



**DENTAL İMPLANTLARIN YAPISAL  
ANALİZİ**

**HASAN KARAMAN**



T.C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DENTAL İMPLANTLARIN YAPISAL ANALİZİ**

**HASAN KARAMAN**

Doç. Dr. Fatih KARPAT

(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA - 2018

**Her Hakkı Saklıdır**

## TEZ ONAYI

Hasan KARAMAN tarafından hazırlanan “ DENTAL İMPLANTLARIN YAPISAL ANALİZİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman** : Doç. Dr. Fatih KARPAT

**Başkan:** Doç. Dr. Fatih KARPAT  
Uludağ Üniversitesi  
Mühendislik Fakültesi  
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

**Üye:** Prof. Dr. Necmettin Kaya  
Uludağ Üniversitesi  
Mühendislik Fakültesi  
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

**Üye:** Doç. Dr. Hüseyin Lekesiz  
Bursa Teknik Üniversitesi  
Doğa Bil. Mühendislik Mim. Fakültesi  
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

İmza

İmza

İmza

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



**Prof. Dr. Ali BAYRAM**

**Enstitü Müdürü**

22 / 5 / 2018

**U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;**

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

**beyan ederim.**

/ /

**Hasan KARAMAN**

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### DENTAL İMPLANTLARIN YAPISAL ANALİZİ

**Hasan KARAMAN**

Uludağ Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

**Danışman: Doç. Dr. Fatih KARPAT**

Dental implantların yapısal analizi isimli tez çalışmasında, implantların çevre kemik ile temas yüzey alanını arttırarak uzun dönemli kararlılıklarının sağlanması amacıyla implantlar üzerine açılması muhtemel mikro-kanal profilinin değişiminin çevre kemiğe gerilme transferi üzerine etkileri incelenmiştir.

Rijitliği tutunduğu çevre kemiğe göre çok daha yüksek olan Ti implantlar, yükleme esnasında paylaşılan yükün büyük çoğunluğunu taşımaktadır. Bu durum çevre kemiğe kemik yeniden oluşumu için gerekli mekanik uyarıcıların ulaşmasını engellemektedir. Uzun süre mekanik uyarıcılar çevre kemiğe iletilmediğinde implantı saran kemikte kemik kayıplarına bağlı olarak implant gevşemesi meydana gelmektedir. Bu tip gevşemeler uzun dönemli implant başarısını tehlikeye atmaktadır. Bununla birlikte aşırı gerilmelerin varlığında kemik emilimi gerçekleşmektedir. Bu nedenle yeni implant tasarımı kemik yeniden oluşumu için gerekli uyarıcıların çevre kemiğe ulaşmasına izin verirken çevre kemikte ve implant üzerinde yüksek gerilme bölgelerinin oluşumunu engellemesi gerekmektedir.

Tez çalışmasında, üzerine mikrokanallar açılarak tavşan uyluk kemiğine yerleştirilen Ti çubuk çekme testine maruz bırakılmıştır. Deney modeli bilgisayar ortamına aktarılıp deney sınır şartları girilerek sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Sonlu elemanlar analizinin doğruluğu deney sonuçlarıyla karşılaştırılmış %1 hatayla analiz gerçekleştirilmiştir. Solidworks tasarım programı ve Visual basic aracılığıyla vasıtasıyla 2 boyutlu farklı parametrik kanal profilleri oluşturulmuştur. Deney modeli sonlu elemanlar analizi eleman yapısı, eleman sayısı, deney sınır şartları sabit tutularak her bir profil için ANSYS programında yapısal analiz gerçekleştirilmiştir. Farklı mikro-kanal profillerine ve kanal yüzey açısına sahip implantlar üzerinde oluşan gerilmeler, gerinimler ve tepki kuvvetleri incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Gerilme transfer parametresi Matlab'ta denklemler yazılarak hesaplanmıştır. En uygun biyo uyumlu mikro kanal profilinin B2030 olduğu tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Dental implant, sonlu elemanlar analizi, mikro-kanallar, stress shielding, ANSYS,

**2018, x + 103 sayfa.**

## **ABSTRACT**

MSc Thesis

### **STRUCTURAL ANALYSIS OF DENTAL İMPLANTS**

**Hasan KARAMAN**

Uludag Universty

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

**Supervisor:** Doç. Dr. Fatih KARPAT

In this thesis which is called Structural Analysis Of Dental Implant, the effect of changing micro-groove profile which is assumed grooving on dental implants in order to obtain long term stabilization of dental implant,were investigated on the effects of stress transfer to surrounding bone.

Ti implants which has much higher stiffness than surrounding bone, carry majority of shared load during loading. In this case prevents to reach mechanical stimulis to surrounding bone. When mechanical stimulants are not delivered to the surrounding bone for a long time, loosening of implants occur due to bone loss in the adjacent bone of the implant. This type of looseness jeopardizes the long-term success of the implant. However, bone resorption occurs in the presence of excessive stresses and strain. For this reason, the new implant design needs to prevent the formation of high stress zones in the surrounding bone and implant, while allowing the stimuli which is required for bone remodeling to reach the surrounding bone.

In that study, after microgrooved Ti implant placed in rabbit femur bone, pullout test carried out. Experimental model was transferred to the computer environment. Finite element analysis of experiment model was carried out by applying pullout test conditions on it.Finite element analysis was performed with %1 error.Different type of parametric groove profiles were designed by using Solidworks and VisualBasic. Type of finite element structure, number of elements boundary conditions had been kept constant and finite element analysis were carried out for each type of micro-groove profiles. Stress transfer parameter had been calculated by writing equations in Matlab environment. It has been determined that the most suitable biocompatible micro-groove profile is B2030.

**Key Words:** Dental implant, Finite element analyse, micro-groove, stress shielding, ANSYS

**2018, x + 103 pages.**

## TEŞEKKÜR

Bu yüksek lisans tez çalıőmamın hazırlanması sürecinde, bana yardım ve desteklerini esirgemeyen, yönlendiren değerli danışman hocam Doç. Dr. Fatih KARPAT 'a teşekkür ederim.

Yüksek Lisans eğitimimin tamamında ve tez yazım aőamasında, değerlendirme ve yönlendirmeleri ile desteklerini esirgemeyen Arő. Gör. Celalettin YÜCE ve Arő. Gör. Oğuz DOğAN 'a teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca bu basamakları ıkımda büyük emeği olan ve desteklerini esirgemeyen babam Recep Karaman, annem Gülay Karaman ve çok değerli hocalarıma teşekkür ederim

11/05/2018  
Hasan KARAMAN

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	x
1.GİRİŞ .....	1
2.KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI.....	4
2.1. İmplant tasarımlarının tarihsel gelişimi .....	4
2.2. Dental implantların yerleştirildiği kemik yapısı .....	8
2.3. Osseointegrasyon'un tanımı.....	10
2.4. Wolff yasası .....	12
2.5. Kemik adaptasyonu/ remodelasyonu .....	15
2.6. İmplant stabilitesine etki eden faktörler.....	17
2.7. İmplant makro tasarımına etki eden parametreler.....	19
2.7.1. Dar Çaplı implantlar.....	21
2.7.2. Geniş çaplı implantlar .....	23
2.7.3. İmplant uzunluğu .....	24
2.7.4. Yiv tasarımı.....	25
2.7.5. Adım mesafesi.....	29
2.7.6. Yiv helis açısı.....	31
2.7.7. Yiv derinliği ve yiv genişliği .....	32
2.7.8. İmplant boyun bölgesi.....	34
2.8. İmplant-kemik ara yüzeyinde oluşan kuvvetler ve yük transferi.....	36
2.9. Biyo-uyumluluk .....	40
2.10. Biyouyumlu malzeme olan titanyum .....	41
2.11. İmplant yüzey kaplamaları ve yüzey işlemleri .....	42
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	45
3.1. Sonlu elemanlar metodu.....	45
3.2. Sonlu elemanlar analizinin biyo-mekanik uygulamalarda kullanılması .....	48
3.3.İmplant kemik sistemi in-vitro statik çekme testi ve test cihazı .....	50
3.4. Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması.....	51
3.4.1 Geometrinin oluşturulması.....	52
3.4.2.Malzeme özelliklerinin tanımlanması.....	54



3.4.3. İmplant-kemik ara yüzeyine bağlantı biçiminin tanımlanması.....	55
3.4.4 Geometrilere uygun ağ yapısının belirlenmesi .....	56
3.4.5 Sınır şartlarının sonlu elemanlar modeli üzerine uygulanması.....	63
3.5. Boyutsuz değerlendirme parametreleri ile “stress shielding” fenomeninin hesaplanması .....	64
4.BULGULAR ve TARTIŞMA.....	67
4.1. Deneysel bulgular ve sonlu elemanlar analizi doğrulaması.....	67
4.2. Kanal profili değişiminin maksimum bileşke gerilme değeri üzerine etkileri.....	68
4.3. İmplant-Kemik ara yüzeyi tepki kuvveti değerlendirmesi.....	79
4.4. Kemik yeniden oluşumu için gerekli olan mekanik uyarıcıların değerlendirilmesi	80
4.5. Gerilme transfer parametresi değerlendirmesi .....	85
5. SONUÇ .....	88
KAYNAKÇA.....	90
EKLER.....	99
EK 1 Matlab programı .....	100
EK 2 Visual Basic’te oluşturulan komut dosyası.....	102
ÖZGEÇMİŞ .....	103

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. ....	4
Şekil 2.2. ....	5
Şekil 2.3. ....	6
Şekil 2.4. ....	6
Şekil 2.5. ....	8
Şekil 2.6. ....	9
Şekil 2.7. ....	9
Şekil 2.8. ....	10
Şekil 2.9. ....	15
Şekil 2.10. ....	16
Şekil 2.11. ....	18
Şekil 2.12. ....	19
Şekil 2.14. ....	21
Şekil 2.15. ....	22
Şekil 2.16. ....	23
Şekil 2.17. ....	24
Şekil 2.18. ....	27
Şekil 2.19. ....	29
Şekil 2.20. ....	31
Şekil 2.21. ....	31
Şekil 2.22. ....	32
Şekil 2.23. ....	35
Şekil 2.24. ....	37
Şekil 2.25. ....	38
Şekil 2.26. ....	39
Şekil 2.27. ....	43
Şekil 3.1. ....	47
Şekil 3.2. ....	49
Şekil 3.3. ....	51
Şekil 3.4. ....	52
Şekil 3.5. ....	54
Şekil 3.6. ....	57
Şekil 3.7. ....	57
Şekil 3.8. ....	58

Şekil 3.9. ....	58
Şekil 3.10. ....	58
Şekil 3.11. ....	59
Şekil 3.12. ....	59
Şekil 3.13. ....	59
Şekil 3.14. ....	60
Şekil 3.15. ....	60
Şekil 3.16. ....	60
Şekil 3.17. ....	61
Şekil 3.18. ....	61
Şekil 3.19. ....	61
Şekil 3.20. ....	62
Şekil 3.21. ....	62
Şekil 3.22. ....	62
Şekil 3.23. ....	63
Şekil 3.24. ....	63
Şekil 3.25. ....	64
Şekil 3.26. ....	66
Şekil 4.1. ....	67
Şekil 4.2. ....	68
Şekil 4.3. ....	68
Şekil 4.4. ....	69
Şekil 4.5. ....	69
Şekil 4.6. ....	70
Şekil 4.7. ....	70
Şekil 4.8. ....	71
Şekil 4.9. ....	71
Şekil 4.10. ....	72
Şekil 4.11. ....	72
Şekil 4.12. ....	73
Şekil 4.13. ....	73
Şekil 4.14. ....	74
Şekil 4.15. ....	74
Şekil 4.16. ....	75
Şekil 4.17. ....	75
Şekil 4.18. ....	76

Şekil 4.19. ....	76
Şekil 4.20. ....	77
Şekil 4.21. ....	82
Şekil 4.22. ....	83
Şekil 4.23. ....	84



## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.....	11
Çizelge 2.2.....	18
Çizelge 2.3.....	42
Çizelge 3.1.....	53
Çizelge 3.2.....	55
Çizelge 3.3.....	56
Çizelge 4.1.....	77
Çizelge 4.2.....	79
Çizelge 4.3.....	79
Çizelge 4.4.....	81
Çizelge 4.5.....	85
Çizelge 4.6.....	86
Çizelge 4.7.....	86

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

$\sigma$	Bileşke gerilme
{ $\delta$ }	Bilinmeyen düğüm noktalarının yer değiştirme matrisi
d	Diş bölümü üzerinden okunan gerilme değerini
[K]	Eleman rijitlik matrisi,
{F}	Elemana etki eden kuvvet vektör matrisi
$\varepsilon$	Gerinim
[K]	Global rijitlik matrisi
%	Yüzde
N	Newton
{F}	Sisteme etki eden her bir dış kuvvet vektörü
$\alpha$	Birinci kanal bölümü üzerinden olan gerilme transferi
$\beta$	Diğer tüm kanallar üzerinden olan gerilme transferi
K	Kemik üzerinden okunan gerilme değeri
Ti	Titanyum
Pt	Platin
Ta	Tantalyum
Nb	Niyobyum
Zr	Zirkonyum

### Kısaltmalar

AAID	Amerikan dental implant akademisi
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
Gtp	Gerilme transfer parametresi
Gpa	Gigapascal
Mm	Milimetre
Mpa	Megapascal
Cm	Santimetre
FEA	Sonlu elemanlar analizi
FDA	Unitede states food and drug administration

## 1.GİRİŞ

Eski zamanlardan günümüze gelinceye dek dental implant çalışmaları implant başarısızlıkları üzerine yoğunlaşmıştır. Doğal diş kökü görünümünden uzak olan ilk implant tasarımları Branemark'ın osseointegrasyon buluşuyla birlikte kemik içi doğal diş görünümüne yakın implant tasarım çalışmaları olarak hız kazanmıştır.

Günümüzde en çok kullanılan implant tipleri kemik içi implantlarıdır. Kemik içi implantları tasarımlarına göre; konik, silindirik, dar çaplı, geniş çaplı, kısa ve uzun spiral-vent vida formu, yiv tasarımlarına göre; kare, v tipi, destekli yiv ve ters destekli yiv olarak ve yüzey işlemlerine göre sınıflandırılmaktadır. Kemik içi implantları kaybedilen dişlerin yerine çiğneme fonksiyonlarını iyileştirmek amacıyla hastanın alt veya üst çene kemiğine yerleştirilen fikstürdür. Fikstürün yerleştirildiği çene kemiği implanta desteklik sağlayan, implanta göre çok daha az rijit olan ve daha mineralize kortikal kemik ve trabekular kemik yapısından oluşmaktadır. Kemiğin implanta sağladığı desteklik Branemark'ın tanımını yaptığı osseointegrasyon ile açıklanabilmektedir. Osseointegrasyon ışık mikroskobu altında gözlemlenebilen yapısal ve fonksiyonel olarak implant kemik bütünleşmesidir. Diğer ifadeyle yükleme altındaki implantın tutunduğu çevre kemikte kuvvet dağılımını sağlayacak şekilde kemik ile implant ara yüzeyinde kurulan bağlantıdır. İmplantlar için Osseointegrasyonun sürdürülebilir olması uzun dönemli implant stabilizasyonunun sağlanmasındaki temel faktördür. İmplant tasarımı, implant malzemesi özelliği, implant yüzey özellikleri, İmplant üzerine etki edebilecek implantasyon sonrası erken yükleme ve çiğneme fonksiyonları esnasında gelebilecek aşırı yüklemeler Osseointegrasyon başarısını etkileyen en önemli faktörlerdir.

Mekanik stabiliteyi azaltan risklerin değerlendirilmesi için kemik implant ara yüzeyi boyunca yük transferinin anlaşılması son derece önemlidir. Yükleme altındaki, tutunduğu kemiğe göre rijitliği daha yüksek olan Ti implant paylaşılan yükün büyük çoğunluğunu üzerine almaktadır. Bu durum kemik için yeniden oluşumu teşvik edecek uyarıcıların kemiğe ulaşmasını engeller dolayısıyla kemikte kullanılmama atrofisi meydana gelir. Bununla birlikte implantın yapışık olduğu kemikte kemik kayıpları ortaya çıkmaya başlar. Bu durum Wolff yasasına uygun olarak gelişir. Wolff yasasına

göre kemiğin dış yüklemelere göre cevabı vardır. Bu cevap kemik üzerine gelen yüklemenin büyüklüğüne göre kemik oluşumunu teşvik edebilir veya daha az mekanik uyarıcıların varlığında kemiğin emilimine yol açabilir. Söz konusu mekanik uyarıcılar kemiğin fonksiyonel varlığını sürdürmesi için uygun aralıkta olması gerekmektedir. Aşırı yükleme halinde de kemik emilimi ve osseointegrasyonun kaybolmasına yol açan mikro hasarlar oluşabileceği unutulmamalıdır.

Fizyolojik olarak kemik varlığını sürdürmesi için günlük çiğneme aktiviteleri esnasında oluşan mikro hasarları kemik yeniden modelleme oluşumu ile onarır mikro hasarların birikmesini buna bağlı olarak oluşabilecek ara yüzey kırılmalarını stabilizasyonu bozan mikro hareketlilikleri engellemesi gerekmektedir. Kemik yeniden şekillenme kapasitesi mikro hasara ayak uydurmada yetersiz kaldığında bu küçük kusurlar birleşerek daha büyük kusurları oluşturmaktadır. İmplantla kemikle yapılan desteğin azalması uzun dönemli sürdürülebilir osseointegrasyonun varlığını dolayısıyla implant stabilitesini tehlikeye atmakla birlikte implant başarısızlık riskini de artırmaktadır. İmplant başarısını arttırmak için implant tasarımını implant-kemik ara yüzeyindeki olumsuz aşırı gerilme değerini en aza indirirken kemik yeniden oluşumu için gerekli olan mekanik uyarıcı (gerinim, gerilme) değerlerini optimal seviyede tutması gerekmektedir.

İmplant tasarımına etki eden faktörler implant çapı, boyu yiv biçimi, yiv derinliği yiv genişliği, adım mesafesi, helis açısı, implant boyun bölgesi tasarımıdır. Çalışmamızda da yer verdiğimiz yiv/kanal tasarımı ara yüzeyde implant üzerinden çevre kemiğe yük transferi konusunda önemli rol oynamaktadırlar. Yiv tasarımı ile Ara yüzeyde 3 çeşit kuvvet tipi oluşumu gözlemlenmektedir. Bunlar kemik yeniden oluşumu için en yararlı basınç kuvvetleri daha az yararlı çekme kuvvetleri ve en az yararlı olan kayma kuvvetleridir. Bununla birlikte yiv/ kanal tasarımı ile kemik implant temas yüzey alanı düzenlenerek implantlara erken dönemde yükleme için gerekli olan mekanik kilitleme ile implant birincil stabilitesinde artış ve oluşturulan yiv/kanal tasarımı ile hayat boyu kemik için gerekli olan optimal yükleme sağlanarak osseointegrasyonun başarısına dolayısıyla implant başarısına katkı sağlanmaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı uzun dönemli implant stabilitesinin ve sürdürülebilir osseointegrasyonun sağlanması için dental implantlar üzerine açılması planlanan mikro



kanal profillerinin biçimi değiştirilerek en uygun mekanik olarak biyo-uyumlu kanal profili tespit edilmiştir. Bu amaç doğrultusunda öncelikle üzerine dörtgen profilli mikro kanal açılıp, Beyaz Yeni Zellanda tavşanı uyluk kemiğine yerleştirilmiş olan Ti çubuk statik çekme testine tabi tutulmuştur. Statik çekme testinin sonuçları sonlu elemanlar analizimizin sınır şartı girdilerini oluşturmaktadır. Buradan alınan çekme testi sonuçları sonlu elemanlar analiziyle karşılaştırılıp yapılan analizin doğruluğu test edilmiştir. Solidworks tasarım programı vasıtasıyla 2 boyutlu farklı profillere sahip kanallar oluşturulmuş. Farklı parametreler için oluşturulan 2 boyutlu kanal profiline sahip implantların sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmak ve yorumlanmak üzere ANSYS statik structural alt modülüne gönderilmiştir. Çekmeye zorlanan modellerin sonlu elemanlar analizinden elde edilen sonuçlar, kemik ve implant arasındaki yük paylaşımını karakterize etmek için kullanılan boyutsuz değerlendirme sayısı olan gerilme transfer parametresi, kemiğin fizyolojik olarak fonksiyonlarını sürdürebileceği 50-1500mikrostrain aralığındaki eşik değeri esas alınarak 1. kanal bölgesi etrafındaki trabekular kemikten alınan maksimum gerilme değerleri karşılaştırılmıştır. Çeşitli kanal profillerine ait implantların tutucu güçleri üzerinde değerlendirme yapmak üzere tepki kuvvetleri esas alınmıştır. Tüm vida tasarımlarında yüksek gerilme bölgesinin ilk yiv veya kanal profili içinde veya hemen önce olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Bu durum vidanın kırıldığı çoğu klinik başarısızlıkla tutarlıdır. Dolayısıyla 1. kanal bölgesi etrafında oluşan maksimum gerilme değerlerine göre plastik deformasyon oluşumu araştırılmıştır.

