2005).

Temel olarak implant abutment birleşimi internal veya eksternal denilen iki farklı forma sahiptir. İmplant abutment bağlantılarında ilk başlarda kullanılan bağlantı tipi

eksternal bağlantıydı ancak bu bağlantı tipinde abutmente gelen yüklerde abutmentin dayanma kuvvetinin az olması ve gelen kuvvetler karşısında abutmentın kırılmayıp eksternal bağlantıyı bozmasından dolayı farklı dizayn olarak abutmentin implantın içine uzandığı bağlantı şekli dizayn edilmiştir. Bu bağlantı şeklinde abutment gelen yüklere daha iyi karşı koyabilse de abutmentin implantın içine uzanması implantın boyun kısmındaki metal kalınlığının azalmasına neden olmaktadır bu durumda implantın boyun kısmında metal yorulmasına bağlı olarak implant boyun kırıkları meydana gelmektedir (Misch 2005).

İnternal ve eksternal bağlantı tipinden hangisinin iyi olduğunu bulabilmek için birçok çalışmacı bu konuda araştırma yapmıştır. Freitas-Junior ve ark. (2012) çalışmalarında internal ve eksternal bağlantıları hem sonlu elemanlar analizi ile hem de kırma testi ile inceleyerek ve her ikisinde de birbiriyle benzer olmasına rağmen internal bağlantının daha iyi olduğunu gösteren sonuçlar elde edilmiştir. Birçok çalışmacı da yapmış oldukları çalışmalarda internal bağlantının daha iyi olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Asvanund ve Morgano 2011, Pellizzer ve ark. 2011b, Yamanishi ve ark. 2012).

Bu çalışmalar ışığında yaptığımız çalışmada implant abutment arasında internal bağlantı dizaynı kullanılmıştır.

İmmediat-erken yüklenen implantlar iyileşme döneminde protetik olarak splintlendiği için, bu durumun mekanik üstünlük sağladığı söylenebilir. Hemen yapılan üst yapılar ile ideale yakın çıkış profilinin ve interdental papilin sağlanması da kolaylaşır. Hastaların protezlerine bir an önce kavuşma istekleri de immediat-erken yüklemenin getirdiği psikolojik bir üstünlük olarak gösterilebilir(Yıldırım 2006).

Nedir ve arkadaşları(2004) yapmış oldukları çalışmada toplam 18 hastadan oluşan iki grup oluşturmuşlardır. Bir hasta grubuna 63 adet SLA yüzeyli ITI implantı yerleştirerek hemen yükleme protokolü uygularken, 43 implant yerleştirdikleri diğer gruba ise geç yükleme protokolü uygulamışlardır. Araştırmacılar, implantlardaki stabiliteyi 12 hafta boyunca her hafta RFA test metodu ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada geç yüklenen implantlar ile hemen yüklenen implantlar arasında ISQ değişimleri açısından istatistiksel olarak fark bulamadıklarını bildirmişlerdir.

Bir implantın başarılı osseoentegrasyonundaki en kritik faktörlerden biri ve immediat-erken yükleme için de en gerekli faktörlerden biri yerleştirme anında kemikte elde edilen primer stabilitedir. Erken iyileşme fazında implant gövdesi ve çevre kemik arasında meydana gelen rölatif hareketler osseoentegrasyonun başarısız olmasında ve implantın erken kaybında bir risk faktörü olarak görülmektedir. Bir kemik içi implantın yerleşimini takiben primer mekanik stabilite aşamalı olarak sekonder stabilite ile yer değiştirir(Sennerby ve Meredith 1998).

Primer stabilite, implantın yerleştirilmesi sırasında oluşur. Bu, implantın kemik yuvasından biraz daha geniş olan çapının sıkıştırmasının sonucudur; buna ***primer kemik teması*** denilir. Cerrahi safhada implantla kemiğin sıkı teması sonucu oluşan stabilitede implantın dar bir kaviteye sıkışmasının yaratmış olduğu stres rezobsiyonla beraber rahatlar. İmplant cerrahisi sırasında kemikte travmaya ve ısı artışına bağlı olarak oluşan nekrotik tabakanın sıkışmayla beraber rezorbsiyonu sonucu stabilitede bir miktar düşüş gözlenmektedir. Rezorbsiyon sürecinin başlamasından ilk lameller kemiğin oluşmasına kadar geçen sürede implanta primer kemik teması azalır ve stabilite kaybı gözlenir. Bu süreç Beglundh'ın da bildirdiği gibi 3. haftaya kadar sürmektedir(Brunski JB ve ark 2000).

Yaptığımız çalışmada implantı çepeçevre saran spiral kemik grefti yiv açıcı aparatla kemik içinde oluşturulan yuvaya pasif olarak yerleştirildiğinden ve sonrasında da silindirik implant pasif olarak yerleştirileceğinden stres rezorbsiyonlarının görülmeyeceği öngörülebilir

Lekholm ve Zarb, yaptıkları sınıflandırmada çene kemiğini kalitesine göre dört gruba ayırmışlardır;

a) Hemen hemen tüm çene kemiği homojen kortikal kemikten oluşur.
b) İç kısımdaki yoğun trabeküler kemiğin etrafında kalın kortikal kemik mevcuttur.
c) İç kısımdaki yoğun trabeküler kemiğin etrafında ince tabaka kortikal kemik mevcuttur.
d) İç kısımdaki düşük yoğunluktaki trabeküler kemiğin etrafında ince tabaka kortikal kemik mevcuttur.

Bu homojen yoğun kemik tipi, implantolojide hemen ve erken yükleme adına pek çok avantajlar sağlamaktadır. Tasarlanan greft materyalinin implantlarla beraber uygulanmasının gerekli osseoentegrasyon sürecinin beklenmesine gerek kalmadan implantın erken yüklenebilmesine katkı sağlaması beklenmektedir.

Ledermann ve ark çalışmalarında tam protez ile yüklenen ve bir bar ile splintlenmiş 4 adet mandibular implant kullanmıştır. Bir implantı, kritik bir mikro hareket eşik değerinin altında tutan iyi bir primer stabilite mevcutsa, hemen yüklenen implantların gecikmeli protokoldeki implantlar kadar başarılı olduğunu bildirmişlerdir(Lederman 1979).