## 2.KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI

### 2.1. İmplant tasarımlarının tarihsel gelişimi

Dental implantlar kapsamlı olarak ağız çene kemiğinin konfigürasyonunu yeniden biçimlendirme ile rehabilitasyonunu sağlamak ve özellikle hasara uğramış doğal dişlerin yerine günlük çiğneme fonksiyonlarının iyileştirmek amacıyla kullanılmaktadır (Henry 2000). Dental implant uygulamaların izi sürüldüğünde kökeni Eski Mısır dönemine kadar dayanmaktadır. Bu dönemde insanlar işlevini yerine getiremeyen çıkarılmış dişlerin yerine deniz kabuklarını çene kemiklerinden içeri doğru çekiçleyerek yerleştirdikleri görülmektedir. Ancak bu uygulamanın yaşayan insan çene kemiği üzerinde veya ölü insan çene kemiği üzerinde denendiği bilinmemektedir (Ring 1995).

M.Ö. 700’de, Etrüskler dişleri altın bantlar veya teller vasıtasıyla kısmi protezler oluşturmak için kemiğe oyma işlemi yaparak, fildişini Şekil 2.1.’de görüldüğü gibi yerleştirmişlerdir ( <https://www.sutori.com> 2017).



Şekil 2.1. M.Ö. 700’de, Etrüskler implant tasarımı ( <https://www.sutori.com> 2017)

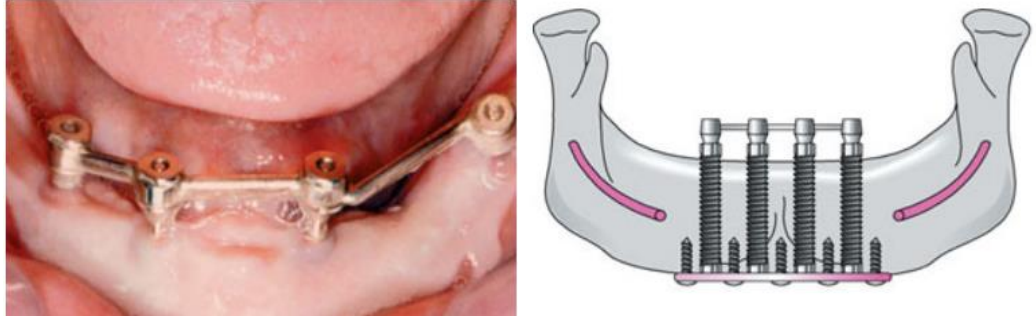
Tarih boyunca en çok kullanılan implant çeşitleri; Subperiostal (kemik üstü kemik zarı altı arası uygulamaları), transosseous (çivi tipi implant uygulamaları) ve Endosseous (kemik içi uygulamaları) olmuştur (Lee ve ark. 2005). Maggiolo (1809) implant diş hekimliğinde altın kullanarak diş kökü formunun oluşturulmasını tanıtmıştır, altından yapılmış malzemeye diş kökü formu vererek ev sahibi kemik boşluğu içerisine oyarak yerleştirilmesinden bahsetmiştir. Kemik içi implant uygulamasını tarihte ilk tanıtan kişi

olmuştur (Misch 2005). Müller (1937) krom-kobalttan yapılmış ilk kemik zarı altına yerleştirilen implantı (subperiosteal implant) tanıtmıştır. Gustov Dahl (1940) ise kemik üzerine ve kemik zarı altına yerleştirilen implantları geliştirerek ilk defa yerleştirmiş ve patentini almıştır. Gershkoff ve Goldberg (1948), vityum malzemedan yapılmış olan subperiosteal implantı ilk defa tam proteze destek olarak yerleştirmişlerdir (Çetin 2012). Subperiostal implantlar Şekil 2.2’de görüldüğü gibi kemik zarı altına ve kemik altına yerleştirilmektedir.



**Şekil 2.2.** Subperiostal İmplantlar

Staple implantlar, transosseous implantların en çok kullanım şeklidir. Şekil 2.3’te görüldüğü üzere alt çene kemiğinin alt sınırına yerleştirilmiş bir altın plaka ve takma diş protezin herhangi biçimine destek sağlamak üzere direkt olarak alt çene kemiğine yerleştirilen direklerden oluşmaktadır. Bu implant tipi yalnızca alt çene kemiği için uygundur. Diğer implant tasarımlarının keşfinden sonra kullanımı kesilmiştir ( <https://www.pocketdentistry.com> 2017).



**Şekil 2.3.** Staple implantlar (<https://www.pocketdentistry.com> 2017)

1960 yılı öncesinde tasarlanan implantların çoğu doğal diş kökü görüntüsünden uzak oluşturulmuştur bu dönemde en başarılı implant tasarımları Şekil 2.2. ve Şekil 2.3.'te gösterilen çivi (staple) kemik diş zarı altı implantlar (subperiosteal) ve ince yassı plak şeklinde blade implantlardır (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4.** Blade implantlar ( <http://www.dentcare.com.tr> 2017)

1960 yılından önce implantlar soylu ve temel metal malzemeye sahip implantlar başarılı implant tasarımları olmuştur. Doğal diş tasarımı oluşturma isteğiyle üretilen suni diş tasarımları implantı saracak kemiğe bağlantısını amaçlamaktadır (Greenfield 1991). 1960 yılı öncesi implant uygulamalarındaki yaşanan başarısızlıkların genel nedeni zayıf biyomekanik özellik ve zayıf implant stabilizasyonu olduğuna inanılıyordu. Dolayısıyla bu durum implant başarısızlıkları diş hekimlerini ve mühendisleri yeni implant tasarımını ortaya çıkarmaya teşvik etmiştir nihai olarak günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant tipi kemik içi implantların gelişimine yol açmıştır.

1960 yılı ortalarında Branemark'ın osseointegrasyon buluşuyla beraber araştırmacıların implantın çene kemiği içerisine yalnızca mekanik olarak kilitlenme durumuna bel bağlama durumunu azaltmıştır ve implant sistemlerinin çok yönlü kemik içi tasarım şeklinde geliştirilmesine izin vermiştir (Adell ve ark 1970). Branemark (1960) osseointegrasyonu; biyo-uyumlu metalin yapısal olarak biyomekanik seviyede canlı kemik ile implant ara yüzey bütünleşmesini osseointegrasyon olarak açıklamıştır (Branemark 1969). Daha sonra implant tasarımında yapılan güçlü değişiklikler (İmplant uzunluk, genişlik, biçim vs.) implant başarı oranını kayda değer anlamda etkilediği anlaşılmıştır (Misch 1999). Ve implant üreticileri bu tarihten sonra çok farklı biçimlerde kemik içi uygulamalarda implant tasarımı arayışları içerisine girmeye başlamışlardır. İmplant tasarımları geçmişten günümüze gelinceye kadar, cerrahi uygulama anlayışına uygun oluncaya dek büyük değişim geçirmiştir.

Endosseous kemik içi implantları, kaybedilmiş ve çıkarılmış dişlerin yerine yenileme amaçlı olarak kullanılan kemik içi yapay diş köklerdir. İdeal implant diş kökünün kendisidir. FDA, "Class II Special Controls Guidance Document: Root-form Endosseous Dental Implants and Endosseous Dental Abutments göre endosseous kemik içi implantı, kök formundaki diş implant, cerrahi olarak hastanın kemiğine yerleştirilen fikstür olarak tanımlanmıştır. Kemik içi implantları cerrahi olarak üst veya alt çene kemiğine yerleştirilen ve diş tacı protezine destek sağlaması ve çiğneme fonksiyonlarını iyileştirmek amacıyla düşünülmüş suni kökler olarak tanımlanmıştır ( <https://www.fda.gov> 2017). Günümüzde birçok farklı kemik içi (endosseous) implant tasarımı bulunmaktadır. Bunların bir kısmı Şekil 2.5 'te gösterilmiştir. Bunlardan bazıları; Self-tapping screws, spiral screw-vent, ve blade-vent implantlardır.

Dental implant malzemesinin mikro yapısı ve malzeme özellikleri üzerine çalışmalar 1990'lı yılların sonlarına doğru gelişim göstermiştir. Canlı kemik hücrelerinin dental implant yüzeylerine daha iyi tutunup dental implant-kemik sisteminin daha iyi osseointegrasyon özelliği sergileyebilmesi için çeşitli metal yüzey pürüzlendirme yöntemleri geliştirilmiştir. Kumlama yöntemi, asitle yüzey pürüzlendirme işlemlerini bu yöntemlerden sayabiliriz. Dental implant gibi hassas ve mikro düzeyde tasarım ve imalat çalışmalarının da içinde bulunduğu mikro imalat yöntemleri yardımıyla, kemik

ve dental implant sistemleri arasındaki osseointegrasyon verimliliğinin artırılması arayışları söz konusudur (Köse 2014).

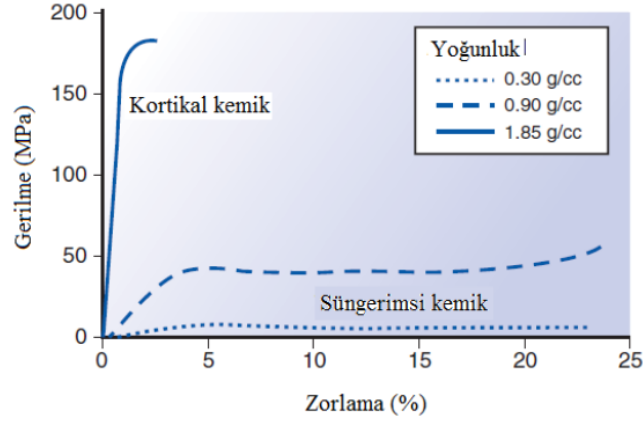


**Şekil 2.5.** Günümüzde kullanılan Endessous kök formundaki kemik içi implantları

## 2.2. Dental implantların yerleştirildiği kemik yapısı

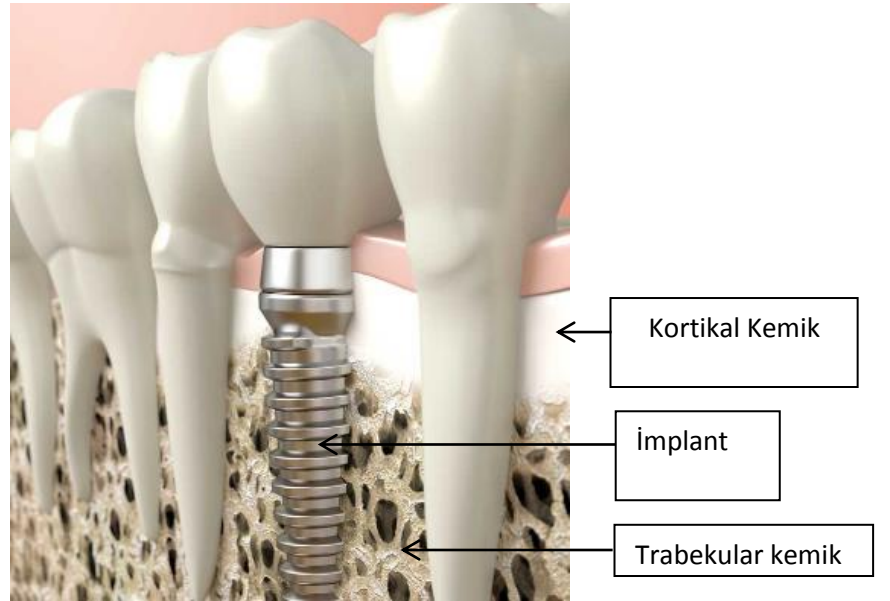
Kemik bağlayıcı dokulardan rijitliği ve dayanım gücü bakımından farklı olarak iskelet sisteminin ana kurucu bileşenidir. Güçlü ve daha rijit olan kemikler iskelet sisteminin ve vücut şeklinin devam etmesini sağlar. (Tencer 1994). Kemik 2 ana kireçlenmiş dokudan oluşmaktadır. Daha az yoğun trabekular kemik (süngerimsi kemik) ve bunun yüzeyini saran ve daha yoğun kortikal tabakadan oluşmaktadır (Cowin ve Hegedus 1976).Kortikal kemik ve trabekular kemik birbirinden farklı mekanik özelliklere sahiptir. Kortikal kemik daha rijittir ve hasardan önce daha yüksek gerilmeye fakat daha düşük zorlamaya dayanır. Gözenekli yapısından dolayı süngerimsi kemik büyük bir enerji depolama kapasitesine sahiptir. İki kemik arasındaki fiziksel fark kemiğin yoğunluğu ile ölçülür. Şekil 2.6' da farklı yoğunluktaki kemikler için gerilme-zorlama grafiğini göstermektedir ( <http://docplayer.biz.tr/> 2017).

Kemik, alt, üst çene kemiği ve diğer kemikler yük taşıyan kemikler dayanımlarını uygulanan kuvvete göre adapte etmektedirler. Bu sürekli yeniden modelleme kemiğin mekanik kabiliyetini korumaktadır ( Frost 2004).



**Şekil 2.6.** Farklı yoğunluktaki kemiklerin gerilme –zorlama eğrisi

Kemik, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip, kollajen içerisinde yer alan kalsiyum ve fosfat kristallerinden oluşmuş özel bir sert bağ dokusudur. Alt çene kemiği farklı yoğunluklardaki trabekular kemiği saran dış kortikal tabakadan oluşmuş uzun bir kemiktir. Üst çene kemiği ise dışta ince bir kortikal kemikten, iç tarafta ise değişik yoğunluktaki trabekular kemikten oluşmaktadır. Trabekular kemik daha çok yumuşak dokudan meydana gelmesine karşın kortikal kemik %95 oranında mineral içermektedir. Bu nedenle kortikal kemik trabekular kemiğe göre daha sert olmakla birlikte implantlar için çok daha iyi desteklik sağlamaktadır (Pallaci 2000). Şekil 2.7. 'de implantın yerleştirildiği kemik bileşenleri olan kortikal ve trabekular kemik gösterilmiştir.



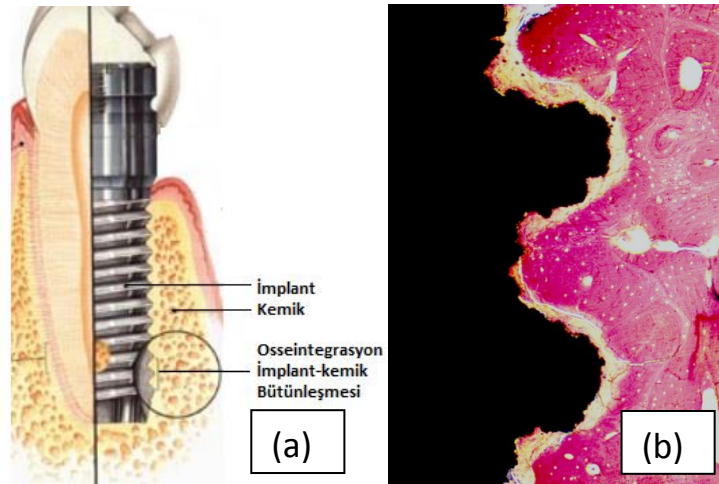
**Şekil 2.7.** İmplantın yerleştirildiği çene kemiği bileşenleri (<https://centralfloridaperio.com/> 2017)

### 2.3. Osseointegrasyon'un tanımı

1960 yılının ortalarında ortopedik araştırmacı Branemark, köpekler üzerinde kemiğin mikroskopik düzeydeki iyileşmesi üzerine yaptığı 10 yıl süren çalışmalar sonucunda, implant-kemik bütünleşmesinin kortikal ve trabekular kemik dokuda hayati yan etkilere neden olmadığını kanıtlamış ve osseointegrasyonun tanımını yapmıştır (Çetin 2012).

Osseointegrasyon, canlı kemik dokusuyla ve implant ara yüzeyi boyunca, kemik ve implantın yapısal ve fonksiyonel bağlanması olarak bilinmektedir (Branemark 1969). İmplant ve kemik arasındaki direkt olarak bağlantıdır. İmplant ve tutunduğu kemik arasında bir bağıl hareketlilik söz konusu değilse implant tamamen osseointegre olmuş sayılmaktadır. Uygulamada osseointegrasyon normal yüklenme koşulları altında hayati önemi olmayan elemanların güvenilir ve tahmin edilebilir bir şekilde canlı kemikle birleşmesiyle oluşan bir biyolojik kenetleme mekanizması olarak bilinmektedir. İmplant kemik içerisine yerleşiminden sonra osseointegrasyon 3-6 aylık tipik bir iyileşme periyoduna yayılmaktadır (Bozkaya ve ark. 2003).

Branemark Osseointegrasyon kavramını yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas olarak tanımlanmıştır. Aynı araştırma grubu yaptıkları çalışma sonucunda osseointegrasyonu canlı kemik dokusu ile yüklenme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak açıklamayı geliştirmişlerdir (Branemark ve ark. 1983).



**Şekil 2.8.** İmplant-kemik bütünleşmesi Osseointegrasyon (a) Doğal diş ve implant-kemik bütünleşmesi (<http://akamer.net/tr/implant/> 2017) (b) İmplant-kemik osseointegrasyonu histolojik görüntüsü (<http://www.dresmakutan.com/> 2017 )



Osteoentegrasyon, bir proteze destek sağlayabilecek implant gövdesine direkt bir kemik desteği ve bağlantısı olarak tanımlanmıştır. Osseointegre implantlar, oklüzal kuvvetleri direkt olarak kemiğe aktarmaktadır. Osseointegrasyonun başarısına etki eden başlıca faktörler Çizelge 2.1’ de belirtilmiştir (Hobo ve ark. 1991)

**Çizelge 2.1.** Osseointegrasyonun başarısını etkileyen başlıca faktörler (Albrektsson ve ark. 1986)

• İmplant materyal karakteristiği
• İmplant tasarımı
• İmplant yüzeyi özellikleri
• İmplantın yükleme zamanı
• İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite özellikleri
• Uygulanacak olan cerrahi prosedürler

1986 yılında AAID, osseointegrasyon kavramını “implant üzerinden kemiğe devamlı bir kuvvet iletimini ve çevre kemikte kuvvet dağılımını sağlayacak şekilde ara yüzeyde yumuşak doku olmaksızın kemik ile implant arasında kurulan bağlantı” şeklinde geliştirmiştir (Çayır 2011).

Osseointegrasyonun gelişim safhaları 3 ana aşamada özetlenebilir; başlangıçta osseointegrasyon tamamlanmadan erken yükleme koşullarında implant gövdesi ve kemik arasındaki mekanik kilitleme, bu aynı zamanda implant kemik arası şekil bağı olarak açıklanabilmektedir ve buna birincil implant stabilitesi denilmektedir. Sonrasında devamlı kemik oluşumu ile biyolojik fiksasyon ve implant hayatta kalma süresi boyunca kemik yeniden şekillenmesi (İkincil implant stabilitesi) oluşur (Chang ve ark. 2010).

Dental implant etrafındaki kemikte iyileşme 3 fazda gerçekleşmektedir. İmplant yerleşiminden sonra implant etrafındaki kemiğin kendinin örmesi, dokuması. Bu faz 4 ila 6 haftalık bir süre içinde son bulur. Dokunmuş kemiğin yerini ise 2. aydan itibaren lamellar kemik almaktadır. Kemik yeniden oluşumu 3. fazdır ve 3. ay başlar ve hayat boyu devam eder (Schenk ve Buser 2000).

Bu fazların her birinde osseointegrasyonu etkileyen farklı etkenler vardır. Yeterli kan desteği, titizlik, travmatize edilmemiş implant algılayıcı sinir bölgesi, kemik ve biyo uyumlu implant malzemesi arasındaki mikro hareketliliğe izin vermeyen ve implant

tasarımı tarafından sağlanan mekanik başlangıç stabilitesi, başlangıç iyileşme periyodu boyunca osseointegrasyona etki eden önemli faktörlerdir (Faegh ve Müftü 2010).

3. fazda ise implant etrafındaki kemik devamlılığı, implant üzerinden kemiğe yeniden oluşum prosesi için gerekli olan kuvvet transferi tarafından etkilenmektedir. Yine 3. Evrede, kemik implant ara yüzü boyunca kemik implant temasının kapsamı, implanta etki eden dış kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve implantın tasarımı en önemli faktörlerdir (Carter ve Beaupre 2001).

İmplantasyon ve yüklemenin başlamasından bir yıl sonra kemiğin dayanım gücü artar. Bunun nedeni kemik yoğunluğu ve mineral içeriğinin artmasıdır. İyileşen kemik üzerine hafif yükleme iyileşme süresini uzatmak yerine kısaltmaktadır. İyileşmekte olan kemikte gerinimler iyileşmeyi arttırabilmektedir. İyileşen kemikte yük normal kemikten daha çabuk aşırı yük değerine ulaşır kırılmaya neden olmaktadır (Frost 1992).

Öklüzal kuvvetler implantı çevreleyen kemiği olumsuz etkileyebilirler. Mekanik gerilmeler kemik dokuyu ve implantın osseointegrasyonunu olumlu veya olumsuz yönde etkileyebilmektedirler (Frost 2004).

İmplant uygulamasından sonraki 1 yıl implantlar etrafındaki kemik kayıpları küçüktür. Ayrıca implanta etki eden oklüzal kuvvetler marjinal kemik kayıplarına ve uzun süre implantın kullanılması halinde bile osseointegrasyonun kaybedilmesine sebebiyet verebilmektedir. Öklüzal kuvvetler mekanik veya biyolojik olarak osseointegre implantların yük taşıma kapasitesini aşabilir. Bu da biyomekanik bir arızaya veya osseointegrasyonda başarısızlığa neden olur. Bu durum gerçekleştiğinde aşırı yükleme olarak sınıflandırılır (Isidor 1999).

#### **2.4. Wolff yasası**

İmplant tasarımı ve malzeme seçiminde kemik yeniden şekillenmesi işlemini anlamak son derece önemlidir. Kemik ve implant arasındaki yük paylaşımına kemiğin vereceği tepki Wolff yasasına uygun olarak gelişmektedir. Wolff' un "kemik dönüşümü yasası" olarak tanımladığı bu yasa "süngerimsi kemik yapısının yeniden şekillendirilmesinin, gerilme yörüngelerine karşılık gelen matematiksel kuralları

izlendiği” vurgulanmıştır. Kemik şekli ve mekanik yükleme arasındaki doğrudan ilişkiyi gözlemlenerek önerilen teori, kemik yapısı ve kemik fonksiyonunda yapılan her bir değişiklik matematik yasalarına göre kemik dış yapısındaki kesin tanımlı değişiklikleri de beraberinde getirmektedir. Bu durum matematik yasalarına uygun olarak gerçekleşmektedir. Bu teoriye göre gerilmelerde elde edilen artış yeni kemik oluşumunu tetiklerken gerilmelerde meydana gelen azalma kemik kayıplarına yol açar (Wolff 1892).

Wolff kanunu prensibine göre mekanik gerilmeye kemiğin bir reaksiyonu vardır yani kemik, üzerine etkiyen kuvvetlere tepki olarak yeniden şekillenir. Yük uygulanması ile kemiğin baskı olan yüzünde negatif bir potansiyel oluşur ve kemik oluşumunu uyarır. Yani gerilmenin azaldığı yerde osteoklastlar yani kemik hücreleri tarafından kemik emilimi olurken, stresin arttığı bölgede olgunlaşmamış kemik hücreleri yeni kemik oluşumunu teşvik eder. Wolff’un teorisine göre, gerilmelerin artışı ya da kuvvet transferindeki artış yeni kemik oluşumuna neden olurken gerilmedeki düşüş kemik kaybına neden olmaktadır (Kalender 2008).

Bununla birlikte, diğer yazarlar aşırı gerilme varlığında da kemik rezorpsiyonunun olduğunu ortaya koyduktan sonra bu teoriyi sorgulamışlardır (Frost 1990). Dolayısıyla implant tasarımı implant-kemik ara yüzeyindeki olumsuz aşırı gerilme değerini en aza indirirken, optimal uygun gerilmeleri maksimize edecek şekilde tasarlanmalıdır

İmplant yivleri daha iyi stabiliteye ve daha fazla implant ara yüzey temas alanı yaratması gerekmektedir. İmplant zerindeki fonksiyonel oklüzal yükleme implant çevresindeki alveolar kemikte kemik yeniden oluşumunu tetiklemektedir. Yumuşak yükleme, kemik yeniden oluşum cevabına neden olur ve dokuma şeklinde kemik oluşumu tepki olarak oluşmaktadır. Aşırı yüklemeler ara yüzeyde mikro kırılmalar ve daha sonra ise Osteoclastogenesis’e neden olmaktadır (Hansson ve Werke 2003).

Melsen ve Lang (2001) zel olarak tasarlanmış implantları maymun kemiklerinden içeri yerleştirmişlerdir. Kemik apozisyonu (genel yapıyı desteklemek amacıyla belli yerlerde fazladan doku birikmesi olayı) sıklıkla, strain değerlerinin 3400-6600 mikro strain aralığında hesaplandığında gerçekleştiği tespit edilmiştir. Gerinim değerleri 6700 mikrostrain aştığında kemik yeniden oluşumu kemik kaybı ile

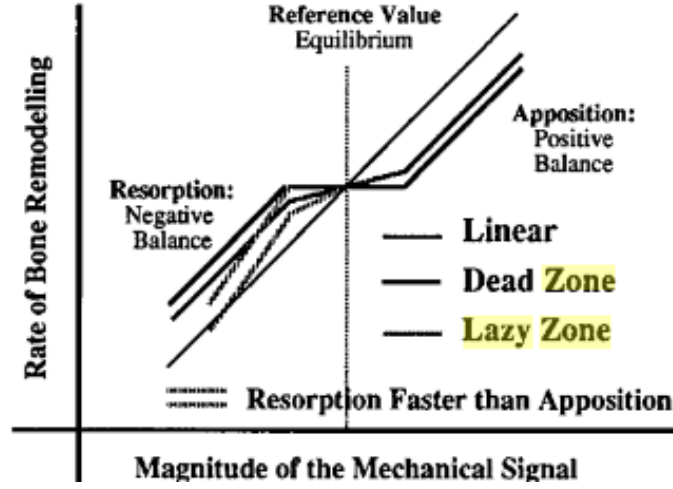
sonuçlanmaktadır. Bu durum implant etrafındaki kemik apozisyonu belirli bir eşik değerin altındaki mekanik gerilmelere biyolojik tepkisi olduğu yönündeki teoriyi desteklemektedir. Kemik veya osseointegrasyon kaybı bu eşiğin üzerindeki mekanik gerilmelerin eşik değerin üzerine ulaşması dolayısıyla oluşan aşırı yükleme halinin sonucudur.

Kemik yeniden şekillenmesi kapasitesi mikro hasara ayak uydurmada yetersiz kaldığında bu küçük kusurlar birleşerek daha büyük kusurları oluşturmaktadır. Ve sonunda ise şiddetli kemik kayıpları gerçekleşmektedir. İmplantta kemikle yapılan desteğin azalması uzun dönemli implant stabilitesini tehlikeye atmakla birlikte implant başarısızlık riskini de artırmaktadır (Prendergast ve Huijskes 1996).

Çoğu mühendislik malzemesine kıyasla kemiğin yorulma dayanımının son derece zayıf olduğunun ve günlük olarak çiğneme aktivitelerinden dolayı oluşan mikro hasarın kemik bakım uyarısı olması gerektiğini ileri sürülmüştür (Carter ve ark. 1981).

Canlı bir doku olarak kemik sahip olduğu maksimum fonksiyonu ve performansı yerine getirmek için dış yükler altında görünen yoğunluğun yeniden dağıtarak iç yapısını optimize edebilmektedir (Frost 1969). Bu Wolff yasası olarak bilinir kemiklerin görünür yoğunluğunu yeniden dağıtma süreci kemik yeniden oluşumu olarak adlandırılır (Wolff 1892). Wolff 'un yayımladığı bu terim den sonra birçok teori çeşitli yazarlarca ortaya atılmıştır. Frost (1964) iç ve yüzeysel yeniden oluşumun ayırt edilmesi gerektiğini önermiştir. İçten remodeling kemik dokusunun iç bölgesinde yoğunluğunun değişmesine atıfta bulunmaktadır. Dış remodeling ise kemik dokusunun kemik yüzeyinde yer değiştirmesi, eklenmesi ve içeriden dışarıya çıkarılması olarak açıklanmıştır.

Frost aynı zamanda gerinim (strain) büyüklüğüne dayalı remodeling için tetikleyici bir kriter önermiştir. Yüzey kemik yeniden oluşumu kemik doku dış veya iç yüzeylerinde rezorbsiyonu (emilimi) veya depozisyonu (birikimi) şeklinde gerçekleşmektedir. İç yeniden oluşum ise kemik rezorbsiyonu veya mevcut osteonlara lamellar kemiğin takviye edilmesidir (Cowin ve Hegedus 1976).



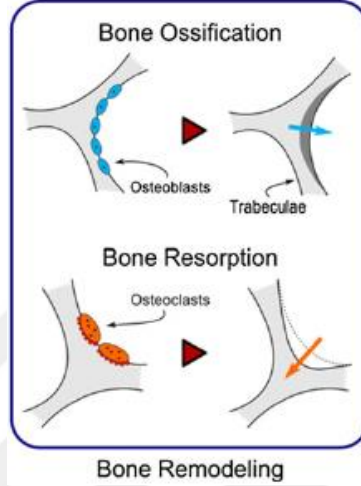
**Şekil 2.9.** Carter (1984) önerdiği kemik yeniden oluşumu için tembel bölge

Carter (1984) kemik remodelinginin yalnızca dış uyaranlar tembel bölgeleri aştığında gerçekleştiğini gösteren bir eşik değer olan “tembel bölge” kavramını önermiştir (Şekil 2.9). Huiskes ve ark. (1987) kemik yeniden oluşumunu kontrol etmek amacıyla uyaran sinyali olarak gerinim enerji yoğunluğu (strain energy density) kavramını kullanarak matematiksel teori geliştirmişlerdir. Mullender ve ark. (1994) kemik yeniden oluşumunu uyaran fizyolojik yaklaşım geliştirilmiş olup bu yaklaşım ile kemik hücrelerinin (osteositlerin) mekanik yüklemeye duyarlı olduklarını ve çevrelerindeki kemik kütlelerinin uyarlanmasını kontrol etmede aktif olduğunu varsaymıştır (Eckstein 2012). Gefen (2002), kemik yeniden oluşumunu kontrol etmek amacıyla gerilme transfer parametresi boyutsuz değerlendirme sayısını önermiş olup bu yöntemin uygulanabilirliğini yapılacak in-vitro testler vasıtasıyla histolojik çalışmanın çeşitli evrelerinden alınacak örnekler ile uyumlu olması gerektiğini savunmuşlardır.

## 2.5. Kemik adaptasyonu/ remodelasyonu

Genel olarak kemik remodelingi kemiğin dış yüke uyum sağlamaya çalışırken morfolojisini yavaş yavaş değiştirdiği bir süreç olarak tanımlanabilir. Mekanik yüklemenin artış ve azalışına bağlı olarak 2 çeşit kemik yeniden oluşum senaryosu vardır bunlar rezorpsiyon ve depozisyonudur (Doblar ve ark. 2002).

Alt ve üst çene kemikleri diğer yük taşıyan kemiklerde olduğu gibi üzerine uygulanan yüklemelere göre kendi dayanımlarını adapte etmektedirler. Buna kemik adaptasyonu denilmektedir. Bu sürekli yeniden modelleme kemiğin mekanik yeterliliğini korur (Frost 2004).



**Şekil 2.10.** Şematik olarak kemik yeniden oluşumu (Boyle ve Kim 2010)

Biyolojik olarak kemik yeniden oluşumunu gerçekleştiren 3 çeşit hücre vardır. Bunlar osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. Osteoblastların sardığı oyuk boşlukları ile kemik iç yeniden oluşumu gerçekleşir bunlar osteositler olarak bilinir. Bu kemik hücreleri, çeşitli kemik mineralleri ve kalsiyum için taşıyıcı rolünü üstlenir. (McLean ve Urist 1968 ).

Kemik hücrelerinin mekanik stress tarafından üretilen kemiğin lokal deformasyonlarına tepki verdiği hipotezi ortaya konulmuştur. Eğer gerinim değerleri eşik değerin üzerine çıkıp kemiğin kapasitesinden daha öteğe ulaşırsa yorulma kırılması oluşabilmektedir (Frost 1992). Tipik olarak kemiğin yaklaşık olarak gerinim aralığı 50-1500 mikro strain aralığında olduğunda fonksiyonlarını gerçekleştirdiğine inanılmaktadır.1500-3000 mikro strain oluştuğunda aşırı yüklenme gerçekleşir ve bu yorulma hasarıyla sonuçlanabilir. Kemik yeniden oluşumu vasıtasıyla bu hasarların birikmesinin önüne geçilebilmektedir. Bu aralıkta kemiği etkileyen yükler muhtemelen kemik içindeki zorlamayı azaltmak için kemik oluşumu (yeniden şekillendirme ve güçlendirme yoluyla) kemik adaptasyonuna neden olabilir. Kemik üzerindeki aşırı yüklemelerin devam etmesi halinde mikro hasar artmaktadır. Kemik üzerinde tekrarlı yüklemelerin

varlığında ise 3000 mikrostrainden daha fazla strain değerlerinde mikro hasar artar. Buna karşılık kemikteki gerinim değerleri 50-100 mikro-straini aşmıyorsa kemik kullanılmaması oluşur kemik kaybına neden olur. Optimal seviyede fonksiyonel strain değerlerindeki orta bir artış kemik kütlelerinde bir artışa yol açar. Eğer yük sabit kalırsa yeni optimal strainleri yeniden kurar. Aksi halde fonksiyonel yükleme, optimal gerinimlerin elde edilmediği seviyeye düşürüldüğünde yeni talebe uyum sağlamak için kemik kaybı gerçekleşir (Frost 2004).

Eğer dental sistem üzerine etki eden kuvvetler denge halindeyse kemik varlığını sürdürür. Kemik içindeki yeterli olmayan gerilme değerleri kemik kaybına neden olmaktadır. Aynı zamanda aşırı bölgesel gerilme değerinin varlığında implant uygulamasına ev sahipliği yapan kemikte aşırı yüklemeye bağlı olarak doku çürümesine neden olmaktadır. Bununla birlikte implantı çevreleyen kemikte kemik kaybı ve mikrokırılmalar implant başarısızlığının en önemli nedenlerindedir. Dental implantlar, implant kemik ara yüzeyinin sürdürülmesinde ve implant başarısını belirlemede kritiktir. Kemik/implant ara yüzeyindeki gerilme dağılımını araştırmak amacıyla sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanışlı bir araçtır. Çiğneme kuvvetleri altındaki implant sisteminin davranışı bu yöntem ile simülasyonu elde edilebilmektedir. Bu simülasyon yöntemi ile kemik ve kemik implant arasındaki hesaplanan gerilme ve gerinim dağılımları baz alınarak ara yüzeydeki stress shielding etkisi tahmin edilebilmektedir.

## **2.6. İmplant stabilitesine etki eden faktörler**

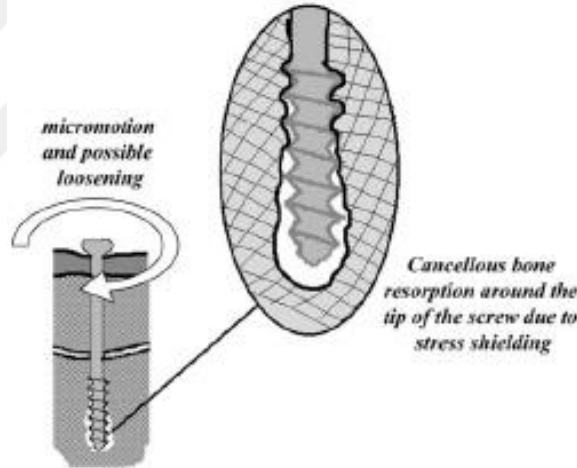
İmplantlarda gerçekleşen başarısızlıklar ikincil ve birincil başarısızlık olarak 2 grupta incelenir. Birincil başarısızlık, implant kemik içerisine yerleştirildikten sonra oseointegrasyon tamamlanmadan erken aşırı yüklenmesinden implantın yeterli mekanik kilitleme sağlamamasından ortaya çıkmaktadır. İmplant birincil stabilitesine etki eden faktörler Çizelge 2.2’de gösterildiği gibidir.

İkincil implant başarısızlığı, İmplant ve diş tacı protezi yerleştirildikten bir süre sonra implant malzemesindeki olumsuz değişimler, kemik ile bağlantıdaki bozulmalar ve aşırı kuvvet gelmesi sonucunda implant ve implantı saran kemik dokular arasındaki bağlantının bozulmasına bağlı başarısızlıktır. Çevre kemikte aşırı yükleme kemik

emilimine veya implant yorulma başarısızlığına sebep olurken kemik yeniden oluşumunu tetikleyecek uyarıcılar, çevre kemiğe ulaşmayan yeterli yüklemeler atrofi ve daha sonrasında implantı çevreleyen kemikte kemik kayıplarına neden olabilmektedir. Bu durum implantın gevşemesine ve stabilitesinin kaybolmasına neden olmaktadır.

**Çizelge 2.2.** İmplant birincil stabilitesine etki eden faktörler

İmplant Birincil Stabilitesini arttıran etkenler	İmplant Birincil Stabilitesini azaltan etkenler
1- İyi kemik kalitesi	1- Kötü kemik kalitesi
2- Uzun implant	2-Kısa implantlar
3- Geniş implant çapı	3-Dar implant çapı
4- Daha fazla diş sayısı	4-Daha az diş sayısı
5- Daha kısa vida adımı (pitch)	5-Daha uzun vida adımı (pitch)
6- Derin implant dişleri	6-Derin olmayan dişler
7- Azaltılmış implant helis açısı	7-Arttırılmış helis açısı



**Şekil 2.11.** İkincil implant başarısızlığı ve implant etrafındaki kemik kayıpları (Gefen 2002)

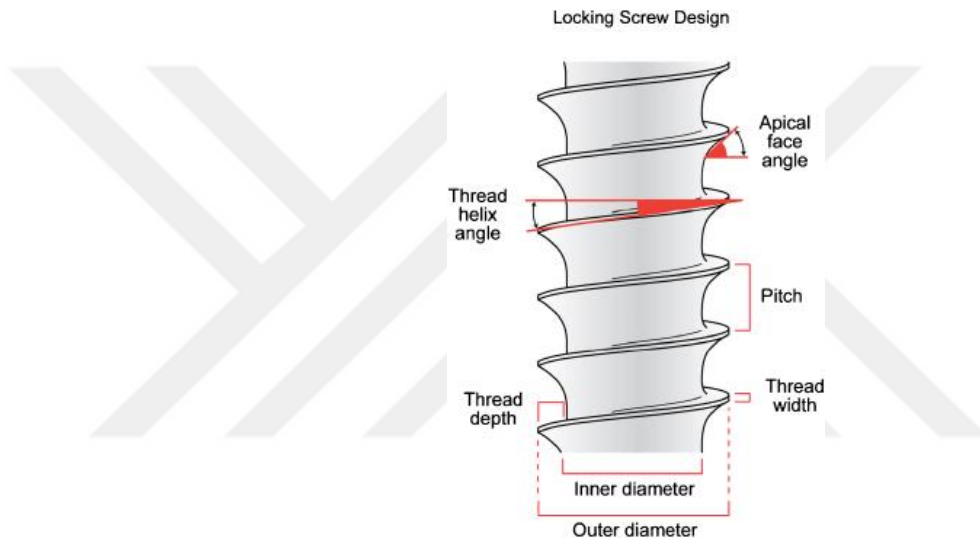
İmplant birincil stabilitesi, implantın aksel ve dönme yönlerinde yüklenmeye dayanma kapasitesi olarak tanımlanır. Birincil stabilite implant yerleştirildikten sonra implantı çevreleyen kemik ile mekanik olarak etkileşimi kemik kalitesi tarafından etkilenir. İmplant yerleştirildikten sonra elde edilen başlangıçtaki implant stabilitesi implant başarısı için kritik öneme sahiptir. İkincil stabilite implant arayüzündeki kemiğin yeniden modellenmesine bağlı stabilitedeki artışı belirtir. Yeterli birincil stabilite ikincil stabilite için ön şarttır (<http://glidewell dental.com> 2017).