Bijlani & Lozada(1996), retrospektif bir çalışmada, hareketli protez kullanan 4 hastada hemen yükleme yapılmış implantların 3–6 yıllık klinik takibi sonrası, yerleştirilen ve hemen yüklenen tüm implantların başarıyla osseoentegre olduğu sonucuna varmışlardır. Bu hastalarda, üst çenede total protez, alt çenede ise implant ve doku destekli overdenture kullanılmıştır.

Chiapasco ve ark(1997), retrospektif bir çalışmada, 226 hastayı ortalama 6.4 yıl takip etmişlerdir. Toplamda hemen yüklenen 904 implant, her hastada 4 adet olmak kaydıyla mandibular semfiz bölgesinde interforaminal alanlar arasına yerleştirilmiştir. Çalışmada hemen yüklenen implantlardaki toplam başarısızlık oranı % 3,1'dir.

Chaushu ve ark.(2001), 26 hastada çekim boşluklarına yerleştirilip hemen yüklenen implantlarla yükleme yapılmayan implantları karşılaştırmışlardır. Başarı oranları sırasıyla % 82 ve % 100 olarak bildirilmiştir. Araştırmacılar, çekim boşluğuna yerleştirilen tek implantların hemen yüklenmesi sonucu implantların 1/5'inde başarısızlık riski bulunduğunu belirtmişlerdir.

Esasen, çalışmalarda daha az yoğun kemiğin, 2-aşamalı geç yükleme protokolü uygulandığında bile, daha fazla implant başarısızlığına neden olabildiği gösterilmiştir (Soltan ve ark 2005).

Jaffin ve Berman(2000), farklı yoğunlukta kemiklere yerleştirilen 1054 implantın başarı oranlarını retrospektif incelemişlerdir. Tip I-III kemiğe yerleştirilen implantlardan sadece % 3 oranındaki implantın başarısız olduğunu bildirirken, ince

korteksli ve düşük trabeküler yoğunluğa bağlı olarak yük taşıma gücü az olan tip IV kemiğe yerleştirilen implantların %35'inin başarısız olduğunu bildirmişlerdir. Dolayısıyla, hemen yükleme çalışmalarının çoğu, olumlu mekanik özelliklerine bağlı olarak, yoğun kemiğin sıklıkla bulunduğu alt çenenin ön bölgesinde yürütülmüştür(Chiapasco ve ark 1997, Friberg ve ark 1999, Ganeles ve ark 2001, Gatti ve ark 2000, Horiuchi ve ark 2000) .

Özetle primer stabilite elde edildiğinde ve doğru protetik tedavi planı uygulandığında hemen fonksiyonel implant yüklemesi geçerli bir uygulamadır. Ancak, implantın primer stabilitesi elde edilemediğinde ve tartışmalı olduğunda, yükleme öncesi yeterli bir iyileşme dönemi içeren geleneksel tedavi protokolünü izlemek tavsiye edilmektedir.

Çalışmamızda kullanılan 6 farklı parametrik tasarımda spiral şekilli greft materyali kemiğe iletilen stresleri, implantın kemik içerisinde hareketi ve stres dağılımı bakımından D3 ve D4 kemikleri D2 kemiğe yaklaştırmıştır.

Kılınç, greftli ya da greftsiz olarak farklı fiksasyon konfigürasyonlarının osteotomideki erken dönem etkilerini biyomekanik olarak incelediği çalışmasında, osteotomi boşluklarının greft ile rekonstrükte edildiği modellerde fiksasyon konfigürasyonlarında özellikle horizontal ve oblik kuvvetler altında bulgulanan Von Mises streslerinde belirgin bir azalma olduğunu gözlemledi. Uygulanan greftin defekt rekonstrüksiyonunu sağlayarak kemik bütünlüğüne katkıda bulunduğunu ve kemik destekleme etkisine benzer destekleyici bir etki oluşturarak fiksasyonların stabilitesine katkıda bulunduğunu gözlemlediler. Yapılan bu çalışmada greft ile rekonstrükte edilen modellerde fiksasyonlar üzerinde bulgulanan Von Mises streslerin greft ile rekonstrükte edilmemiş modellere göre belirgin olarak daha düşük olmasının, kemik greftinin fiksasyonları destekleyici etkisi ile bükülme etkisini azalttığı sonucuna varılmıştır(Kılınç 2013).

Toprakceken(2018) yaptığı çalışmada, sinüs augmentasyonu ile birlikte aynı seans yerleştirilen implantların etrafında allogreft ile birlikte trombositten zengin fibrin kullanarak stabilizasyona etkisini incelediği çalışmada, kemik yüksekliği değişimi üzerine TZF in ilave bir katkı sunmadığını gözlemlemiştir. Enjekte formdaki e-TZF nin sinüs augmentasyonu sırasında, greftin manüplasyonunu kolaylaştırması açısından avantaj sağladığını vurgulamıştır.