Kemik-implant ara yüzeyinde kuvvet transferini analiz etmek, implantın başarısını veya başarısızlığını belirleyen yüklemenin genel analizinde önemli bir adımdır.

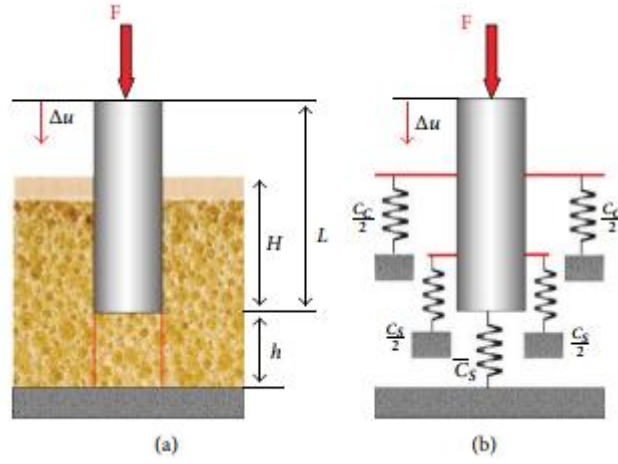
## 2.7. İmplant makro tasarımına etki eden parametreler

Şekil ebat malzeme ve tasarım biçimi bakımından değişen çok sayıda başarılı implant tasarımı geliştirilmiştir. Yive sahip implantlar daha iyi implant stabilitesi sağladığı için yüksek kullanım bulmaktadır. Özellikle yive biçimi implant üzerinden çevre kemiğe yük transferi konusunda önemli rol oynamaktadır (Schenk ve ark. 2000).



**Şekil 2.12.** İmplant makro tasarımına etki eden parametreler (Abuhusseini ve ark.2010)

İmplant tasarım özellikleri implant birincil stabilitesini ve implant yeteneklerini osseointegrasyon boyunca ya da osseointegrasyondan sonra yüklemeyi sürdürmek, için implant yeteneği üzerindeki en temel unsurlardan bir tanesidir. Bununla birlikte çene kemiğine yerleştirilen implanta erken dönemde hemen yüklenmek için stabilize başlangıcı, osseointegrasyon yerine mekanik birbirine geçme özelliği ile sağlanmaktadır. Bu nedenle implant makro yapısı implant birincil stabilitesinin sağlanmasında önemli rol oynamaktadır (Geng ve ark. 2004).



**Şekil 2.13.** Winter ve ark (2012) implant kemik arasındaki mikro hareketliliğin hesaplanması için önerdiği yay benzetim sistemi (Winter ve ark 2012).

Biyomekanik bakış açısından, dental implantların osseointegrasyon başarısı çevre kemiğe kemiğe transfer edilen gerilim ve gerinimlere bağlıdır. implant ve kemik arayüzünün tipi, implant üzerine etkiyen yüklemenin tipi, implant geometrisi, implant uzunluğu ve çapı, implant yüzey işlemleri ve çevre kemiğin kalitesi gerilme ve gerinim transferini etkileyen unsurlardır.

Kemik içi implantlar etrafındaki gerilme ve gerinim alanları farklı implant tasarımlarıyla çok yakından ilişkilendirilmiştir. İmplant tasarımında yapılacak modifikasyonlar; trabekular kemik (süngerimsi kemik) ve implant ara yüzeyindeki mikro hareketliliği yay sistemi benzetimi yaparak hesaplamıştır. Sonuç olarak yivlere sahip implantların mikro hareketliliği azalttığı gözlemlenmiştir (Winter ve ark 2012). İmplant makro tasarımında yapılacak değişiklikler vasıtasıyla gerçekleşmesi mümkün kemik yorulma bozulmasından kaçınan ve kemik bozulmasından sonra oluşacak kemik rezorpsiyonunu engelleyen aynı zamanda trabekular kemik implant arasındaki mikro hareketliliğin azalmasına neden olabileceği bilinmektedir.

Huang ve arkadaşları (2011) ani yüklenmiş implantların diş tasarımlarını incelemiş ve açılan titanyum çubuğun üzerindeki dişlerin gerilme değerlerinin her iki osseointegrasyonu tamamlanmış ve tamamlanmayan ani yüklenmiş implantlarda da azalttığını göstermiştir. Aynı zamanda diş açılmış implant tasarımlar ara yüzeydeki

sürtünme katsayısının düşük olması halinde bile kaymanın oluşmasını engellemektedir. Ve kemik ve implant arasına şekil bağlı bir mekanizma oluşturmaktadır.

### 2.7.1. Dar Çaplı implantlar

Dar çaplı implantlar çenenin ön kısmında kullanılmaktadır (Şekil 2.9). Üst yanal ve alt kesici dişler gibi zorlu implant uygulama bölgelerinin iyileştirilmesi için kullanılabilir geleneksel standart çaplı implantlar sorun yaratmaktadır bu nedenle dar çaplı implantların kullanımına başvurulmaktadır. Üretici firmalar bu sorunun üstesinden gelmek amacıyla farklı çaplara sahip dar çaplı implantları sunmaya başlamışlardır.



Şekil 2.14. Dar çaplı implantın çene kemiği içerisinde kullanıldığı bölgeler (<https://www.c-tech-implant.com> ,2017)

Üretici firmaların sunduğu klinik sınıflandırma sistemine göre dar çaplı implantlar 2 ana kategoriye ayrılmıştır. 3mm den daha az çapa sahip olan implantlar ekstra dar; çapı 3mm ye eşit daha fazla ve 3,75 mm den daha az olan implantlar ise dar çaplı implantlar olarak sınıflandırılmıştır. Standart implant çapları ise 3,75 ila 4,1 mm arasında değişkenlik göstermektedir (Al-Johany ve ark. 2016).

Dar çaplı mini implantlarda kemik-implant ara yüzeyindeki gevşemeler gözlemlenmektedir. Bu implantlar için iyileşme döneminden önce veya süresince gelebilecek erken dönemli yüklemeler başarısızlık ve birincil implant stabilitesi için risk faktörlerini oluşturmaktadır. Bu tip implantlar osseointegrasyon oluşumu tamamlanmadan yüklemeye tabi tutulması önerilmemektedir. İmplant ve kemik arasındaki bağlı mikro hareketlilik, implant ve kemik üzerindeki gerilme ve gerinim değişiminin bağlı olarak kemik dokunun verdiği yapısal cevapla uyumludur. Kemik

yeniden oluşumu teşvik edilmeyen bölgelerde kemik kayıpları yaşanır ve implant gevşer. Bu durum implant stabilitesini tehlikeye atmaktadır (Lin ve ark. 2009).

Bu standart implant kullanımını kısıtlayan diş çekiminden sonra oluşabilecek kemik emilimi gibi sorunlar karşısında dar çaplı implant uygulaması öncesinde genellikle kemik büyütme operasyonları gerektirmektedir. Standart çaplı implantlar ile benzer ömür oranları gösteren dar çaplı implantların başarı oranlarının implant uygulamasını takip eden 11 yıl boyunca %95 ten daha fazla olduğu belirtilmiştir (Malo ve Nobre 2011). Dar çaplı implantlar, sadece protez bileşenleri değil aynı zamanda kemiğin aşırı yüklemesine neden olabilecek küçük çapları nedeniyle artmış kırık riskine (Hem protez bileşeni hem de implanta komşu kemikte aşırı yüklemeye bağlı kırık riski) maruz kalabilmektedir (Allum ve ark 2008).



**Şekil 2.15.** Standart çaplı dental implant ve mini implant

İki parçalı (Abutment ve implant diş bölümü ayrı) dar implantlar için birincil implant protez bileşenleri başarısızlığı abutment kırılması olarak raporlanmıştır. İmplant çapı daraldığında gerilme dağılım alanı o kadar küçülür ve buda implantın kendisine hasar verme durumuna daha yatkın hale gelmesine sebep olmaktadır. Dar çaplı implantlarda sistemin mukavemetinin bozulması mekanik performansı önemli biçimde engelleyebileceği göz önüne aldığımızda yorulma testi sistemin ömür ve başarısızlığını anlamada önemli bir araç haline gelebileceği literatürde özetlenmiştir (Wu ve ark. 2016).Çap bazında karşılaştırmada en fazla başarısız olan implantların %5,1 oranında dar implantlar sonra %3,8 ile orta çaplı implantlar ve %2,7 oranında geniş çaplı implantlarda görülmektedir (Özdal ve ark. 2014).

### 2.7.2. Geniş çaplı implantlar

İmplant uzunluğu azaltmak durumunda kalındığı zaman, çevre kemik ile temas eden yüzey alanını arttırmak ve dolayısıyla implant birincil stabilitesini arttırmak amacıyla implant çapının artırılması tavsiye edilmektedir (Matsushita ve ark. 1990).

Geniş implantların kullanım avantajları daha fazla kemik implant temas alanı, Yüzey alanı arttırılmış implantlar daha fazla kemik kontak alanı yaratır ve birincil stabilite artışı sağlar ve gerilmelere karşı direnci, dayanıklılık ve kırılma direnci arttırır (Ettinger ve ark. 1993). Yüzey alanı arttırılmış implantlar osseointegrasyonun sağlandığı implant-kemik ara yüzeyinde öklüzal yüklerden kaynaklı gerilmeleri azaltmaktadır (Graves ve ark. 1994). Sağladığı yüksek kemik implant temas sayesinde implant uygulaması hemen sonrasında mekanik olarak kilitleme özelliği birincil stabilitesini arttırır sonuç olarak arzu edilen osseointegrasyonun başarısına katkı sağlar. Geniş implantlar kemik bütünleşmesini sağlayarak osseointegrasyonun başarısızlığına yol açacak mikro hareketliliği azaltır (Langer ve ark. 1993).

Geniş implantlar aynı zamanda fazla kemik boşluğu bulunan alanlara kemik ilavesi yapılması gereken, emilmiş üst çene kemiğine alternatif olarak kullanılabilir (Hallman 2001).



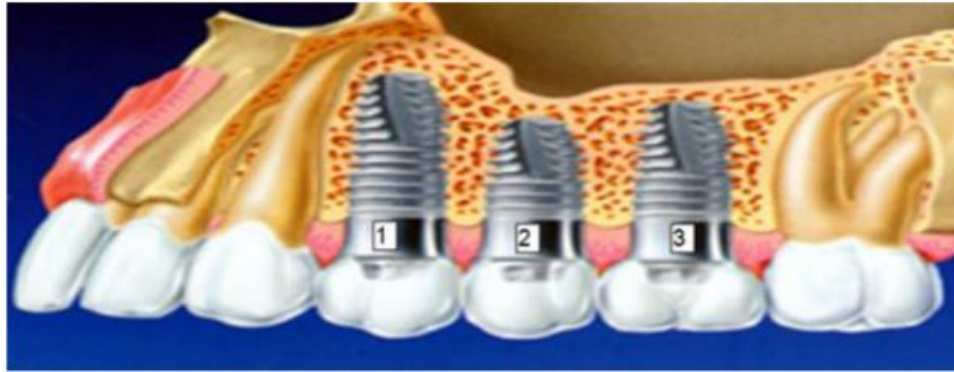
**Şekil 2.16.** Kısa ve geniş implant boyutları (Menzek 2012)

İmplant çapındaki artışla beraber, materyalin eğilme direnci de artar. Bunun sonucu olarak 'stres shielding' adı verilen, materyalin artan çapı sonucu çevresine ilettiği gerilimin azalması olayına neden olur. Bu etkiyle beraber uzun dönemde, kemiğe sağlığını devam ettirmesi için gerekli olan fizyolojik sınırlar içerisindeki kuvvetler

iletildiğinden, kullanılmama atrofisi gerçekleşebilir. Buna bağlı olarak uzun dönemli implant stabilitesini tehlikeye atılabilmektedir (Misch, 2005).

### 2.7.3. İmplant uzunluğu

Uygulamada kullanılan implant uzunluğu, implant uygulanacak bölgedeki mevcut kemik miktarına göre seçilmektedir. Bugün piyasada 7-20 mm aralığında standart implant kullanımı mevcuttur. Yapılan çalışmalar implant uzunluğunun artması ile başarı oranının da artacağını göstermiştir. Bunun nedeni implant-kemik ara yüzey temas uzunluğunun artmasına bağlı olarak çiğneme kuvvetlerine karşı olan mekanik direncin artmasıdır (Porter ve von Fraunhofer 2005 ). Kısa implantlar genellikle 8mmden kısa olan ve anatomik oluşumlar elverişsiz olduğunda, standart boyutlarda implantların yerleştirilmesine yeterli mesafe bırakılmadığı zaman kullanılan implantlardır (Şekil 2.11). Bu implantlar genellikle kemik içindeki yük dağılımına katkısı olması ve implantın direncini arttırmak amacıyla standart implanttan geniştir. Anatomik zorluklar varsa merkezden uzak uzantı kullanılmasına göre merkezden uzak dayanak olarak kısa implantların kullanılması, kısa implantlara gelen ısırma kuvvetlerinden daha fazla etkilenmesine rağmen tercih edilmektedir (Bilhan ve ark. 2009).



Şekil 2.17. Kemik seviyesine göre implant uygulanması (Çini 2015)

Kısa implant uygulamasında ise gelen kuvvetleri implantın karşılamaması durumu söz konusudur. İmplant ile kemik arasında güçlü bir tutunma sağlandığı takdirde bu problem çözülebilir. İmplant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulması implant başarı oranının arttırdığı bilinmektedir (Lee ve ark. 2005). Ara yüzeydeki mikro hareketlilikler ile implant uzunluğu arasında literatürde bir ilişki kurulamamıştır. Ancak

mekanik analizler implant uzunluğunun artmasına bağlı olarak implantın hayatta kalma oranının ve implant başarısını arttırdığını göstermiştir (Lee ve ark. 2005). Daha kısa ve küçük çaplı implantlar, daha uzun ve geniş çaplı implantlara göre daha düşük başarı oranına sahiptir. Uzun implantlar, lateral yük altında daha büyük stabilite sağlamak için önerilirler. Fakat artan uzunluğun, gerçek boyutun dışına çıktığı zaman kuvvet transferini orantılı olarak azaltamayacağı görülmüştür (Çini 2015).

Sego ve ark. (2016) çeşitli diş tacı yüksekliğinin implant uzunluğuna oranlarının çevre kemikteki strain değerlerini etkilediğini yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmaları ile göstermişlerdir. Sonuç olarak strain yoğunluğu ve aşırı yüklemelerin bu oranın artmasına bağlı olarak arttığını, trabekular kemikteki kırılmanın implant uzunluğunun 10 mm ve daha az olduğunda gerçekleştiğini göstermiştir. Yüksek diş tacı implant uzunluğu oranı ve düşük implant uzunluğunda aşırı yüklenme ve kırılma risklerinin artacağını raporlamışlardır.

#### **2.7.4. Yiv tasarımı**

İmplant üzerine açılmış olan diş yivler başlangıç temas alanını maksimum yapmak üzere tasarlanmıştır. Genişletilmiş yüzey alanı ve kemik implant ara yüzeyindeki yüklemelerin çevre kemik içerisine dağılmasını kolaylaştırır. Yivlerin geometrik özellikleri, yükün implant üzerinden kemiğe nasıl aktarıldığını belirler. İmplant birincil stabilitesi için implant ve onu çevreleyen kemik arasındaki ilk temas alanı oldukça önemlidir. Diş geometrisinin implant yüzey alanındaki yapılacak iyileştirmeler potansiyel kemik tutunma gücünü, implant birincil kararlılığını ve ikincil kararlılığını artırır ( <http://glidewell dental.com> 2017).

Yiv biçimi uzun dönemli çevre kemiğe kuvvet transferi göz önüne alındığında son derece önemlidir. V biçimli yiv tasarımları fikstür olarak bilinir ve genellikle 2 farklı metali birleştirmek için kullanılır. Ters destekli yiv tasarımı çekme yüklemelerine göre tasarlanmıştır. Kare profili ise en uygun yüzey alanı sağlarken basınç kuvvetlerinin taşınmasına imkan verir. Destekli yiv profili kare profilli yivler gibi basınç kuvvetlerinin transferine izin vermektedir. 30 derece açığa sahip V biçimli yivlerin oluşturduğu kayma kuvvetleri kare profile göre yaklaşık olarak 10 kat daha fazladır. 15

derecelik açığa sahip olan ise kare profile göre 5 kez daha fazla kayma kuvveti oluşturma etkisine sahiptir (<https://www.slideshare.net> 2017).

Hansson (1999) yivlere sahip implant tasarımının ara yüzey kayma gerilmelerini yivsiz yüzeylere göre daha düşük seviyede kemiğe aktardığı göstermiştir. İmplant kontürünün implanttan kortikal ve trabekular kemiğe yük transferi üzerindeki sistematik çalışmalar dış kuvvetin çoğunun kortikal kemiğe geçtiğinin göstermektedir (Bozkaya ve ark. 2004).

Osseointegrasyona etki eden faktörlerin arasında yiv tasarımı önemli rol oynar ve implant ile kemik arasındaki toplam temas alanı, implant-kemik ara yüzlerinin osseointegrasyon dayanımının gücünde önemli bir role sahiptir (Geng ve ark. 2004). Aynı zamanda yiv tasarımı çevre kemikte kayda değer oranda gerilme dağılımına etkisi vardır. İmplant uzunluğu ve implant çapı gibi geometrik değişikliklerin ev sahibi kemikte maksimum gerilme değerini kayda değer biçimde düşüreceği ve daha lineer dağılım gösteren bir gerilme dağılımı elde edileceği literatürde yapılan çalışmalarda varsayılmıştır. Buna rağmen bazı araştırmacılar implant yiv geometrisinin implantların biyomekaniği üzerine kayda değer etkisinin olduğunu fark etmeye başlamışlardır. Yiv tasarımı, yiv kalınlığı yiv yüzey açısı ve yiv biçimi aracılığıyla belirlenir.

Yiv biçimleri Şekil 2.16.'da gösterildiği gibi piyasada V biçimli, kare biçimli, destekli (Butress) , ters destekli (Reverse butress) olarak kullanılmaktadır. Yiv biçimi yiv yüzey açısını belirlemektedir. Genel olarak kemik, çevreden gelen dış uyarıcı ya da etkilere karşı uyum sağlamak için kendini sürekli olarak yeniler. Bu durum kemik dengeleşimi olarak bilinmektedir. Bu dış uyarıcılar okluzal yüklemeler altındaki implanttan kemiğe transferi için implant yiv biçimi kritik faktördür (Abuhussein ve ark.2010).

Geleneksel mühendislik uygulamalarında, V yiv şekli 'fixture' olarak adlandırılır ve öncelikle yük transferi için değil metal parçaları birlikte sabitlemek için kullanılmaktadır. Destek yiv şekli ilave yükler için tasarlanmıştır. Dental implant uygulamaları okluzal yük yönleri altında uzun dönem fonksiyon için uygun yiv şeklini belirler. Dörtgen yiv, baskı yük dağılımı için en uygun yüzey alanını sağlar. Makaslama kuvveti kemik için en zararlısıdır. Oklüzal yüke maruz kaldığında Destek yiv dizayn



uzunluğu başına makaslama V şekli yiv ile benzerdir. Yiv-kemik ara yüzündeki makaslama yükünün azalması, özellikle kemik için önemli olan basınç yük transferinin artmasına neden olur (Nalluri, 1997).