Farklı çalışmalarda implant etrafına uygulanan greft materyallerinin stabil şekilde kalabilmesini sağlamak için ilave olarak membran ve mini vidalar kullanılmaktadır fakat buna rağmen manüplasyon ve stabilizasyon sağlamadaki zorluk çoğu greft materyali için dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çalışmamızda modellenen greft materyalinin tek parça dirençli bir yapı olması, ilave stabilizasyona ihtiyaç duymaması, klinik uygulamada özel aparatıyla önceden hazırlanmış yuvasına yerleştirilmesi ve sonrasında içerisine silindirik yivsiz implant tercih edilmesiyle kemikte oluşturulan stresin azalacağı ve bunun iyileşme sürecine olumlu yönde katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Kemik greftleri içerisinde otogreftler, yüksek osteojenik özelliklerinden ve reddedilme risklerinin çok düşük olmasından dolayı halen altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak otojen greftlerin ikinci bir cerrahi saha gerektirmeleri, elde edilen kemik miktarının sınırlı olması, greft bloklarının şekillendirilmesindeki zorluklar, fizyolojik remodeling sürecinde gerçekleşen kemik rezorpsiyonu ve greftin alındığı bölgede de defekt oluşma ihtimali bulunması bilim adamlarını insan vucudu ile uyumlu alternatif greft materyalleri aramaya itmiştir. Bu arayış içerisinde pek çok materyal greft olarak denenmiş ve araştırma sonuçları rapor edilmiştir. Başka bireylerden (homograft) veya canlılardan (heterograft) alınan greftler antijenik özellikler gösterdiğinden çok başarılı sonuçlar elde edilememiştir. Bu greftlerin antijenik özelliklerini ortadan kaldırmak için çeşitli işlemler uygulanmış ve bu yöntemler sonucunda başarılarında bir miktar artış sağlanmıştır.(Ör: Dondurulmuş-Kurutulmuş Kemik Grefti). Ancak canlılardan alınan greftlerin bu işlemlere rağmen risk taşıyabilmeleri greft uygulamalarında araştırmacıları sentetik greftlere yöneltmiştir.

Çalışmamızda modellenen spiral şeklindeki alloplastik greft materyalimizin de içeriği alüminyum oksit olarak seçilmiştir. Alümina(Al_2O_3), bir biyoaktif malzemenin birleşenidir fakat kendi başına da greft materyali olarak kullanılabilir. Kemik ve implant arasında iyon değişimi yapmaz yani osseoentegre olmazlar bunun yerine implant üzerindeki gerilimler sonucu, implant etrafındaki kemik ile yakın bir ilişkiye sokan mekanik bir bağ oluşturur. Hidroksiapatit seramiğe kıyasla oldukça sert ve rijittir, bükülerek kırılmaya karşı daha dayanıklıdır(William Moore ve ark). Alüminyum oksit yüzeyi titanyum oksit, hidroksiapatit veya osseoentegre olabilen başka bir materyal ile kaplanarak osseoentegrasyonu sağlanabilir. Alüminyum oksit titanyuma göre plastik

deformasyona daha yatkındır. Çalışmamızda özel bir aparatla kemiğe yerleştirilen alüminyum oksit greft materyalinin içerisine silindirik implant yerleştirildiğinde meydana gelen sıkışmayla kemikte daha kolay şekil alarak ve daha az stres oluşturarak primer stabiliteye katkıda bulunacağını düşünüyoruz.

Son senelerde özellikle implantların desteklediği protezlerin, kemiklerdeki stres dağılımlarını ne sekilde etkilediğini arastırabilmek için iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde simüle ettiği gösterilmistir. Bu yöntemle incelenmesi istenen karmaşık yapıdaki cisim, bilgisayar üzerinde hesap yapılabilmesi daha kolay olan küçük geometrik şekillere(elemanlara) dönüştürülmektedir. Fiziksel bir problemin matematiksel modele dönüstürülmesi belirli varsayımlar gerektirir ki bu da modelin olusturulması ve analizinin yapılabilmesi için önemli bir önkoşuldur.

Gerçek hayatta oklüzyon sırasında kuvvetler bileşke halinde meydana gelmekte ve gelen kuvvetler karşısında kuvveti karşılayan ünitelerde basma ve çekme kuvvetleri oluşmaktadır. Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde meydana gelen bu basma kuvvetleri Pmax(maximum principal stres), çekme kuvvetleri ise Pmin(minimum prinsipal stres) ile değerlendirilmektedir. Değerlendirmek yapılırken Pmax değerleri pozitif, Pmin değerleri ise negatif işaretler ile ifade edilmektedir. İmplant gibi katı cisimlerde basma ve çekme kuvvetlerinden ziyade cismin yüzeyi ve iç yapısında *gerilimle*r meydana gelmektedir. Meydana gelen total gerilimin incelenmesi daha gerçeğe daha yakın sonuç oluşturduğundan model analizlerinde implant ve implant ünitelerinde oluşan gerilmeler Von Mises Gerilmesi ile değerlendirilmektedir.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj, doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içinde büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (Akça ve İplikçioğlu 2001). Bu yüzden diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da sonlu elemanlar yönteminin, yönteme ait bir takım kısıtlamaların olduğu kabul edilmelidir.

Bu çalışmada literatür çalışmalarda genel olarak limitasyon dahilinde bahsedilen lineer-statik analiz uygulaması yerine gerçek çalışma koşullarına uygun şartları

yakalayabilmek adına non-lineer statik analiz uygulaması yapılmıştır. Ayrıca üç farklı kemik tipi ve 6 farklı ebatta greft için 18 ayrı modelleme yapılarak olabildiğince gerçeğe yaklaşma hedeflenmiştir.

Birçok çalışmacı sonlu elemanlar analizi ile farklı tip implantları; farklı yiv tasarımlarını, çaplarını, boylarını, gövde dizaynını değerlendirmiş(Geng ve ark. 2004, Ibrahim ve ark. 2011) ancak çalışmaların hiçbirinde bu faktörler sabit tutularak greft materyalinin etkisi incelenmemiştir. Bizim çalışmamızda ise literatürdeki bu eksiklik göz önüne alınarak implant ile ilgili bütün unsurlar (boy, çap, abutment ebatı, uygulanan kuvvet) sabit tutularak üç farklı kemik tipinde implantların etrafını saran greft materyalinin etkisinde streslerin incelenmesi ve çaplarının optimize edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda doğal çiğneme kuvveti siklusunu taklit etmek için dikey yönde 250N, yanal olarak da 100N kuvvet uygulanmıştır. Klinik olarak, bu kuvvetler literatüre bağlı seçilmiştir ve ortalama fizyolojik sınırlar içindedir.

Bilindiği üzere periodontal ligament viskoelastik yapısıyla doğal dişlerde kuvvetlere olan direnci artırır. Sheikhhassani ve ark(2015), yaptıkları çalışmayla implantlarda da periodontal ligament görevi yapabilecek bir materyal arayışına girmişlerdir. Aslında ideal bir dental implant şüphesiz doğal dişi biomekanik olarak en yakın şekilde taklit etmelidir, bunun için de implantın etrafına yıkıcı kuvvetleri dağıtmaya yardımcı olacak şok absorbe edici bir mekanizma yerleştirilmelidir. Fakat ticari olarak ulaşılabilen implantlarda böyle bir özellik yoktur. Bu yıkıcı kuvvetler kemik kaybına, vida kırığına ve implantın kaybına yol açar(Schwartz MS 2000). Literatür araştırmalarında, bu amaçla çeşitli şekillerde silikon kullanıldığı fakat bu silikonun enflamasyona yol açtığı görülmektedir(Kanth L1971,1982, Kirsch A 1982, Chen Y ve ark 2014). Biyouyumlu bir materyal arayışları sırasında menisküs tedavisinde de benzer bir yaklaşımla polietilen fiberle güçlendirilmiş polikarbonat üretan matriks kullanımından yola çıkarak dental implant için değerlendirmeye tabi tutmuşlardır. Makaslama dayanımı fazla olduğu boyun bölgesi, orta kısım ve apikale 3 bölgeden yerleştirmişlerdir. Ve kullanılan materyal bu anlamda implantlar için şok-absorbe edici görev görmüştür.

Premnath ve ark(2012), farklı implant dizaynları ve kemik yoğunluklarıyla yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, silindirik implanta kıyasla bütün kemik tiplerinde maksimum Von Mises değerlerini vidalı implantlarda gözlemlemişlerdir. Silindirik implant için en yüksek Von Mises değerleri D3 kemik tipinde gözlenmiştir.

Faverani ve ark(2014), full ark implant destekli sabit protezlerin biyomekanik davranışı üzerine kemik kalitesinin etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, D1, D2, D3 ve D4 tip kemik ile yaptıkları sonlu elemanlar analizi ile kortikal kemikteki en yüksek stres değerlerini D4 tipi kemikte gözlemişlerdir.

Sevimay ve Turhan(2005), farklı kemik yoğunluklarının etkisini analiz ettikleri çalışmalarında, en yüksek stres değerlerini trabeküler kemiğin güçsüz ve strese karşı direncinin az olması sebebiyle D3 ve D4 kemik tipinde gözlemlemişlerdir. Kortikal kemikte görülen maksimum stres değerleri D1 kemikte 87 MPa, D2'de 90 MPa, D3'de 113 MPa, D4'de ise 146 MPa bulunmuştur. D3 ve D4 kemik kalitelerinde stresler implantların boyunlarında lokal dağılım göstermiştir. D1 ve D2 kemik kalitelerinde ise stresler implant boynunda daha homojen bir biçimde dağılmıştır. Trabeküler kemik daha zayıf ve deformasyona karşı daha az dirençli olduğundan dolayı D3 ve D4 te stresin şiddeti en yüksek ölçülmüştür. Kemik kontakt miktarının, elastisite modülünün ve implant çevresindeki aksiyel stres hatları gibi faktörlerin kemik yoğunluğuna bağlı değiskenlik gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle kemik yoğunluğunun, osseoentegrasyonun devamlılığını ve implantların uzun vadeli başarısını etkilediğini belirtmişlerdir.

Diğer bir çalışmada kortikal kemikte en düşük stresler D1 kemik, Silindirik İmplant, Platform switching abutment modelinde; en yüksek stresler ise D4 kemik, Basamaklı İmplant, Düz platformlu abutment modelinde görülmüştür. Spongioz kemikteki stresin kemik tipine göre dağılımına bakıldığında stresin D1 kemikten D4 kemiğe kadar arttığı ve en fazla stres D4 kemikte görülürken, en az stresinde D1 kemikte olduğu görülmüştür. 30° açı ile uygulanan kuvvetlerde kortikal kemikte meydana gelen stres miktarlarının kemiklere göre dağılımına bakıldığında; D4 kemikte meydana gelen stresler D1 kemikte oluşan streslerden Pmax kuvvetlerinde 3,8 kat;

Pmin kuvvetlerinde ise 2,4 kat daha fazla olmuştur. Farklı kemik tiplerinde implantlarda meydana gelen von mises streslerine bakıldığında 30° açılı kuvvet altında en az stres 44,92 ± 27,47 Mpa ile D1 kemikte meydana gelirken en fazla stres 67,18 ± 40,5 Mpa ile D4 kemikte meydana gelmiştir(Aylıkçı 2014).

Yaptığımız çalışmada, literatür bilgileriyle benzer olarak aksiyal ve oblik yükleme altında D2, D3, D4 kemik tiplerinde kortikal kemik için en yüksek asal gerilmeler D4 kemik tipinde gözlenmiştir. Fakat trabeküler kemikte farklı olarak D4 kemik tipinde en yüksek asal gerilmeler D3 e göre daha düşük gözlenmiştir. Ayrıca D4 kemik tipindeki en yüksek asal gerilmeler D2 ye oldukça yakın bulunmuştur. Bunun sebebi düşük yoğunlukta trabeküler kemikte Alüminyum Oksit greft materyalinin titanyuma göre stres dağılımında farklı davranması, elastisite modülüsünün titanyuma göre daha düşük olması olabilir.

Lee ve ark. (2005) yapmış oldukları derlemede ideal implant çapının alveolar krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilerek maksimum stabiliteyi sağlayacak implantlar olduğunu savunmuşlardır. Bu şekilde en geniş implantın kullanılmasıyla oluşan çaptaki artış implantın yüzey alanını genişleterek daha fazla implant-kemik kontak alanı oluşmasını sağlamakta (Langer ve ark. 1993) ve artan implant-kemik kontak alanı ile implant üzerine gelen stresin daha iyi dağılmasını sağlamaktadır. Stresin daha iyi dağılması krestal kemikte oluşabilecek potansiyel kemik kaybının azalmasını sağlayabilir (Lee ve ark. 2005). Yaptığımız çalışmada da 2.5 mm çapında greft ve implant materyalinin artan çapı ile kortikal kemiğe yaklaşması ve stres dağılımında daha başarılı sonuç vermesi literatürle uyumludur.