Farklı yiv geometrilerini sonlu elemanlar analizi vasıtasıyla karşılaştırıldığında; V biçimli ve geniş yive sahip kare biçimli implantlar trabekular kemik içinde, ince ve daha dar kare yiv biçimli implantlar ile karşılaştırıldığında kayda değer daha az gerilme değerine sahip olmaktadır. Kortikal tabakada ise farklı yiv geometrilerine rağmen gerilme değerinde farklılık gözlemlenmemektedir. Ve kare biçimli yiv geometrileri diğer geometrilerle karşılaştırıldığında en az gerilme yoğunluğuna sahiptir. Yapılan bilgisayar tabanlı mekanik modellerin sonuçları fonksiyonel biyolojik testler ile karşılaştırıldığında sonuçlar tamamen doğru olarak yansıtılmadığı açıklanmıştır (Geng ve ark.2004).

Yiv adımı derinliği genişliği helis açısı gibi yiv tasarım özelliklerini anlayıp doğru uygulandığında başarısızlık risklerinin azaltılabileceği sunulmuştur. İmplant başlangıç stabilitesini ölçmek ve nicel değerlendirmek için kontak alanı yaklaşımını kullanılmış ve yüksek kontak alanları altında daha az kemik hasarının gerçekleştiğini bulmuşlardır (Baggi ve ark. 2008).

Klinik ve numerik olarak yapılan çalışmalar en yoğun gerilme bölgelerinin birinci yiv bölgesi etrafında toplandığını göstermiştir. Başlangıç mikro kırılma ve nihai olgunlaşmamış osseointegrasyon bu gölgede oluşmaktadır (Hansson ve Werke 2003). Lee ve ark. (2010), implant ve kemik arasındaki ara yüzey temas alanı osseointegrasyonun gücü üzerine kayda değer etkiye sahip olduğunu ve implant yiv tasarımları; gerilme dağılımı, marjinal kemik kayıpları ve rezorbsiyonu üzerine direkt etkisi olduğunu savunmuşlardır. 2 diş arasındaki mesafe, implant yiv tasarımı etkin olarak implant dişleri arasında konumlanmış olan komşu kemiğin çekme ve basma dirençlerini etkilediğini açıklamışlardır. Kare, simetrik, destekli ve ters destekli geometrilere ait yaptıkları sonlu elemanlar analizi sonucunda İmplant-kemik temas alanının artmasına bağlı olarak maksimum gerilme değerinde azalma olduğunu fark etmişlerdir. İmplantın yerleştirildiği çevre kemik üzerindeki en yüksek gerilme değerinin 1. yiv bölgesine yakın yerlerde oluştuğunu gözlemlemiştir.

İmplant yerleştirildikten sonra, kemik dış yüklemelere bağlı olarak sürekli yeniden şekillenmeye uğrar buna kemik homeostazı denir. Bir implant optimum fonksiyonel yük aldığı anda, implantı çevreleyen kemikte yeniden şekillenme gerçekleşir ve dokunmuş kemik üretir. Bununla birlikte aşırı olumsuz gerilmeler implantın yerleştirildiği kemikte mikro kırıkları oluşturur. Kemik oluşumu hasarı dolduracak kadar hızlı olmadığında kusurlar dahada kötüleşerek implant başarısızlığına neden olur. Bununla birlikte optimum gerilme dağılımını elde etmek zordur çok az veya fazla gerilme kemik rezorbsiyonunu indüklemektedir (Frost 1990).

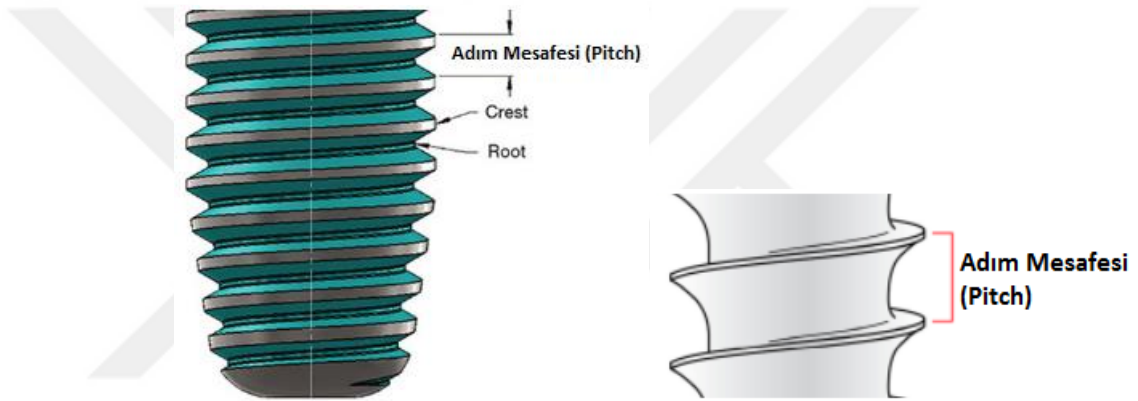
Chang ve ark. (2012), trapezoidal, destekli, kare ve standart V biçimlerine sahip farklı yiv tasarımlarını 300 N'luk erken yükleme koşulları altında implant ve kemiğin mikro hareketliliğini değerlendirmek üzere parametriksonlu elemanlar analizi gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak mikro hareketliliğin kortikal ve süngerimsi kemik ara yüzeyine yakın bölgede yoğunlaştığını ve mikro hareketliliği azaltan en uygun yiv profilinin kare profilde elde edildiğini gözlemlemiştir.

Eraslan ve ark. (2010), farklı yiv formlarına sahip implantları 100N luk aksenal yükeleme altında sonlu elemanlar analizi gerçekleştirmiş. Maksimum gerilme

yoğunluğunun ilk diş bölgesi etrafında yoğunlaştığını ve maksimum gerilme değerinin en düşük değerini kare profilde gözlemlemişlerdir.

### 2.7.5. Adım mesafesi

Adım mesafesi, birim alandaki yiv sayısı olarak açıklanmıştır asıl olarak vida eksenine paralel olarak ölçülen herhangi bir diş merkezinden bir sonraki dişin merkezine olan uzaklıktır (Misch ve ark 2006). Diş merkezinden bir tur döndükten sonra aynı dişin merkezine olan uzaklığı veya daha kesin bir ifadeyle tam bir devir döndüğünde vidanın aksenal yönde ilerleyeceği mesafe olarak açıklanmaktadır (Şekil 2.18.).



**Şekil 2.19.** İmplant makro tasarımına etki eden parametre; Adım mesafesi (<http://glidewell dental.com> 2017)

Ma ve ark. (2007), daha düşük adım yüksekliğinin daha yüksek kemik implant temas alanına sahip olacağını bildirmişlerdir. 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi vasıtasıyla; 0,8 mm adım yüksekliğine sahip implantlar 1,6 ve 2,4 mm lik adım yüksekliğine göre dikey kuvvetlere karşı koymada daha güçlü direnç göstermektedir .

Süngerimsi kemik kortikal kemiğe göre yiv adımı için daha hassas olduğu ve yiv adımının aksenal yüklemelerde yanal yüklemelere göre daha büyük rol oynadığı ve 0,8mm yi aşan yiv adımından kaçınmak gerektiği literatürde bildirilmiştir (Kong ve ark. 2009).

Adım mesafesi implant kemik temas alanına direkt etki ettiğinden dolayı implant tasarım değişkenleri arasında kayda değer etkisi olduğu kabul edilir. Çalışmalar vida

aralığı (adım mesafesi) azaldığında ve implant uzunluğu arttıkça maksimum etkin gerilme değerinin azaldığını göstermektedir (Motoyoshi ve ark. 2005).

Adım mesafesi 0,6 mm olan bir tek diş etrafında ki kemik kayıpları 0,5 mm adım mesafesine sahip vida modellerine göre daha fazla olduğu literatürde yapılan araştırmalarda raporlanmıştır. Adım mesafesi düştükçe implant kemik ara yüzey temas alanının arttığı buna bağlı olarak implanta komşu olan kemikte daha uygun gerilme dağılımı elde edilmektedir (Chung ve ark. 2008).

V biçimli silindirik implantlar da birincil stabiliteyi sağlamak ve çevre kemikte uygun gerilme dağılımı elde etmek için en uygun adım yüksekliğinin 0,8mm olduğunu öne sürülmüştür. Araştırmalar neticesinde 0,8 mm den daha kısa veya daha uzun adım yüksekliğine sahip implantlarda çevre kemikte uygun olmayan gerilme oluşumuna neden olduğunu göstermişlerdir. Bununla birlikte adım yüksekliği üzerinde yapılan her bir değişimin etkileri yumuşak kemik tabaka içinde oluşan gerilmelerin değişiminin kortikal kemik içerisinde oluşan gerilmelerin değişimine oranla daha hassas olduğunu göstermişlerdir. Adım mesafesi aksenal yüklemeler altında implant sisteminin korunmasında ve daha uzun süreli stabilizasyonun sağlanmasında aksenal olmayan yüklemelere göre daha büyük rol oynamaktadır (Kong ve ark. 2006).

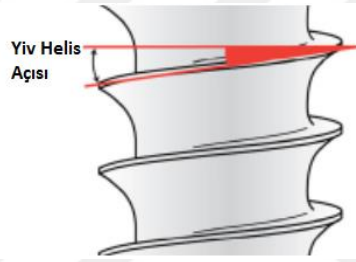
Gerilmeye dayanan kemik kalitesi azaldığında, kısa implantların kullanılması gereken durumlarda ve yüksek öklüzal kuvvet altındaki bölgelerde kullanılacak implant seçimindeki diş sayısının artırılması implant yüzey temas alanının artmasına neden olmaktadır dolayısıyla birincil stabiliteyi attırmak için kullanılabilir değişikliklerden biri olarak önerilmektedir. İyi kemik kalitesi, uzun implantların kullanılması ve nispeten daha düşük öklüzal yük altındaki bölgelerde kullanılması gereken implant seçiminde adım mesafesinin değişiminin implant uzunluğunun gerilme dağılımı ve yoğunluğu üzerine etkisiyle karşılaştırıldığında daha küçük bir etkiye sahip olmaktadır (Abuhussein ve ark. 2010).

Orsini ve ark. (2012), 0,5mm'lik dar adım mesafesine sahip ve 1,7mm lik geniş adım mesafesine sahip implantları hayvanlar üzerine yerleştirmiştir. Sonuç olarak adım mesafesini azaltarak daha fazla kemik implant temas alanı sağlanması vasıtasıyla başlangıç stabilitesinin artmasına yol açabileceği gözlemlenmiştir.

Chung ve ark. (2008) hayvanlar üzerinde yaptıkları deneysel çalışmanın sonucunda 0,6 mm adım mesafesine sahip implantların 0,5 mm 'lik implantlara göre daha fazla kemik resorbsiyonuna sahip olduğunu bulmuşlardır. Aynı sonuçları sonlu elemanlar analizi çalışması sonucunda da elde etmişler ve küçük adım mesafeleri daha iyi yük direnci ve daha az etkin gerilme değerlerine sahip olduğunu gözlemlemişlerdir.

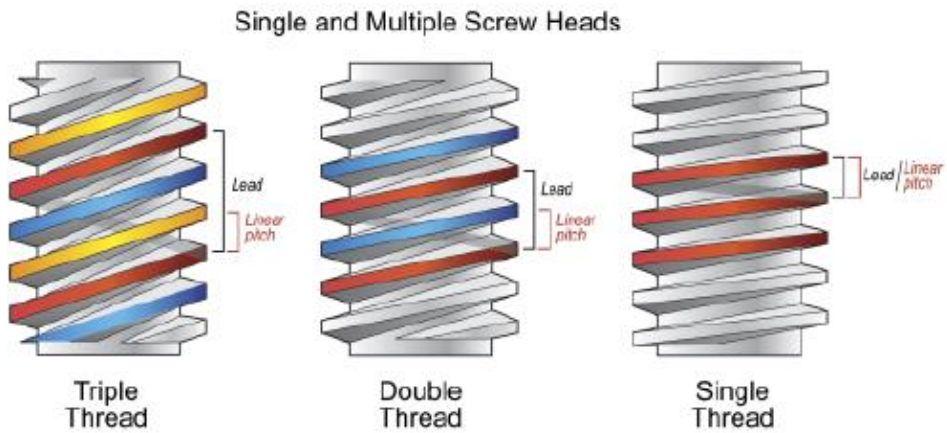
### 2.7.6. Yiv helis açısı

İmplant tasarım değişkenlerinden biri olan ağız, bir implantın kemik içerisine yerleştirme hızını belirlemektedir. Yiv helis açısı, ağız tasarımına göre değişiklik gösteren bir açıdır (Şekil 2.19). Yiv helis açısı Şekil 2.17'de görüldüğü gibi üçlü dişte daha büyük olmakla beraber tekli diş içeren ağıza doğru gidildikçe bu açı daralmaktadır.



Şekil 2.20. Yiv Helis Açısı

Şekil 2.20 'de gösterildiği gibi bir ağız mesafesi içinde çift diş içeren bir implant, tek dişli yivlere göre iki kat daha hızlı cerrahi işlem esnasında kemik içerisine konumlandırılır. Üçlü diş içeren tek bir ağız için implant konumlandırması için gerekli süre, tekli diş içeren bir ağızdaki sürenin yalnızca üçte birine ihtiyaç duymaktadır.



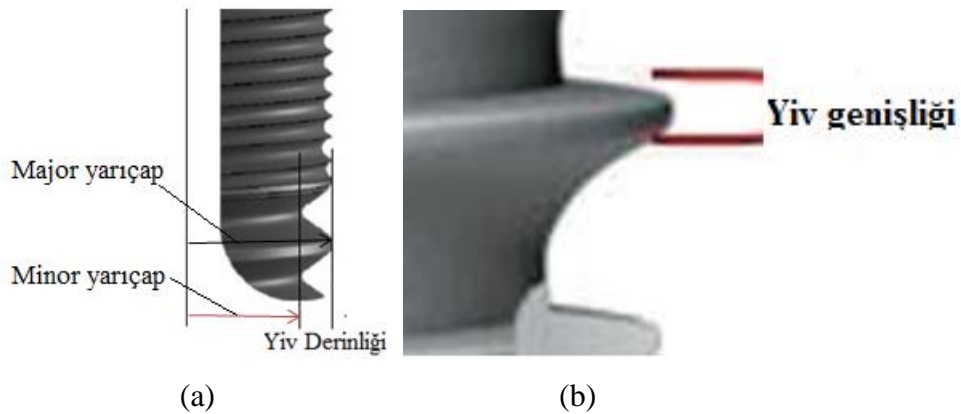
Şekil 2.21. Ağız tasarımı (Abuhussein, H ve ark. 2010)

Tek yivli implantın adım yüksekliği ağıza'a eşittir. Lead, Bir implantın 360 derece döndürüldüğündeki her defasında ki yerleştirme uzunluğudur. Bazı üreticiler çift ve üç yivli implantların tanımını yapmışlardır. Bu implantlar birbirine paralel 2 veya 3 yivlerden oluşur. Ve bu, implantın daha hızlı bir şekilde yerleştirilmesini sağlar. Örneğin 0,6mm adım mesafesine sahip bir implant çift yivli implant ta kemiğe yerleştirmek için her bir 360 derecelik bir dönüşte yaklaşık olarak 1,2 mm ilerleme gösterir. Bu da implantın kemik içerisine yerleştirme hızını artırır. Bununla birlikte birbirine paralel çalışan dişlerin sayısının arttıkça helis açısını da değiştirdiğini unutmamak gerekir (Abuhussein ve ark. 2010 ).

Adım mesafesi ve diğer boyutlar sabit tutulmuş olan implantları farklı helis açılarında karşılaştırılmıştır. Ve implant stabilitesi açısından en uygun tasarımın single threaded olduğunu belirtmiştir. En az stabil olan tasarımın Triple Threaded olduğu bulunmuştur. Sonuç olarak implant yerleştirme hızı implant başarısını tehlikeye atabileceği öngörülmektedir (Yang ve ark. 2008, Ma ve ark. 2007).

### 2.7.7. Yiv derinliği ve yiv genişliği

Yiv derinliği implant majör çapı ile implant minör çapı arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.16.). Yiv genişliği ise yalnız bir dişin ucundaki aynı aksenal düzlemdeki coronal en üst nokta ile apical en üst nokta arasındaki mesafedir.



Şekil 2.22. (a) Yiv derinliği (b) Yiv genişliği

İmplant Yiv derinliği ve genişliği implant temas alanına doğrudan etkisi vardır ve yiv derinliği ve genişliği arttıkça çevre kemiğe temas eden yüzey alanı artmaktadır. Daha

küçük yiv derinliğine sahip implantların ev sahibi kemik içerisine konumlandırılması daha kolay olmaktadır ve implant uygulaması esnasında implant yuvası olan kemik üzerinde daha az tahribat vererek kırık riskini azaltmaktadır. Ayrıca yoğun kemik içerisine diş kılavuzu çekmeye gerek kalmadan daha kolay yerleştirilmesine izin vermektedir (Misch ve ark 2008).

Apikal bölümde daha yüksek derinliğe sahip olan yivler daha sonra diş tacına doğru gittikçe kademeli olarak azalan tasarımlarda kortikal tabakanın implant ile temas eden en üst yüzeyine olacak kuvvet transferi yerine, daha esnek ve daha yumuşak olan trabekular kemiğe kuvvet transferini arttırabilmektedir. Bu durum kortikal kemikte daha az kemik emilimi oluşumuna neden olmaktadır. Optimum gerilme değerlerini elde etmek için tasarım yapılmalıdır (Abuhüsseyin ve ark 2010).

Literatürde yapılan bir diğer çalışma ise çeşitli implant genişliği ve implant yüksekliğinin değişiminin ani yüklenmiş implantlar da 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi programını kullanarak optimal yiv parametrelerini bulmak ve implant birincil stabilitesinin biyo-mekanik faktörleri göz önüne alarak geliştirilmesine yardımcı olmaktır. Bu çalışmada implant yiv yüksekliği ve genişliğinde orantılı olarak artmaya bağlı olarak aksenal yükleme altında maksimum eşdeğer gerilme değeri kortikal kemik ve cancellous kemik içerisinde sırasıyla %18,85 ve %47,46 olarak azalmaya neden olmuştur. Yanal ve açılı yüklemeli implantlarda ise kortikal ve trabekular kemik içerisinde sırasıyla %16,38 ve %63,46 olarak maksimum eşdeğer gerilme değerinde azalma gözlemlenmiştir (Motoyoshi ve ark. 2005).

Yiv profili elverişli ise 0,1 mm derinliğe sahip yiv, 0,4 mm lik bir yiv kadar etkilidir. Dolayısıyla daha küçük ebattaki yivler teorik olarak oldukça etkili olabilirler. Sonuç olarak marjinal kemiğin kayda değer derecede iyi korunmasında destek olmaktadır (Hansson 2003).

Kong ve ark (2008), diş yüksekliğinin ve genişliğinin çene kemiği üzerindeki gerilmelere ve osseointegrasyonunu tamamlamamış ani yüklenmiş implantlarda implant birincil stabilitesi üzerine etkilerini raporlamışlardır. Yüzey analizinin cevaplarının sonuçları implant diş yüksekliği ve genişliğinin maksimum bileşke gerilme değerini ve maksimum deplasman değerini kayda değer oranda etkilediğini göstermiştir. Ve bu

sonuçlar implant diş yksekliti ve genişliğinin implant birincil stabilitesi üzerine önemli rolü olduğuna işaret etmektedir.

### **2.7.8. İmplant boyun bölgesi**

İmplantın boyun bölgesine crestal modülü denilmektedir. Steril ortam olan kemik içinden açık bir ağız boşluğu ortamına geçişin olduğu ve çiğneme fonksiyonu esnasında gerilme yoğunluğunun en fazla görüldüğü bölgedir. Osseointegrasyonu tamamlanmış implantta başlangıç kırılmalar boyun bölgesinde oluşmaktadır.

Kemik iyileşmesi sırasında ve yüklemeden önce implantın st kısmında pürüzsüz olan metal boyunda da osseointegrasyon mevcut olmasına rağmen bu bölgedeki zayıf kesici ara yüz yüklemeye maruz kaldığında kemiğin aşırı yüklenmesinin neden olur. Bu en azından pürüzsüz boyun uzunluğuna bağlı olarak çeşitli implant tasarımlarında birinci yiv bölgesinde neden kemik kayıplarının oluştuğunun açıklanmasıdır (Misch ve ark. 2005).

Yapılan alışmalar çiğneme kuvvetleri esnasında oluşan gerilme değerinin maksimumu implant boyun bölgesiyle kortikal tabakanın dental implant ile en st temas noktasında gözlemlenmiştir. İmplant tasarımına bağlı olarak implant boyun bölgesindeki gerilme değerini düşürmek mümkündür. Bu bölgelerde aşırı yüklemeye bağlı olarak marjinal kemik kayıpları görünmesi mümkündür. Kemik kayıpları erken ve geç olarak karakterize edilebilmektedir. Erken klzal aşırı yüklemeler boyun bölgesinde kemik kayıplarına neden olmaktadır. Ve bu kemik kayıpları stabilizasyonun kurulamaması ve implant boyun bölgesi tasarımı ile ilişkilendirilmiştir (Bratu 2009).

Farklı yiv profili ve boyun bölgesi tasarımına sahip implant sistemlerini yaptıkları sonlu elemanlar analizi vasıtasıyla karşılaştırılmıştır. Aşırı oklüzal yüklemeler altında kompakt kemiğin implant boyun bölgesi ile temas eden en st kenar bölgesinde aşırı yüklemeye bağlı gerilme yoğunluğu bölgeleri oluştuğunu gözlemlenmişlerdir (Bozkaya ve ark. 2004). Yüksek tekrarlı eksenel yüklemeye maruz kalan implantların kemik kayıpları boyun bölgesi çevresinde görülmektedir. Aşırı tekrarlı yükler osseointegre implantların yanal kısmında krater benzeri kemik bozunması oluşturabileceğini göstermektedir (Duyck ve ark. 2001).



Krestal kemikte biriken aşırı gerilme yoğunluğu bölgelerinin bulunduğu alanda gerilme yoğunluğuna bağlı doku çürümesine neden olabilmektedir. Boyun bölgesinde yapılacak tasarım değişikliğinin kemik içinde oluşabilecek gerilmeleri en aza indirmede rolünün olduğu düşünülmektedir. Ancak bu gerilmeleri en aza indirirken dikkat edilmesi gereken önemli husus kemiğe kendini yenilemesi için gerekli gerilmeler veya uyarıcı transfer edilmesidir (Schrotenboer ve ark 2008). Gerekli uyarıcının transfer edilmemesi halinde kemik üzerinde kullanılmama atrofisi oluşumuna yol açabilir. Bu nedenle krestal kemikte ki en uygun gerilme hala tartışma konusudur. Bu durum Wolff yasasına uygun olarak gerçekleşir ve bu öngörüğü destekler niteliktedir.

Wolff kanuna göre kemik gerilmelere maruz kaldığında yine aynı kemik kendini kuvvetlere uyum sağlama yönünde geliştirir. Eğer kemik üzerindeki yüklem arttırılırsa kemik daha güçlü olmak amacıyla kendini yeniden modelleyecektir ve bu durum Wolff yasasına uygun olarak gerçekleşmektedir. Eğer kemik üzerindeki gerilme eşik değerinin altında kaldığında; kemik, yeniden oluşumu için yeterli uyarıcı olmadığından dolayı kemik zayıflayarak kemik emilimi oluşacaktır. Birçok makale implantın boyun bölgesine yiv/diş eklenmesinin gerçekleşmesi mümkün krestal kemik kayıplarını önleyebileceğini önermektedir (Lee ve ark 2007).



**Şekil 2.23.** Boyun bölgesi için oluşturulan mikro yivler

Kortikal kemiğin implant boyun bölgesi bölümündeki mikro diş kavramı, implant etrafındaki marjinal kemiğin ve yumuşak dokuların varlığını sürdürülmesi amacıyla sunulmuştur (Şekil 2.23). Boyun bölgesinde yaşanan kemik kayıplarına kullanılmama atrofisi olarak nitelendirilmektedir. Pürüzsüz boyun varlığında marjinal kemiğe ihmal edilebilir kuvvetler iletilir ve buda kemiğin emilimine neden olur. İmplantın boyun bölgesindeki tutucu elemanların varlığı kortikal kemiğe gelen bazı kuvvetleri dağıtarak krest kemik yüksekliğinin Wolff yasasına göre korunmasına yol açar. Boyun bölgesine yapılacak tutucu elemanların ilavesi marjinal kemik kayıplarının engellenmesinde etkili olabileceğini belirtmişlerdir (Hansson 1999).

İmplantın pürüzsüz bölümü kemik krestinin altına yerleştirildiğinde kenara ait marjinal kemik kayıplarının nedeni olan kayma kuvvetlerinin artmasına neden olmaktadır ve sonuç olarak implant ile bitişiğiyle temas eden çevre kemikte daha fazla (kemik kayıplarından dolayı) cep/ boşluklar oluşumuna neden olur. Dolayısıyla implant stabilitesinin azalmasına yol açmaktadır (Hermann ve ark. 2001).

İmplantların pürüzsüz boyun bölgesine sahip implantlarda boyun bölgesi etrafındaki kemik kayıpları boyun bölgesine ilave edilen mikro yivlere sahip implantlar ile azaltılmaktadır (Al-Thobity 2017).

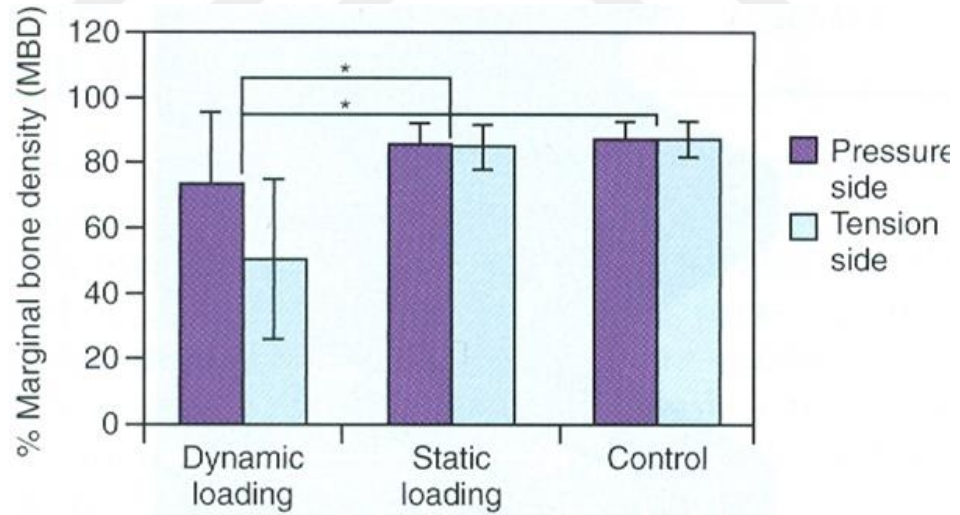
## **2.8. İmplant-kemik ara yüzeyinde oluşan kuvvetler ve yük transferi**

İmplant yüklemeye maruz kaldığında gerilme implantı saran kemiğe transfer edilecektir. Bu nedenle destek kemiğin en koronal kısmında en yüksek gerilme değeri gözlemlenir. Bu iki malzemenin temas ettiği zaman ilk temas bölgelerinde gerilmenin yüksek olacağını belirten genel bir mühendislik ilkesinin bir sonucudur. Kemik içinde gerilim de bir artış kemiğin büyük ihtimalle ilk temas alanı içinde aşırı yüklemeye sonuçlanacağını gösterir (Kitamura ve ark. 2004).

İmplant-kemik ara yüzeyinde genellikle basınç çekme ve kayma kuvvetleri olmak üzere 3 çeşit kuvvet oluşmaktadır. Bu kuvvetler osseointegrasyonun dayanım ve derecesini önemli derecede etkilemektedir. Kemik doku üzerinde en olumlu etkiye sahip olan basma kuvveti, kemik yoğunluğunu arttırarak kemik remodelingini teşvik eder ve kemik dayanımını arttırır. Ara yüzeyde oluşturulan kuvvetin çeşidi implantın diş biçimine

bağlıdır. Ara yüzeyde en az yararlı olduğu bilinen kayma kuvvetlerinin etkisini en aza indirmek için ideal implant tasarımını bulmak gerekir. Aynı zamanda bu tasarım basma ve çekme kuvvetleri arasında denge sağlamalıdır (Misch ve ark. 2008).

Farklı çalışmalar kemik implant temasını yiv geometrileri etrafındaki temas dağılımı modellerini incelemişlerdir ve yüklemeye yok iken kemik yoğunluğu komşu olduğu yiv geometrisinin altında ve üstünde eşit iken dinamik yüklemeler altında kemik yoğunluğu yivlerin altında daha yüksektir ancak yivlerin en ucunda kemik yoğunluğu en zayıf olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum basınç kuvvetleri ve kemik gücü arasındaki korelasyon olduğu anlamına gelmektedir. Çeşitli yüklemeye şekillerine göre, mor ile gösterilen basınç ve turkuaz ile gösterilen çekme kuvvetleri sonucu marjinal kemik yoğunluğu değişimi Şekil 2.24.'te gösterildiği gibidir. Dinamik yüklemeler altında basma kuvvetleri tarafındaki V biçimli yivlerin alt bölgesinde daha fazla kemik yoğunluğu bulunurken çekme tarafındaki kemik yoğunluğu daha düşüktür. Statik yüklemeye altındaki kemik yoğunluğu V biçimli yivlerin üst ve alt tarafında sabit olduğu gözlemlenmiştir (Duyck ve Ark.2001).

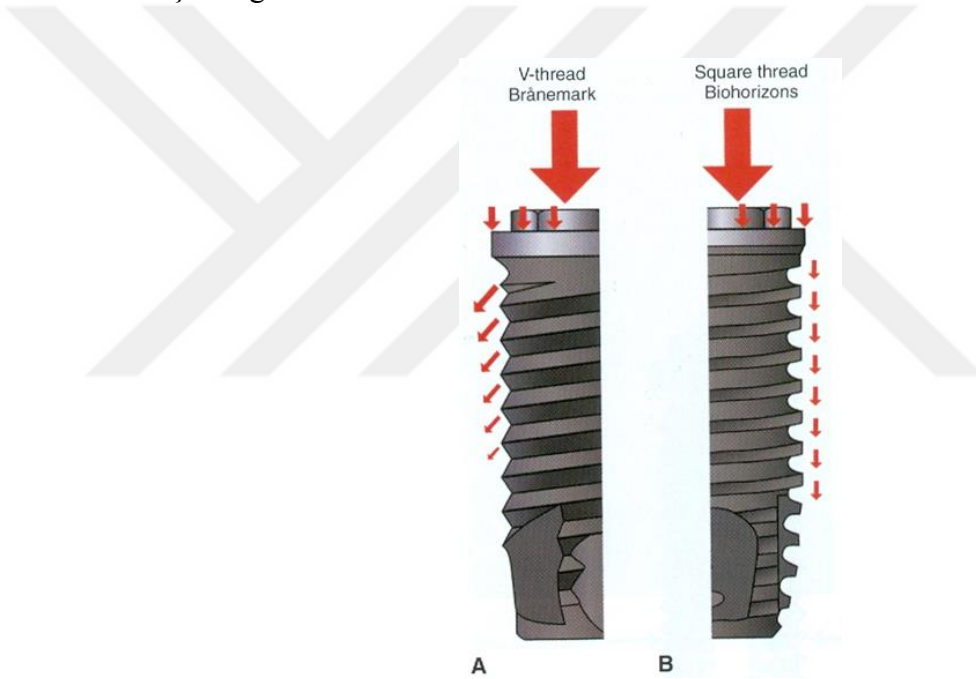


**Şekil 2.24.** Çeşitli Yüklemeye şekillerine göre V biçimli yivlerin alt ve üst bölgesindeki kemik yoğunluğu (Duyck ve ark. 2001)

Bilgisayarda yapılan gerilme analizleriyle İmplant tasarımı (silindirik, konik implantlar) yiv konfigürasyonu, ve yapılan yüzey işlemleri kemik içindeki gerilme dağılımını ve kemik-implant ara yüzeyindeki strain dağılımını etkilediği gösterilmiştir. Örnek olarak

konik implantlar silindirik implantlara göre basma kuvvetlerini daha çok üretici etkiye sahiptirler. Silindirik implantlar ise en az yararlı olan kayma kuvvetlerini üretmeye meyillidirler (Rieger ve ark. 1989). Yapılan deneysel çalışmada 18 aylık fonksiyonel yüklemmeden sonra vida tipi implantların silindirik implantlara göre daha yüksek bir kemik implant kontağı olduğunu göstermektedir (Watzak ve arkadaşları 2005).

İmplant diş biçimi çevre kemiğe transfer olan kuvvetin tipini etkilemektedir. Bugün piyasada mevcut olan yiv biçimleri V, kare, destekli, ters destekli ve helisel biçimli yiv geometrileridir. İmplant makro tasarım parametrelerine; farklı yüzey açısı, farklı yiv genişliği ve derinliği, adım mesafesi, helis açısına bağlı olarak çevre kemikte farklı kuvvet oluşumu gözlemlenmektedir.

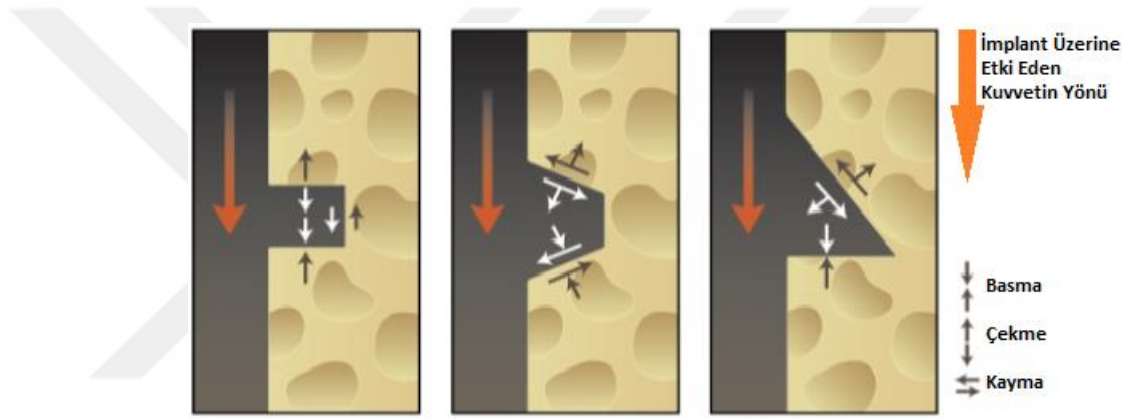


**Şekil 2.25.** Eksenel yüklem altındaki implantlarda çevre kemiğe kuvvet transferi (A) V profilli yiv. (B) Kare profilli yiv (<http://slideplayer.com/slide/3560347/> 2017)

Yüzey açısına bağlı olarak yivler implant kemik ara yüzeyindeki kuvvetin yönünü değiştirebildiği yapılan çalışmalarda raporlanmıştır. Misch ve ark (2008) yaptıkları çalışmada kayma kuvvetinin miktarını farklı yiv biçimlerinde yiv yan yüzey açısını arttırarak gözlemlemişler ve V ve ters destekli yiv geometrilerinin sırasıyla 30 derece ve 15 derecelik açılara sahip olması gerektiğini sırasıyla tavsiye etmişlerdir. Bu nedenle V

biçimli yivler kare ve reverse butress yiv geometrilerine göre ara yüzeyde daha yüksek kayma kuvvetleri oluşturmaktadır.

En az kayma kuvvetini oluşturan yiv şekli kare formlu yiv geometrileridir. V şekilli implant yiv geometrileri ve butress destekli yiv geometrileri çevre kemikte bozulma oluşumuna neden olduğu gösterilmiştir (Hansson ve Werke 2003). Kare ve butress yiv geometrileri aksenal kuvveti çoğunlukla sıkıştırma kuvveti vasıtasıyla dağıtırlar (Barbier ve Schepers 1997). V biçimli ve reverse butress yiv geometrilili implantlar aksenal kuvveti çekme kayma ve sıkıştırma kuvvetlerinin kombinasyonu aracılığıyla çevre kemiğe dağıtırlar (Şekil 2.26).



**Şekil 2.26.** Ara yüzeyde oluşan kuvvetler (Abuhussein ve ark. 2010)

Kemik ve implant etkileşiminin numerik analizi kayma ve normal gerilmelerin her ikisinin de transfer edilebilir olması gerekmektedir (Shim ve ark. 2009). Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey iyileştirmesinin bir fonksiyonu olarak kemik implant ara yüzünün gerilme direncini lazer kesme yöntemini kullanarak ölçmüştür. İmplantın kemik ara yüzündeki kayma mukavemetinin pürüzlülüğün artmasına bağlı olarak artacağını ve ara yüzeyin kayma mukavemetinin 2-14 MPa değerleri arasında olduğunu belirtmişlerdir (Shalabi ve ark. 2006).

## 2.9. Biyo-uyumluluk

Biyo-uyumluluk, biyo malzeme olarak üretilen mühendislik malzemelerinin hızlı ve istenilen ölçüde hücre ve proteinlerle etkileşimini konu almaktadır. İnsan vücudunun dokularıyla uzun süreli teması amaçlanan bir tıbbi cihazda biyo-uyumluluk gereksinimi materyalin dokulara zarar vermeyip biyolojik ve kimyasal inertliği gerektirir. Bununla birlikte diş implantları söz konusu olduğunda biyo-uyumlu malzeme ve doku bileşenleri arasında spesifik ve direkt etkileşimlere ihtiyaç duyulduğuna işaret eden osseointegrasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Biyo-uyumluluk belirlenmiş bir alan için tanımlanmaktadır. Tüm uygulamalar için biyo uyumlu malzeme bulunmamaktadır.

Biyo-malzemelerin biyo-uyumluluk özelliklerini etkileyen başlıca faktörler kimyasal bileşim, mekanik özellikler, elektrik yükü ve yüzey özellikleridir. Diş implantlarında kullanılan malzemelerin biyolojik olarak uygunluğu, implant ile kemik ve implant yumuşak doku arasındaki reaksiyon incelenerek değerlendirilir. Biyo-malzemelerin biyolojik uyumluluğunun analizi, in-vitro testler ile gerçekleştirilir ve in-vivo testler ile tamamlanır. In-Vitro yapılan testler canlı ortam dışında yapılır, mekanik yükleme koşullarındaki direncin sayısal olarak ifade edilmesi ve dinamik direnç korozyonunu içerir. İn-vivo deneyler malzemenin korozyon direnci ve toksisite oluşumu, inert olup olmadığını değerlendirmek için yapılır. In-vivo implant testleri canlı ortam içinde hayvanlarda yapılmaktadır. Son test aşaması, insan klinik deneylerinin analizini içerir. Malzeme toksik reaksiyonu ile yüksek korozyon hızı arasında bir ilişki var olduğu bilinmektedir. Co, Cu, Ni, V sırasına göre bozunmayı ve toksisite derecesini arttıran elementlerdir. Korozyona karşı yüksek direnç gösteren metaller Pt, Ta, Nb, Zr, Ti, dokuların olumsuz yanıt vermesini tetiklememektedir.. Korozyon direnci, bozunum ve açığa çıkan korozyon ürünleri, malzeme seçimi için önemli parametrelerdir. Yalnızca Yüksek korozyon direnci malzemeye biyo-uyumluluk sağlamaz ancak biyo-uyumluluk doku reaksiyonu ve korozyon ürünlerinin yoğunluğuna ve toksisitesine bağlıdır ( <https://www.intechopen.com/books> 2017).

## 2.10. Biyouyumlu malzeme olan titanyum

Biyo-uyumlu malzemeler metaller, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olarak gruplandırılmaktadır. Kullanılmakta olan biyouyumluluğu yüksek biyomalzemeler; metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, polimer biyomalzemeler ve biyokompozitlerdir. Biyomalzeme olarak kullanılan metaller, titanyum altın, platin, gümüş, alaşımlar ise paslanmaz çelik alaşımları, kobalt-krom alaşımları ve titanyum alaşımlarıdır (Güven 2014).