Aksiyal yükleme altında kortikal kemikte en yüksek asal gerilme analizinde, D2 kemik tipi için kompresif stresler -1,1299/-0,10363 arasında yakın değerlerde izlenirken, tensile stresler 0,40951/6,054 arasında değişmektedir. D3 kemik tipinde ise kompresif stresler -4,254/-0,87006 arasında izlenirken, tensile stresler 0,2579/11,538 arasında değişkenlik göstermektedir. D4 kemik tipinde ise kompresif stresler -7,1081/-0,98398 arasında izlenirken, tensile stresler 1,0574/21,471 arasında değişkenlik gösterir.

Oblik yükleme altında kortikal kemikte en yüksek asal gerilme analizinde, D2 kemik tipi için kompresif stresler -1,1493/-0,52589 arasında yakın değerlerde izlenirken, tensile stresler 0,097551/7,5788 arasında değişmektedir. D3 kemik tipinde ise kompresif stresler -1,9429/-0,041305 arasında izlenirken, tensile stresler 0,90949/11,368 arasında değişkenlik göstermektedir. D4 kemik tipinde ise kompresif stresler -2,2594/-0,12902arasında izlenirken, tensile stresler 0,93616/12,653 arasında değişkenlik gösterir.

Aksiyal yükleme altında trabeküler kemikte en yüksek asal gerilme analizinde, D2 kemik tipi için kompresif stresler -3,0965/-0,2145 arasında izlenirken, tensile stresler 0,36191/4,9731 arasında değişmektedir. D3 kemik tipinde ise kompresif stresler -2,392/-0,29955 arasında izlenirken, tensile stresler 0,39793/7,3728 arasında değişkenlik göstermektedir. D4 kemik tipinde ise kompresif stresler -1,7481/-0,14069 arasında izlenirken, tensile stresler 1,4667/5,7531 arasında değişkenlik gösterir.

Oblik yükleme altında trabeküler kemikte en yüksek asal gerilme analizinde, D2 kemik tipi için kompresif stresler -0,58972/-0,025852 arasında yakın değerlerde izlenirken, tensile stresler 0,11512/1,3838 arasında değişmektedir. D3 kemik tipinde ise kompresif stresler -0,80557/-0,055204 arasında izlenirken, tensile stresler 0,09487/1,2955 arasında değişkenlik göstermektedir. D4 kemik tipinde ise kompresif stresler -0,46137/-0,0058863 arasında izlenirken, tensile stresler 0,10799/1,1328 arasında değişkenlik gösterir.

Farklı genişliklerde greft materyali kullanarak primer stabiliteyi artırmayı ve ayrıca implant kemik arasındaki direkt stresi azaltarak erken immediat yüklemeye yardımcı olabilecek veriler elde etmeyi planladık. Maksimum von Mises stres değerleri incelendiğinde aksiyal yükleme altında D2 kemik tipi için kortikal kemikte genişliği 1.50 mm olan greft daha iyi sonuç verirken trabeküler kemikte 1.75 mm genişliğindeki greft daha başarılı sonuç vermiştir. D3 kemik tipi için kortikal kemikte 1.50 mm, trabeküler kemikte ise 2.50 mm genişliğinde greft materyali daha iyi sonuç vermiştir. D4 kemik tipi için kortikal kemikte 1.75 mm, trabeküler kemikte ise 1.50 mm genişliğinde greft materyali başarılı sonuç vermiştir. Oblik yükleme altında ise bütün kemik tiplerinde ve her iki kemik bölgesinde de en az stres gösteren ve en başarılı sonuç veren greft materyalinin genişliği 2.50 mm dir.

Literatürde genel olarak D1 ve D4 kemik tipinde farklı yüklemeler altında oluşan stres değerleri arasında anlamlı bir fark vardır. Çalışmamızda ise trabeküler kemikte D4 kemikte stres miktarı D2 kemikle oldukça yakındır. Bu sonuçla greft matyeryalimizin trabeküler kemikte primer stabiliteyi artırarak stresi azalttığını düşünebiliriz.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Üç farklı kaliteye sahip mandibula kemik (D2,D3,D4) üzerinde altı farklı geometrik ölçüye sahip (1.25mm - 2.50mm) greft materyali simüle edilerek *max principal ve equvielent von-Mises stres* değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmamızda,

Literatür bilgileriyle kıyaslandığında benzer olarak aksiyal ve oblik yükleme altında D2, D3, D4 kemik tiplerinde kortikal kemik için en yüksek asal gerilmeler D4 kemik tipinde gözlenmiştir. Ayrıca D4 kemik tipindeki en yüksek asal gerilmeler D2 ye oldukça yakın bulunmuştur.

Alüminyum oksit greft materyalinin yüzeyi titanyum oksit, hidroksiapatit veya osseoentegre olabilen başka bir materyal ile kaplanarak osseoentegrasyonu sağlanabilir. Alüminyum oksit titanyuma göre elastisite modülüsü daha düşük olduğundan plastik deformasyona titanyumdan daha yatkındır. Çalışmamızda özel bir aparatla kemiğe yerleştirilen alüminyum oksit greft materyalinin içerisine silindirik implant yerleştirildiğinde meydana gelen sıkışmayla kemikte daha kolay şekil alarak ve daha az stres oluşturarak primer stabiliteye katkıda bulunacağını düşünüyoruz.

Sonlu elemanlar analiziyle D4 kemik tipinde alüminyum oksit greft materyaliyle D2 kemik tipine yakın stres değerleri elde etmiş olsak da, bu sonuçlar hayvan deneyleri ile analiz edilmeli ve verilerimizle kıyaslanmalıdır. Çalışmamızın bulgularında artan greft materyal çapının stres değerlerini azalttığı gözlendiğinden, daha geniş kemik kalınlığı elde edebilmek için küçükbaş hayvan deneyinin daha uygun olacağını düşünüyoruz.

6. KAYNAKLAR

Akça K, Iplikcioglu H, 2001. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 16, 22-730.

Alan H, Unlu G, 2011. Graft Materials Used in Oral and Maxillofacial Surgery. Journal Of International Dental And Medical Research, 4, 3, 150-4.

Albrektsson T, Berglundh T, Lindhe J, 2003. Osseointegration: Historic background and current concepts. Clinical periodontology and implant dentistry, 4, 809-20.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A, 1986. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int j oral maxillofac implants, 1, 1, 11-25.

Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L, 1994. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. Periodontology 2000, 4, 1, 58-73.

Alfaro FH, 2006. Bone grafting in oral implantology: techniques and clinical applications, Quintessence Publishing Company Limited, p.

Aral A, 2006. Enjekte edilebilen kalsiyum fosfat esaslı greft materyalinin üst çene arka bölgede maksiller sinüs augmentasyonu için implantlar etrafında kullanılması: Koyunlar üzerinde yapılan karşılaştırmalı çalışma. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü,İstanbul.

Asaro R, Lubarda V, 2006. Mechanics of solids and materials, Cambridge University Press, p.

ASM Material Data Sheet, 2014. Available at: http://asm.matweb.com/search/ SpecificMaterial.asp?bassnum5MTP642. Accessed February.

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, 1173-7.

Asvanund P, Morgano SM, 2011. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. The Journal of prosthetic dentistry,106,266-271.

Attard NJ, Zarb GA, 2005. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. Journal of Prosthetic Dentistry, 94, 3, 242-58.

Aylıkcı BU, 2014. Farklı İmplant Ve Abutment Dizaynlarının Farklı Kemik Modelleri Üzerinde Dikey ve Açılı Kuvvetler Altında Meydana Getirdiği Stres Bölgelerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

Babbush CA, Kent JN, Misiek DJ, 1986. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 44, 4, 274-82.

Balshi TJ, Wolfinger GJ, 1997. Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. Implant Dentistry, 6, 2, 83-8.

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

Bauer TW, Muschler GF, 2000. Bone graft materials: an overview of the basic science. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 371, 10-27.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J, 2003. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. Clinical oral implants research, 14, 3, 251-62.

Bernard JP, Belser U, Martinet JP, Borgis S, 1995. Osseointegration of Brånemark fixtures using a single-step operating technique. A preliminary prospective one-year study in the edentulous mandible. Clinical Oral Implants Research, 6, 2, 122-9.

Bidez M, Misch C, 2005. Clinical biomechanics in implant dentistry.

Bijlani M, Lozada JL, 1996. Immediately loaded dental implants – influence of early functional contacts on implant stability, bone level integrity, and soft tissue quality: a retrospective 3- and 6-year clinical analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implant, 11, 126–127.

Block MS, Kent JS, 1995. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction, WB Saunders Co, p.

Boyne P. Comparison of porous and nonporous hydroxyapatite and anorganix xenografts in the restoration of alveolar ridges. Proc Symposium of the Amer Soc for Testing and Materials.

Branemark P-I, 1983. Osseointegration and its experimental background. The Journal of prosthetic dentistry, 50, 3, 399-410.

Branemark P, Hansson B, Adell R, Breine D, 1977. Lindstrom 1, Hallen 0, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a, 1-132.

Braun S, Bantleon H-P, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE, 1995. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. The Angle Orthodontist, 65, 5, 367-72.

Browaeys H, Bouvry P, De Bruyn H, 2007. A literature review on biomaterials in sinus augmentation procedures. Clinical implant dentistry and related research, 9, 3, 166-77.

Brunel G, Benqué E, Elharar F, Sansac C, Duffort JF, Barthet P, Baysse E, Miller N, 1998. Guided bone regeneration for immediate non-submerged implant placement using bioabsorbable materials in Beagle dogs. Clinical oral implants research, 9, 5, 303-12.

Brunski JB, 1988. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 3, 2.

Brunski JB, Moccia JR AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI, 1979. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. Journal of dental research, 58, 10, 1953-69.

Brunski JB, Moccia JR AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI, 1979. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects. Journal of dental research, 58, 10, 1970-80.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A, 2000. iomaterials and Biomechanics of Oral and Maxillofacial Implants. Current Status and future developments Int J Oral Maxillofac Implants, 15,15-46.

Burchardt H, 1983. The biology of bone graft repair. Clinical orthopaedics and related research, 174, 28-42.

Caputo AA, Standlee JP, 1987. Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Publishing (IL), p.

Cardaropoli G, Araujo M, Lindhe J, 2003. Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. Journal of clinical periodontology, 30, 9, 809-18.

Carr AB, Laney WR, 1987. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2, 2.

Çehreli MC, Sahin S, Akça K, 2004. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation. Current knowledge and future contexts. J Dent, 32, 123- 32.

Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D, 2001. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus non-immediate implantation. A clinical report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 16, 2.

Chen YY, Chen WP, Chang HH, Huang SH, Lin CP, 2014. A novel dental implant abutment with micro-motion capability development and biomechanical evaluations. Dent Mater,30(2),131–7.

Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haeflige W, 1997. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. Clinical Oral Implants Research, 8, 1, 48-57.

Choi J-P, Baek S-H, Choi J-Y, 2010. Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy. Journal of Craniofacial Surgery, 21, 4, 1104-9.

Cooper LF, Scurria MS, Lang LA, Guckes AD, Moriarty JD, Felton DA, 1999. Treatment of edentulism using Astra Tech implants and ball abutments to retain mandibular overdentures. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 14, 5.

Cornelini R, Scarano A, Covani U, Petrone G, Piattelli A, 2000. Immediate one-stage postextraction implant: a human clinical and histologic case report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15, 3.

Corso M, Sirota C, Fiorellini J, Rasool F, Szmukler-Moncler S, Weber H-P, 1999. Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs. Journal of Prosthetic Dentistry, 82, 4, 428-35.

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

Daegling DJ, Hylander WL, 2000. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. American Journal of Physical Anthropology, 112, 4, 541-51.

Davies JE, 2003. Understanding peri-implant endosseous healing. Journal of dental education, 67, 8, 932-49.

Eraslan O, 2004. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.

Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B, 1995. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 201-205.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P, 1998. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. European journal of oral sciences, 106, 3, 721-64.