Titanyum canlı bir ortama implantasyonun da daha iyi mekanik ve yüzeysel özelliklere sahip olduğunu farkedene araştırmacılar 1960'lı yılların başında daha önce kullanılan tantalyum malzemenin yerine titanyum implant ile kemik dokusu arasında gerçek bir bütünleşme olasılığını keşfetmişlerdir. Titanyum implant kemik ile tamamıyla bütünleşmiş ve titanyum malzemenin yüzeyindeki çok küçük yüzey boşluklarına veya düzensizliklerine kadar kemik doku yerleşmiştir. Kemik dokusunun histolojik olarak incelenmesi için hayvan kemiğine yerleştirilmiş olan ve hayvan öldürüldükten sonra titanyum vidalar çıkarılmaya çalışırken çene kemiğinin kemik implant ara yüzeyinden değil de bu hattın dışında bir bölgeden kemik yapısının kırıldığı gözlemlenmiştir. Çene kemiğini kıran bu aşırı yüklenme halinde bile implant kemik bütünleşmesinin bozulmaması titanyum implantların ne kadar osseointegrasyon için biyo-uyumlu bir malzeme olduğunu kanıtlar niteliktedir (Branemark 1969).

Titanyum ve titanyum alaşımları dental ve ortopedik uygulamalarda uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılır. Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyouyumluluğu onaylanmıştır.  $TiO_2$  tabakası ile materyal canlı dokular uyumludur.  $Ti_6Al_4V$  alaşımı, en iyi mekanik ve fizyolojik özelliklere sahiptir, korozyon direnci bu alaşımın biyouyumluluğunu gösterir. Mekanik özellikler bakımından saf titanyum ile karşılaştırıldığında çok daha iyi performans gösterir. Titanyum alaşımların mekanik özellikleri, ticari saf titanyumdan çok yüksektir (Çini 2015).

Saf titanyum ve Ti alaşımının mekanik özelliklerinin karşılaştırılması Çizelge 2.3. 'de gösterilmiştir. Piyasada çoğu şirket  $Ti_6Al_4V$  kullanmaktadır. Bu implantlar osseointegrasyon göstermesi için yüzey işlemine tabi tutulması gerekmektedir.

**Çizelge 2.3.** Saf Titanyum ve Ti alaşımasının mekanik özellikleri  
(<http://slideplayer.com/slide/3560347/> 2017)

Özellik	Ti Sınıf 1	Ti Sınıf 2	Ti Sınıf 3	Ti Sınıf 4	Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V
Çekme dayanımı (MPa)	240	345	450	550	930
Akma Dayanımı (MPa)	170	274	380	483	860
Elastisite Modülü (GPa)	103	103	103	103	110

### 2.11. İmplant yüzey kaplamaları ve yüzey işlemleri

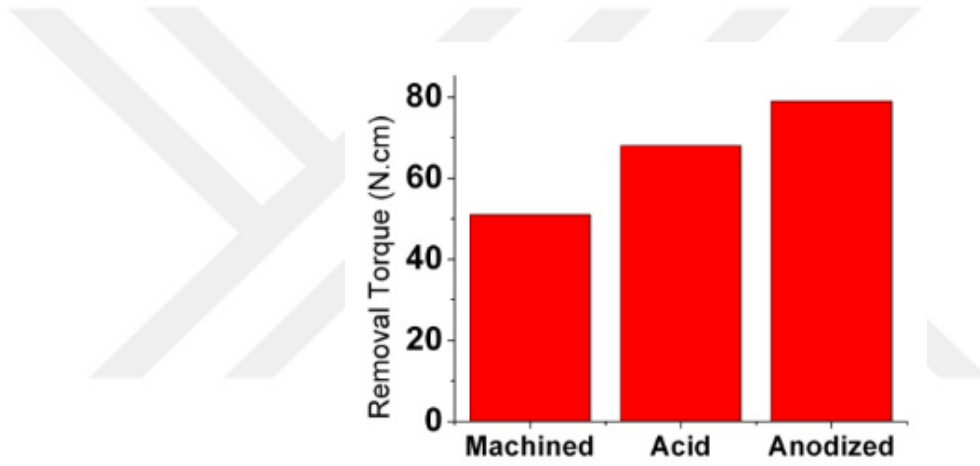
İmplant tedavisinde başarısızlıklar hala günümüzde de sıklıkla karşılaşılmaktadır. Başarısızlıkların ana nedenlerinden biri olarak suni bir implant yerleştirildiği canlı doku içerisinde mükemmel olarak fonksiyonlarını gerçekleştiremeyişidir. İdeal biyo-malzeme eş zamanlı olarak biyo-uyumluluk, dayanma gücü, yorulma dayanma gücü, korozyon direnci ve estetik gibi gereksinimleri karşılaması gerekir. Tek kompozisyonlu ve tek biçimli yapıya sahip implantlar geleneksel implantlar bu gerekliliklerin çoğunu tek başına karşılayamamaktadır. Bu nedenle implantlar, yüzey kaplamaları veya yüzey işlemlerine maruz bırakılmaktadır.

İmplantlar, yaygın olarak kullanılan Hidroksiapatite denilen ve yüzey kaplama malzeme türü olan malzemeye kaplanmaktadır. HA vücutta biyolojik olarak uyumludur ve biyolojik olarak aktiftir. Bu kaplama malzemesi implant çevresinde kemik oluşumunu teşvik eder. Kemik yapışmasında daha yüksek ara yüzey tutunma gücü sağlamasına rağmen titanyum implant-kaplama malzemesi ara yüzeyindeki ayrılmalardan dolayı başarısızlık oluşturmaktadır (Han 2009).

Klokkevold ve arkadaşları, asitlenerek pürüzlendirilmiş implantların, iki aylık iyileşme dönemi sonunda tork testine tabi tutmuşlar pürüzlendirilen yüzeylerin cilalanmış yüzeye göre 4 kat daha fazla tork direncine sahip olduğunu tespit etmişlerdir. (Uzun 2007)



Leize ve ark. (2000) titanyum plazma sprey kaplı yüzeyler, implantların yüzey alanlarını arttırarak osseointegrasyonu arttırmak için kullanmaya başlamışlardır. Bu yöntemle kaplanmış implantlar söküldükten sonra elektron mikroskopuyla incelendiğinde kemik ile kimyasal bir bağlantı kurulduğu ve fosfat kristallerinin büyüdüğü gözlemlenmiştir. Kumlama ile yüzey işlemlerinde, büyük kum taneleri implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulur. Asitin yüzeye uygulanması sonucu 2-4 mikrometrelik küçük çukurlar elde edilir. Okside edilmiş implant yüzeyleri anodize edilerek elde edilir. Elektrotlar vasıtasıyla galvanostatik elektro-kimyasal anodik oksidasyon yapılmaktadır. İmplant yüzeyinde pürüzlülük ve oksit tabaka elde edilirken aynı zamanda sertlik artışı sağlanmaktadır (Uzun 2007).



**Şekil 2.27.** Yüzey işlemlerinin implant yerleştirme torku üzerine etkisi (Santos ve ark. 2009)

Şekil 2.27’de çeşitli yüzey işlemlerine maruz bırakılmış implantların implant yerleştirme torku üzerine etkileri karşılaştırılmıştır. Anodize edilmiş implant yüzeyi en fazla tork direncine sahip olurken 80 Ncm civarında bir değer göstermektedir (Santos ve ark. 2009).

Titanyum plazma püskürtme ile yüzey işlemine tabi tutulmuş implantlar, makineyle işlenmiş yüzeye sahip implantlar ile karşılaştırıldığında marjinal kemik seviyelerinin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Makineyle işlenmiş yüzeye sahip implantlarda, kemik implant kontağı miktarı ve peri implant kemik yoğunluğu Titanyum plazma püskürtmeli implantlara göre daha düşüktür (Gotfredsen ve ark. 2001).

V tipi makineyle işlenmiş yüzeyli implantlardaki radyografik marjinal kemik kayıpları kumlanmış ve asitlenmiş kare yiv profili implantlara göre daha yüksektir (Zechner ve ark 2004).

Yükleme sonrası makineyle işlenmiş yüzeye sahip standart implantlarda kendinden kılavuzlu implantlardan daha yüksek başarısızlıklara sahip olduğu gözlemlenmiştir. Diğer yandan 2 implant arasında marjinal kemik kayıplarında fark gözlemlenmemiştir (Quirynen ve ark. 1992).



### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu çalışmada, üzerine dörtgen profilli mikro kanallar açıldıktan sonra dış yüzeyi nano-fiber malzeme ile kaplanarak, Beyaz Yeni Zellanda tavşanı uyluk kemiğine yerleştirilmiş olan Ti çubuk (implant) öncelikle statik çekme testine tabi tutulmuştur.

Deney modeli, Solidworks tasarım programı aracılığıyla bilgisayar destekli tasarımı gerçekleştirilmiştir. Statik çekme testi sonuçlarından elde edilen veriler sonlu elemanlar analizimizin sınır şartı girdilerini oluşturmaktadır. İmplant ile yerleştirildiği konak tavşan diz kapağı uyluk kemiği arasında arasına sürtünme katsayısı tanımlanarak non-lineer sonlu elemanlar analizi ANSYS paket programı aracılığı ile gerçekleştirilmiştir. . Yapılan sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu onaylamak için, “University Of Central Oklahoma” da yapılan in-vitro statik çekme testi sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

Solidworks tasarım programı ve Visual basic vasıtasıyla 2 boyutlu farklı profillere sahip kanallar oluşturularak implantlar tasarlanmıştır. Farklı parametreler için oluşturulan 2 boyutlu kanal profiline sahip implantların sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmak ve yorumlanmak üzere ANSYS statik structural alt modülüne gönderilmiştir. Farklı kanal profillerine ait implant modellerinin sınır şartı, eleman sayısı, eleman yapısı gibi profil değişimi için yan yüzey açısı haricinde diğer tüm boyut ve sonlu elemanlar analizi bilgileri sabit tutulmuştur. Çekmeye zorlanan modellerin sonlu elemanlar analizinden elde edilen sonuçlar; kemik ve implant arasındaki stress shielding etkisi ve yük paylaşımını karakterize etmek için kullanılan boyutsuz değerlendirme sayısı gerilme transfer parametresi hesaplanması için MATLAB’ta basit denklemler yazılarak karşılaştırılmıştır. Kemiğin fizyolojik olarak fonksiyonlarını sürdürebileceği 50-1500 mikrostrain aralığındaki eşik değeri esas alınarak aşırı 1. kanal bölgesi etrafındaki trabekular kemikten alınan maksimum bileşke strain ve gerilme değerleri karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırma; yeni tasarımın yük paylaşımı, biyo-mekanik performansı, uzun dönemli stabilizasyonu için uyumluluğu gibi kriterler göz önünde bulundurulmuştur.

#### 3.1. Sonlu elemanlar metodu

Sonlu elemanlar metodu, tasarım yaparken en uygun (optimum) çözüme ulaşmada kullanılacak parametrik analiz, deneysel yöntemlere göre hem maliyet ve harcanan

zamanı kısaltma gibi kolaylıklar sağlamaktadır. Ansys, Abaqus, Ideas, Msc Nastran, Hyperworks, paket programlardan başlıca olanları, yapısal mekanik alanda termal ısı iletimi, akışkanlar dinamiği, elektrik ve manyetik alan, gibi birçok alanda mühendislik problemlerini çözmek için kullanılmaktadır (Karpat 2005).

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık geometrili olan mühendislik problemlerini basitleştirerek hassas olarak çözüm bulmada kullanılan bilgisayar destekli nümerik yaklaşım metodudur. Bu metod değişik ve karmaşık malzeme özellikleri olan sistemlerde uygulanabilir. Örneğin, Malzemenin heterojen olması, anizotropik olması, nonlineer malzeme gibi. Ana problemin basitleştirilmesi nedeni ile kesin sonuç yerine yaklaşık sonuç elde edilmektedir. Basitleştirilmiş olan sonlu elemanlar modeli üzerinde yapılacak iyileştirmeler sonucunda analiz sonuçlarının kesin sonuca yaklaşması mümkündür. Sonlu elemanlar analizi metodunda, tüm çözüm alanı için bir çözüm fonksiyonu aramak yerine, her sonlu eleman için çözüm fonksiyonlarını formüle eder ve her bir sonlu elemanı birleştirerek parça bütününe yönelik sonuçlar elde eder. (Geng ve ark 2001).

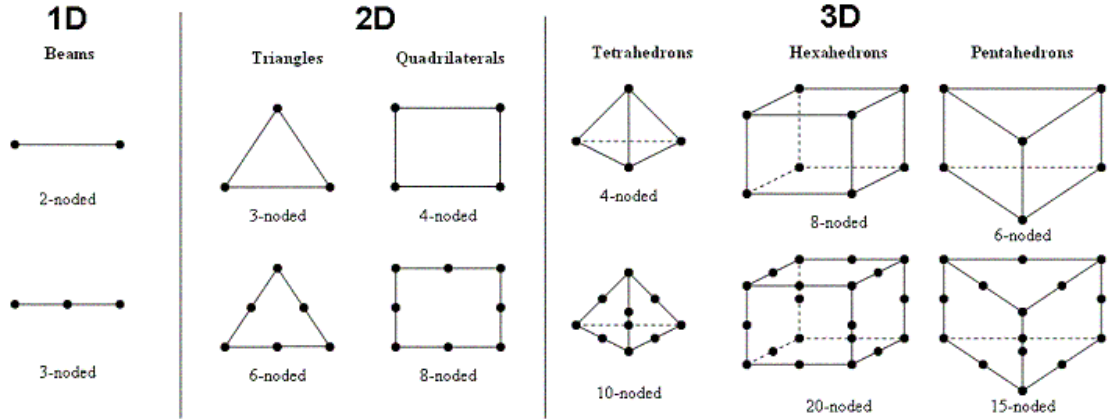
Sonlu elemanlar metodunda, geometri çok sayıda basit, küçük birbirine bağlı sonlu eleman adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır. Elemanlar köşelerde bulunan düğüm noktalarından bağlanmaktadır. Düğüm noktaları genellikle elemanların birbirine bağlandıkları sınırlarda bulunmaktadır. Bu düğüm noktaları yer değiştirme, gerilme sıcaklık, basınç, hız gibi değişkenlerin bilgisini taşımaktadır. Dieter (1991) tüm elemanlar yay sistemi gibi davranarak tüm kuvvetler dengeye gelinceye kadar deformasyona uğradığını açıklamıştır. Her bir eleman için ayrı bir rijitlik matrisi mevcuttur ve içerisinde denge denklemlerini içerir. Matris denklemlerinin çözülmesiyle düğüm noktalarındaki gerilme yer değiştirme gibi değişkenlerin değerleri tespit edilir. Yük altındaki düğüm noktalarının ne kadar yer değiştirdiği bir eleman için yay sistemi benzetimi yaparak denklem 3.1' de verildiği gibi açıklanır (Karpat 2005).

$$\{f\}=[k]\cdot\{\delta\} \quad (3.1)$$

$\{f\}$  elemana etkiyen kuvvet vektörü,  $[k]$  elemanın rijitlik matrisi,  $\{\delta\}$  bilinmeyen düğüm noktalarının yer değiştirme matrisidir. Tüm sistemin toplam yer değiştirmesini bulmak için eleman rijitlik matrisinden global rijitlik matrisine geçilmektedir.

$$\{F\}=[K]\cdot\{\delta\} \quad (3.2)$$

[K] tüm elemanların rijitlik matrislerinin birleştirilmesi ile oluşan global rijitlik matrisi, {F} Sisteme etki eden her bir dış kuvvet vektörü, {δ} Toplam yer değiştirmeyi ifade etmektedir.



**Şekil 3.1.** Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan 2 boyutlu ve 3 boyutlu elemanlar (<http://illustrations.marin.ntnu.no/structures/analysis/FEM/theory/index.html> 2017)

Sonlu elemanlar metodunda çözüm için model hazırlanırken çözümler geometriden bağımsız geometri için atanan uygun ağ yapısına bağımlı elde edilmektedir. Bu nedenle geometri için tanımlanan elemanın cinsi, sayısı, boyutu ve düzeni uygun olmalıdır. Model üzerinde eleman sayısı arttıkça ya da küçük boyutlu eleman kullanıldıkça çözümü doğru sonuca yakınsamasına karşın denklem sayısını ve bilinmeyen sayısındaki artış çözüm süresini uzatmaktadır (Rao 1989). Basit geometriler için yapılan analizin doğruluğunu arttırmak ve modele atanan ağ yapısından bağımsız sonuçlar elde etmek için mesh hassaslık/yakınsama çalışması yapılması gerekmektedir. Gerilmenin yüksek çıkacağı ön görülen, daha hassas olarak incelenmesi istenen ve gerilme dağılımının önemli olduğu yer bölgeler için farklı daha küçük eleman boyutu kullanmak gerekmektedir.

1-Sonlu elemanlar analizinin ilk adımı, analizi yapılacak geometrinin oluşturulmasıdır. - Geometrinin mesh açısından uygun hale getirmek üzere oluşturulan geometride bazı sadeleştirmeler yapılabilmektedir. Geometri oluşturulduktan sonra sonlu elemanlar için kullanılacak paket programın içine alınır.

2- Malzeme özelliğinin tanımlanması; Elastisite modülü ve poisson oranının tanımlamak gerekmektedir. İzotropik malzeme özelliğinin tüm yönlerde aynı olması, farklı yönlerde farklı malzeme özelliğinin ölçülmesi durumunda anizotropik malzeme özelliği tanımlamak gerekmektedir. ( transversely izotropic, orthotropic).

3-Temas eden yüzeyler arasında bağlantı tipinin tanımlanması, sınır koşullarının tanımlanması; Sürtünmeli, sürtünmesiz, sabit gibi bağlantı tipleri temas eden parçalar arasına tanımlanabilmektedir. Bununla birlikte parçanın dış ortam ile etkileşimi için çeşitli mesnet tanımlamaları paket programlar içerisinde mevcuttur. Bu etkileşimlerin çeşitleri serbestlik derecesine göre değişmektedir.

4- Geometrinin ağ yapısının belirlenmesi

5-Modelin üzerine uygulanacak kuvvetlerin tanımlanması, Geometri üzerine dış kuvvetleri basınç, çekme ve açılı şekilde uygulamak mümkündür.

6- Sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi

7- Sonuçların gerilme gerinim deplasman basınç ısı transferi şeklinde elde edilmesi

8-Sonuçların yorumlanması

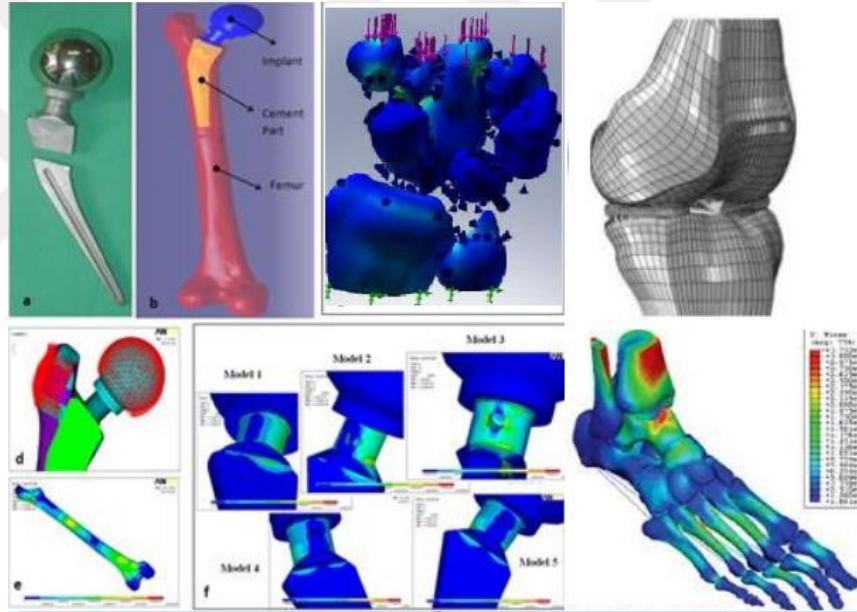
Bu çalışmada ANSYS sonlu elemanlar analizi paket programı kullanılmıştır. Bu program, model üzerinde analiz yapılırken, en yüksek Von Mises gerilmesinin elde edilmesine izin vermekle birlikte, gerilmelerin yoğunlaştığı yerleri ve sebep olduğu yer değişikliklerinin grafiksel olarak gösterilmesini de sağlamaktadır.