Farah J, Craig R, Meroueh K, 1988. Finite element analysis of a mandibular model. Journal of oral rehabilitation, 15, 6, 615-24.

Faverani LP, Valentim ARB, Gabriel RF, Juliana AD, Mayara BF, Idelmo RGJ, Wirley GA, 2013. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. Materials Science and Engineering C, 37, 164-170.

Friberg B, Sennerby L, Linden B, 1999. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. Int J Oral Maxillofac Surg, 28, 266-72.

Fritz ME, 1997. Overview of clinical trials on endosseous implants. Annals of periodontology, 2, 1, 270-83.

Gallucci GO, Bernard J-P, Bertosa M, Belser UC, 2004. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 19, 4.

Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH, 2001. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 16, 3.

Garg AK, 2004. Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants. Miami: Quintessence Publishing Co, Inc.

Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M, 2000. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15, 3.

Gemmell C, Park J, 2000. Initial blood interactions with endosseous implant materials. Bone engineering, 108-17.

Geng J-P, Tan KB, Liu G-R, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. Journal of Prosthetic Dentistry, 85, 6, 585-98.

GENG JP, XU W, TAN KBC, LIU GR, 2004. Finite Element Analysis of an Osseointegrated Stepped Screw Dental Implant. Journal of Oral Implantology,30,223-233.

Geramy A, 2002. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. The European Journal of Orthodontics, 24, 1, 21-33.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, 1986. Limits of human bite strength. Journal of Prosthetic Dentistry, 56, 2, 226-9.

Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P, 2001. Immediate Occlusal Loading of Brånemark Implants Applied in Various Jawbone Regions: A Prospective, 1-Year Clinical Study. Clinical implant dentistry and related research, 3, 4, 204-13.

Gotfredsen K, 2001. Bone reactions at implants with different surface topography and static load. Experimental studies in rabbits and dogs, p.

Graf H, 1969. Bruxism. Dental clinics of North America, 13, 659-65.

Grunder U, 2001. Immediate functional loading of immediate implants in edentulous arches: two-year results. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 21, 6.

Guillemin G, Patat JL, Fournie J, Chetail M, 1987. The use of coral as a bone graft substitute. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 21, 5, 557-67.

Gümüş HÖ, 2007b. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Hohlweg-Majert B, Pautke C, Deppe H, Metzger MC, Wagner K, Schulze D, 2011. Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 69, 11, 2763-70.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F, 1998. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. Journal of Oral Implantology, 24, 2, 80-8.

Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M, 2000. Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15, 6.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV, 1994. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 9, 3.

Hughes T, (1987). The finite elemente method, Prentice-Hall, New Jersey.

Ibrahim MM, Thulasingam C, Nasser K, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P, 2011. Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. The Journal of Indian Prosthodontic Society,11,165-171.

Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N, 1997. Influence of bone quality on the stress distribution. Clinical Oral Implants Research,8,18-22.

Isaksson S, Alberius P, 1992. Comparison of regenerative capacity elicited by demineralized bone matrix of different embryonic origins. Journal of cranio-maxillo-facial surgery, 20, 2, 73-80.

Jacobs JJ, Gilbert JL, Urban RM, 1998. Corrosion of metal orthopaedic implants. JBJS, 80, 2, 268-82.

Jafari A, Shetty KS, Kumar M, 2003. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. The Angle Orthodontist, 73, 1, 12-20.

Jaffin RA, Kumar A, Berman CL, 2000. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. Journal of periodontology, 71, 5, 833-8.

Jarcho M, 1981. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 157, 259-78.

Kanth L, 1982. Titanium plasma coated intramobile conical implants. ZWR, 91(12), 42–4.

Kirsch A, 1982 The two-phase implantation method using imz intramobile cylinder implants. J Oral Implantol,11(2),197–210.

Korioth T, Versluis A, 1997. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 8, 1, 90-104.

Korkmaz HH, 2007. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics, 103, 6, e1-e13.

Kılınc Y, 2013. Mandibular anterior segmental osteotomilerde osteotomize segmentin değişik miktarlardaki süperior repozisyonları sonrasında greftli ya da greftsiz olarak uygulanan farklı fiksasyon konfigürasyonlarının erken dönem etkilerinin biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı.

Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L, 1993. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. Int J Oral Maxillofac Implants,8,400-408.

Lederman P, 1979. Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. Dtsch. Zahnarztl. Z., 34, 907-11.

Lederman P, 1984. A surface-treated titanium screw implant after 7 years of use. Quintessenz, 35, 2031-2041.

Lee Jh, Frias V, Lee Kw, Wright Rf, 2005. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. J Prosthet Dent,94,377-381.

Marghitu DB, 2001. Mechanical engineer's handbook, Elsevier, p.

Maurer P, Holweg S, Schubert J, 1999. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 27, 6, 365-72.

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

Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C, 1998. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. International Journal of Prosthodontics, 11, 3.

Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W, 2000. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. Journal of Prosthetic Dentistry, 84, 5, 535-47.

Mericske-Stern R, Zarb G, 1996. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clinical oral implants research, 7, 2, 153-61.

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.

Miloro M, Ghali G, Larsen P, Waite P, 2004. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery, PMPH-USA, p.

Ming-Yih L, Chun-Li L, Wen-Da T, Lun-Jou L, 2010. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery, 63, 3, 451-5.

Misch C, Bidez M, 1994. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. Compendium (Newtown, Pa.), 15, 11, 1330, 2, 4 passim; quiz 44-, 2, 4 passim; quiz 44.

Misch CE, 2005. Dental implant prosthetics Elsevier Mosby.

Misch CE, 2007. Contemporary implant dentistry-E-Book, Elsevier Health Sciences, p.

Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM, 1999. A bone quality–based implant system: first year of prosthetic loading. Journal of Oral Implantology, 25, 3, 185-97.

Moaveni S, 2011. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e, Pearson Education India, p.

Moore WR, Graves SE, Bain GI, 2001. Synthetic bone graft substitutes. ANZ journal of surgery, 71, 6, 354-61.

Morris HF, Winkler S, Ochi S, 2000. The ankylos endosseous dental implant: assessment of stability up to 18 months with the Periotest. Journal of Oral Implantology, 26, 4, 291-9.

Mutlu MN, 1995. Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması. Doktora tezi, Selçuk üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LCF, Cervieri A, 2004. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 19, 2.

Nakajima H, Okabe T, 1996. Titanium in dentistry. Dental materials journal, 15, 2, 77-90,249.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL, 2006. Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. Clinical oral implants research, 17, 1, 67-74.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J, 2004. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. Clinical oral implants research, 15, 5, 520-8.

Nkenke E, Lehner B, Fenner M, Roman FS, Thams U, Neukam FW, Radespiel-Tröger M, 2005. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 20, 1.

Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, 1994. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants. Implant Dentistry, 3, 2, 117-9.

Outwater C, Van Hamersveld E, 1974. Guide to practical holography Pentangle Press.

Özçelık E, 2010. Farklı implant ataşman sistemlerinin kemik üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi yoluyla incelenmesi. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi. pp. 137.

Palacci P, Ericsson I, 2001. Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management, Quintessence, p.

Palacci P, Ericsson I, (2001). Esthetic Implant Dentistry: Soft and Hard Tissue Management. Carl Stream, ISBN 0-86715-382-2, Illinois: Quintessence Pub Co.

Park JY, Davies JE, 2000. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. Clinical oral implants research, 11, 6, 530-9.

Payne AG, Tawse-Smith A, Duncan WD, Kumara R, 2002. Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures. Clinical Oral Implants Research, 13, 6, 603-9.

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LMR, 2011b. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. Journal of Oral Implantology.

Pham A, Fiorellini J, Paquette D, Williams R, Weber H, 1994. Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. The Journal of oral implantology, 20, 1, 26-34.

Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaranjani P, Sharmila MR, 2012. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three dimensional finite element analysis. J Indian Prosthodont Soc, 13, 555-559.

Roberts WE, 1988. Bone tissue interface. Journal of Dental Education, 52, 12, 804-9.

Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M, Vogel G, 2002. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants. Clinical oral implants research, 13, 5, 495-501.

Sanrı M, 2013. Cerrahi olarak oluşturulan kemik defektlerinde sığır kaynaklı anorganik kemik grefti ve kanama durdurucu bitki ekstresinin kombine kullanımının kemik rejenerasyonuna etkisi. Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Adana.

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang N-H, 1997. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 12, 4.

Schultes G, Gaggl A, 2001. Histologic evaluation of immediate versus delayed placement of implants after tooth extraction. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics, 92, 1, 17-22.

Schwarz MS, 2000. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res, 11(s1), 156–8.

Sennerby L., Meredith N, 1998. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 19: 493–8.

Sertgöz A.,2005. Osseointegrasyon-II, İmplantr,3,50-53.

Sheikhhassani R, Anvari P, Taei S, Sheikhhassani, 2015. Potential use of a polycarbonate-urethane matrix reinforced with polyethylene fibers for shock-absorbing dental implants. Medical Hypothesis, 85, 241-244.

Spiekermann H, Donath K, Hasell T, Jovanovic S, Richter E, 1995. Special diagnostic methods for implant patients. Implantology-Color Atlas of dental Medicine. New York: Georg Thime Verlag, Stuttgart, Thieme Medical Publishers, Inc, 100.

Spiekermann H, Jansen VK, Richter E-J, 1995. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 10, 2.

Stanford CM, Brand RA, 1999. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. Journal of Prosthetic Dentistry, 81, 5, 553-61.

Steinemann S, 1998. Titanium- The material of choice?. Periodontol 2000. 17(1), 7–21.

Stricker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG, 2004. Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 19, 6.

Şimşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A, 2006. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. Medical Engineering and Physics, 28, 3, 199-213.

Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T, 2010. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. Head & face medicine, 6, 1, 4.

Tanyel C, 2008. Greft materyalleri. Dişhekimliği Dergisi. **84**, 28-33.

Taylor TD, Agar JR, 2002. Twenty years of progress in implant prosthodontics. Journal of prosthetic dentistry, 88, 1, 89-95.

Tøndevild E, Eliasen P, 1982. Blood flow rates in canine cortical and cancellous bone measured with 99Tcm-labelled human albumin microspheres. Acta Orthopaedica Scandinavica, 53, 1, 7-11.

Tseng ZJ, Mcnitt-Gray JL, Flashner H, Wang X, Enciso R, 2011. Model sensitivity and use of the comparative finite element method in mammalian jaw mechanics: mandible performance in the gray wolf. PloS one, 6, 4, e19171.

Tuskan C, Yaltırık M, 2002. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Biyomateryaller. İÜ Basım ve Yayınevi Müdürlüğü, İstanbul, 19-26.

Türker M, Yücetaş Ş, 1999. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara: Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti.

Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E, 2009. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. Journal of Craniofacial Surgery, 20, 3, 775-9.

Valentini P. Aesthetic zone: single tooth replacement in compromised sites. 2nd International Congress of Osseointegration, İstanbul.

Van Eijden T, 1991. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. Archives of oral biology, 36, 7, 535-9.

Walton JN, 2003. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. International Journal of Prosthodontics, 16, 3.

Weber H-P, Morton D, Gallucci GO, Roccuzzo M, Cordaro L, Grutter L, 2009. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. The International journal of oral & maxillofacial implants, 24, 180.

Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H, 2012. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. Dent Mater,28,1126-1133.

Yıldırım G, 2006. Kemik İçi Kök Şekilli Dental İmplantların Hemen ve Geç Dönem Yüklenmesinin Tedavinin Prognozu Üzerine Etkisinin Rezonans Frekans Analizi Cihazı Kullanılarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.

Young F, Keller J, 1984. Porous titanium dental implants in primates and humans. Engineering in medicine, 13, 4, 203-6.

Yukna RA, 1994. Clinical evaluation of coralline calcium carbonate as a bone replacement graft material in human periodontal osseous defects. Journal of periodontology, 65, 2, 177-85.

Zhu X, Chen J, Scheideler L, 2004. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on Osteoblast responses. Biomaterials. 25, 4087–103.

7. EKLER