### **3.2. Sonlu elemanlar analizinin biyo-mekanik uygulamalarda kullanılması**

Biyomekanik analiz, yaşayan organizmaların mekanik davranışlarının belirlenmesi ve analiz edilmesi için mühendislik prensiplerinin biyolojik formlara uygulanmasını içeren ve son yıllarda özellikle ortopedi, dişçilik vb. alanlarda kapsamlı çalışmalar için ihtiyaç duyulan analiz metodudur (Şekil 3.2.). Akışkan-yapı veya yapı-yapı ilişkilerini ifade eden mekanik tanımlamalar ve formülasyonlar, canlı bedenin benzer mekanizmaya sahip olmasının getirdiği analogi ile çeşitli biyolojik sistemlere uygulanmakta ve mühendislik temelinde yorumlanmaktadır. Bu yöntem ile özellikle ortopedi alanında hareket sistemi yapısını oluşturan kemik kas sistemi bir makinayı veya bir binayı oluşturan yapısal bir sistem olarak ele alınmaktadır.

Weinstein ve ark (1976), sonlu elemanlar analizini dental implantlar üzerinde uygulayan ilk kişi olmuştur. Dental implant sisteminin oluşturan elemanların geometrik olarak kompleks yapıda olması dolayısıyla sonlu elemanlar yöntemini kullanarak onları analiz etmek daha uygun bir metod haline gelmektedir. Sonlu elemanlar analizi çeşitli diş implant tasarımlarının biyomekanik performansının implant başarısına etkisini tahmin etmek için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Baggi 2008).

Sonlu elemanlar yönteminin dental implant sistemlerinde kullanım amacı yeni implant sistemlerinin biyomekanik performansını ara yüzeyde mikro hareketlilik ve kemikte gerilme durumları açısından biyomekanik performansını öngörmektir. (<https://www.intechopen.com/> 2017)



**Şekil 3.2.** Sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı biyo-mekanik uygulamalar

Sonlu elemanlar analizi vasıtasıyla implant başarısı veya başarısızlığı için anahtar faktör olan implant üzerinden çevre kemiğe iletilen gerilmelerin anlaşılması için araştırmacılara, implantın trabekular ve kortikal kemik ile temas alanlarında gerilme dağılımının tahmin edilmesi için büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Dental implantların mekanik davranışını analiz ederken kemik dokunun geometrik olarak modellenmesi temel zorluklardandır. Modellemeyi gerçekleştirmek ve çözüm elde edebilmek için bazı varsayımlar ve basitleştirmeler yapılmaktadır ve bu varsayımlar ile sonlu elemanlar

analizinin kesinliğini ciddi fark yaratmayacak şekilde etkilemektedir. Bu basitleştirmeler şunlardır; implant ve kemik geometrik basitleştirmeler, malzeme özelliği varsayımı, sınır koşulları varsayımı, kemik ve implant ara yüzey temas tanımlamasıdır (Geng ve ark 2001).

Sonlu elemanlar analizi klinik araştırmalarla bağlantı kurulmadan önce pahalı olmayan ve yapılan araştırmalar için yaklaşım metodu ve sıçrama tahtası olarak kullanılan araçlardan bir tanesi olarak varlığını sürdürmektedir. Aynı zamanda sonlu elemanlar analiz sonuçları klinik gerçekliği daha iyi yansıtan araştırmalar için kolaylık sağlayan bir araç olarak kullanılmaktadır.

### **3.3.İmplant kemik sistemi in-vitro statik çekme testi ve test cihazı**

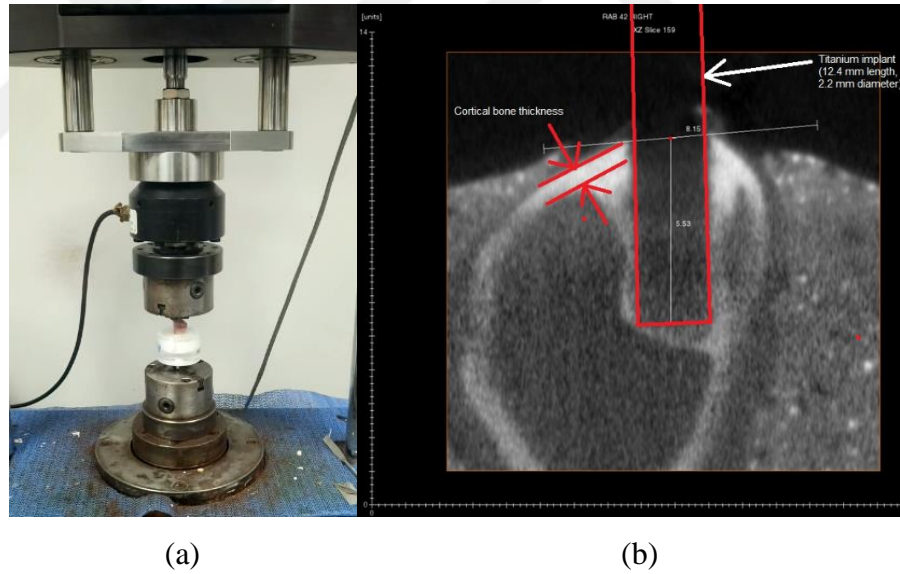
İmplant sistemlerinin, statik çekme testi “Test Resources 800LE4 universal testing machine (UTM)” test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu test cihazı, statik çekme kuvveti altındaki implant sisteminin tutucu gücünü gözleme ve implant-kemik sistemlerinin kırılma direncini sayısal olarak elde etmemize imkan tanımaktadır. Statik test, deney sisteminin kırılma gücünü belirlemek amacıyla saniyede 0,005 mm gerinim hızında başlatılmıştır. Maksimum yer değiştirmeye karşı gösterilen tepki kuvveti, mekanik kırılmanın başladığı ilk noktadır. Ve bu nokta implant kırılma direnci hakkında bilgi sahibi olmamıza yaramaktadır. Yer değiştirmeye karşılık alınan tepki kuvveti nodecell vasıtasıyla bilgisayara aktarılarak excell ortamına yazdırılmaktadır. Sonuçların grafik halinde okunmasına olanak sağlamaktadır. Maksimum kuvvetin altında alınan noktalar sonlu elemanlar analizi doğrulaması ve ara yüzey sürtünme katsayısının tespit edilmesi için kullanılmıştır.

İmplant-kemik statik çekme testi için bir çeşit kare profiline sahip mikro-kanal açılmış titanyum çubuk kullanılmıştır. Piyasada çoğu şirket  $TiAl_6V_4$  kullanmaktadır. Bu implantlar daha iyi osseointegrasyon göstermesi için yüzey işlemine tabi tutulması gerekmektedir. ASTM-F-136 grade 23 biyo uyumlu Ti alaşımlı çubuk satın alınmıştır. 2,2 mm çapında ve 12 mm uzunluğundaki implant üzerine, implant en alt yüzeyinden itibaren 0,5mm uzaklıkta başlayacak şekilde 18 adet 0,18 mm genişliğine ve  $71.31 \pm 13.62 \mu m$  derinliğine sahip paralel mikro kanallar açılmıştır.



“The University of Oklahoma Health Sciences Center (OUHSC)” tarafından “OUHSC IACUC” prosedürüne göre 4 haftalık yeni Zelanda beyaz tavşanının uyluk kemiğine yerleştirilmiş olan mikro kanal açılmış Ti implant deney numunesini oluşturmaktadır. İmplant konumlaması ve kortikal kemik kalınlığı ve trabekular kemik boyutları hakkındaki bilgi daha önce görüntüleme tekniği MicroCT ile yapmış olduğumuz çalışmadan elde edilmiştir (Şekil 3.3b).

Deney numunesi tavşan kemiği-implant sistemi, kemiği dış taraftan saracak şekilde sement ile doldurulmuş olan bir tutucu kap içerisine konulmuştur. Böylece dış ortam sabitlemesi gerçekleştirilmiştir. İmplant üst bölgesinden yer değiştirmeye bağlı olarak test cihazıyla çekme kuvvetine maruz bırakılmıştır (Şekil 3.3a). Deney sınır şartları 2 boyutlu sonlu elemanlar analizimizin girdilerini oluşturmaktadır. Deney sonuçları ve sonlu elemanlar analiz sonuçlarından karşılaştırılarak yapılan analizin doğruluğu tespit edilmiştir.



**Şekil 3.3.** (a) İmplant-kemik numunesinin statik çekme testi (b) Mikro kanal açılmış titanyum/kemik numunesinin MicroCT fotoğrafı (Jamadagni ve ark 2017)

### 3.4. Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması

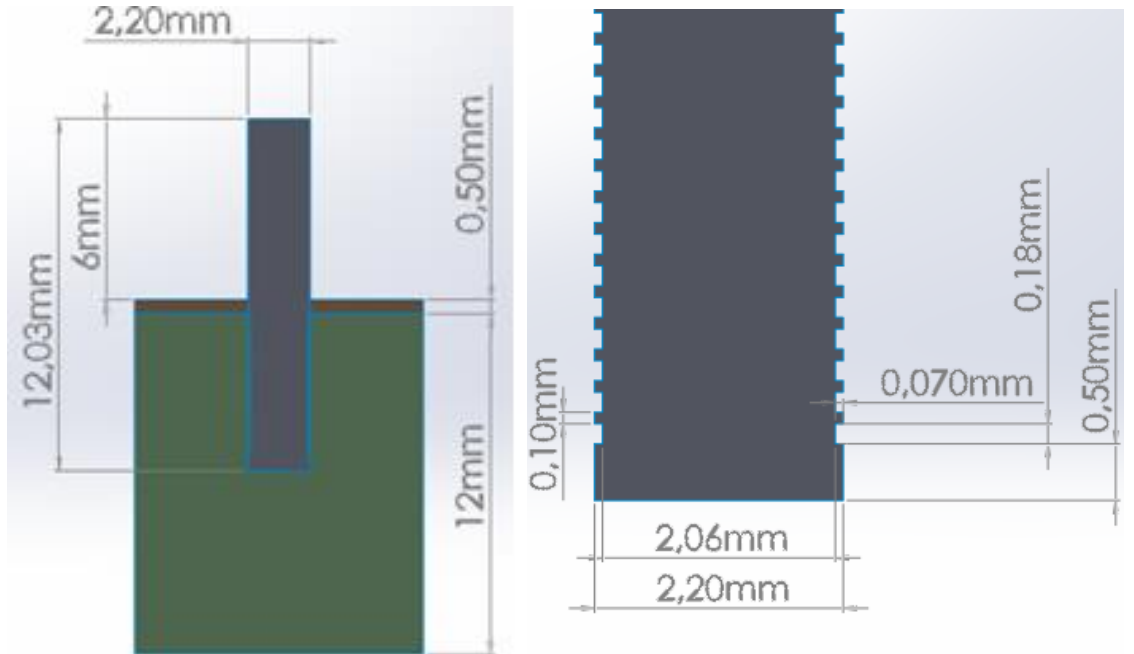
Çalışmamız 2 bölümden oluşmaktadır. İlk olarak İmplant-kemik arasındaki sürtünme katsayısının tanımlanması ve deney sınır şartları altında sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi ve sonuçların deneysel sonuçlarla karşılaştırılarak doğrulanması.

İkinci olarak İmplant-kemik sistemindeki implant kanal geometrilerini değişiminin “stress shielding” üzerine etkilerini anlamak üzere boyutsuz değerlendirme parametreleriyle hesaplanması ve karşılaştırılması ve en uygun kanal profilinin belirlenen değerlendirme sonucunda belirlenmesidir.

### 3.4.1 Geometrinin oluşturulması

Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması için ilk adım geometrilerin oluşturulmasıdır. Sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilecek ve deneysel sonuçlarla karşılaştırma ile doğrulaması yapılacak olan fiziksel modeller Solidworks ve Ansys DM paket programlarında tasarlanmıştır.

2 boyutlu olarak tasarlanan implant-kemik sistemi, Şekil 3.4’te kahverengiyle gösterilen ve 0,5 mm kalınlığındaki kortikal kemik ve yeşil renk ile gösterilen trabekular kemikten oluşmuştur. MicroCT görüntüleme tekniği ile alınan ve üzerinde cetvel bulunan görsel yardımıyla tasarlanmıştır (Şekil 3.3b) . Eksenel olarak simetrik olan implant-kemik modeli 2 boyutlu olarak tasarlanmıştır. Çekme kuvveti altındaki kemik geometrisi Şekil 3.4 teki gibi basitleştirilerek tasarlanmıştır.



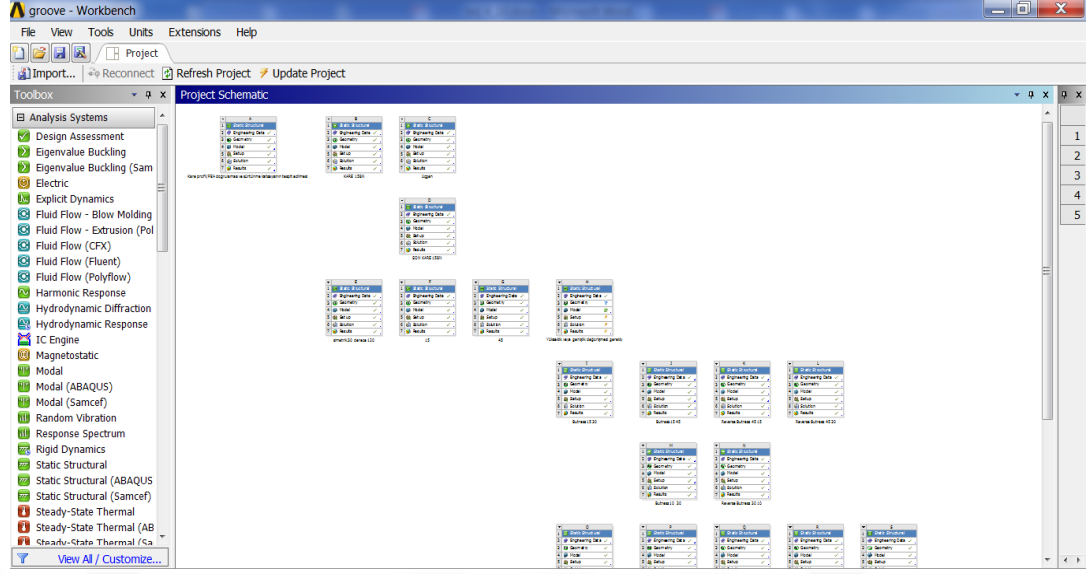
Şekil 3.4. İmplant ve kemik montajlı geometrisinin oluşturulması

2 boyutlu olarak tasarlanan implant-kemik sistemi sonlu elemanlar doğrulaması yapıldıktan sonra en uygun kanal profilinin bulunması amacıyla Çizelge 3.1’ de gösterilen implant kanal profiline ait boyutlar değiştirilerek Solidworks ortamında parametrik olarak 18 farklı tasarım gerçekleştirilmiştir. Destekli yiv geometrileri SolidWorks’ te Visual basic aracılığıyla parametrik tasarlanmıştır. Bu geometrilerde kanal yan duvar açıları olan ve Çizelge 3.1’de gösterilen  $\alpha^\circ$  ve  $b^\circ$  açıları parametreye bağlanmıştır. Diğer geometrik boyutlar sabit tutulmuştur.

SolidWorks’ te Visual basic aracılığıyla parametrik tasarlanan geometriler, her biri için sonlu elemanlar analizi gerçekleştirmek üzere Ansys paket programını alt modülü olan “static structural” içerisine “import” edilerek taşınmıştır (Şekil 3.5).

**Çizelge 3.1.** Oluşturulan kanal profillerinin boyutsal özellikleri

Kanal Profili	İsim	İmplant mikro -kanal profil boyutları					
		$\alpha^\circ$	$b^\circ$	h	d	p	
Dörtgen	Dörtgen	90	90	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.16
Üçgen	Üçgen	-	-	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.17
Simetrik	S1515	15	15	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.18
	S3030	30	30	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.19
	S4545	45	45	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.20
Destekli	B1030	10	30	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.21
	B1530	15	30	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.22
	B2030	20	30	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.23
	B2530	25	30	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.24
	B1545	15	45	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.25
	B2045	20	45	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.26
	B2545	25	45	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.27
	B3045	30	45	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.28
B4045	40	45	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.29	
Ters Destekli	RB3010	30	10	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.30
	RB3020	30	20	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.31
	RB4515	45	15	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.32
	RB4530	45	30	0,070	0,18	0,25	Şekil 3.33



**Şekil 3.5.** Ansys Workbench Arayüzü

### 3.4.2. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Sonlu elemanlar analizinin en önemli adımlarından bir tanesi analizi yapılacak sistem komponentlerinin program içerisine her biri için ayrı ayrı malzeme özelliği tanımlamak gerekmektedir. Yaptığımız sonlu elemanlar analizi çalışmaları için malzemelerin Elastisite modülü ve poisson oranının tanımlanması yeterli olmaktadır.

Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V), mekanik ve fiziksel dayanıklılığı yüksek, korozyona dirençli, biyolojik olarak uyumlu malzemedir. Titanyum alaşımları, saf titanyuma oranla daha dayanıklıdır, mekanik özellikleri daha olumludur. Üretici firmadan Ti 6Al 4V mekanik özelliği elde edilmiştir.

Kemik doku malzemesi özelliği için, daha önce yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında lineer elastik izotropik, orthotropik ve lokal anizotropi tanımlanmıştır. Ancak yapılan literatür araştırmasına göre ağırlıklı çalışmalar. Trabekular ve kortikal kemikteki heterojenlik basitleştirme amacıyla göz ardı edilmiş ve kemik doku malzemesini Lineer elastik izotropik olarak tanımlamışlardır. Literatür araştırması sonucunda kortikal ve trabekular kemik malzeme özellikleri Çizelge 3.2’de görüldüğü gibi tanımlanmıştır (Kristina ve Gholamreza 2013)

**Çizelge 3.2.** Geometrilere tanımlanan Lineer elastik malzeme özellikleri

2 boyutlu İmplant-kemik sistemi FEA malzeme özellikleri			
	<b>Titanyum Alaşımı</b>	<b>Kortikal Kemik</b>	<b>Trabekular Kemik</b>
Elastisite Modülü (GPa)	116	20	1
Poisson Oranı	0.32	0.35	0.35
Kayma Modülü (GPa)	43,939	7,407	0,3703
Akma dayanımı MPa	965,266	-	-
Compressive Ultimate Strength (MPa)	120	-	-
Compressive Yield Strength (MPa)	970	-	-
Tensile Ultimate Strength (MPa)	950	-	-
Tensile Yield Strength (MPa)	880	-	-

Ansys içerisindeki “Engineering Data” kısmında malzeme özellikleri tanımlaması yapıldıktan sonra, tanımlanan malzemelerin “Ansys Mechanical” içinde uygun geometriye atanması gerekmektedir.

### 3.4.3. İmplant-kemik ara yüzeyine bağlantı biçiminin tanımlanması

Ara yüzeyde temas halinde olan parçaların temas edip ayrılmaları gibi ortaya çıkan değişimler sonucunda rijitlik matrisi değişmektedir. Bu kontak non-lineerliği olarak tanımlanır (<http://www.figes.com.tr> 2017). İmplant ve çevre kemik arasındaki bağlantı biçimi ara yüzeydeki mikro hareketlilik ve osseointegrasyon dolayısıyla karmaşıklaşmaktadır. Bazı çalışmalar tam kemik bütünleşmesi, kusurlu bütünleşme ve bütünleşme olmayan durumları tanıtmışlar ve sonlu elemanlar kontak modeli için “bonded” , “no separation” ve “frictionless” kullanmışlardır. Bazı çalışmalar implant ve trabekular kemik ve kortikal kemik için sürtünme katsayısı atamaları yapılmıştır (Kristina ve Gholamreza 2013).

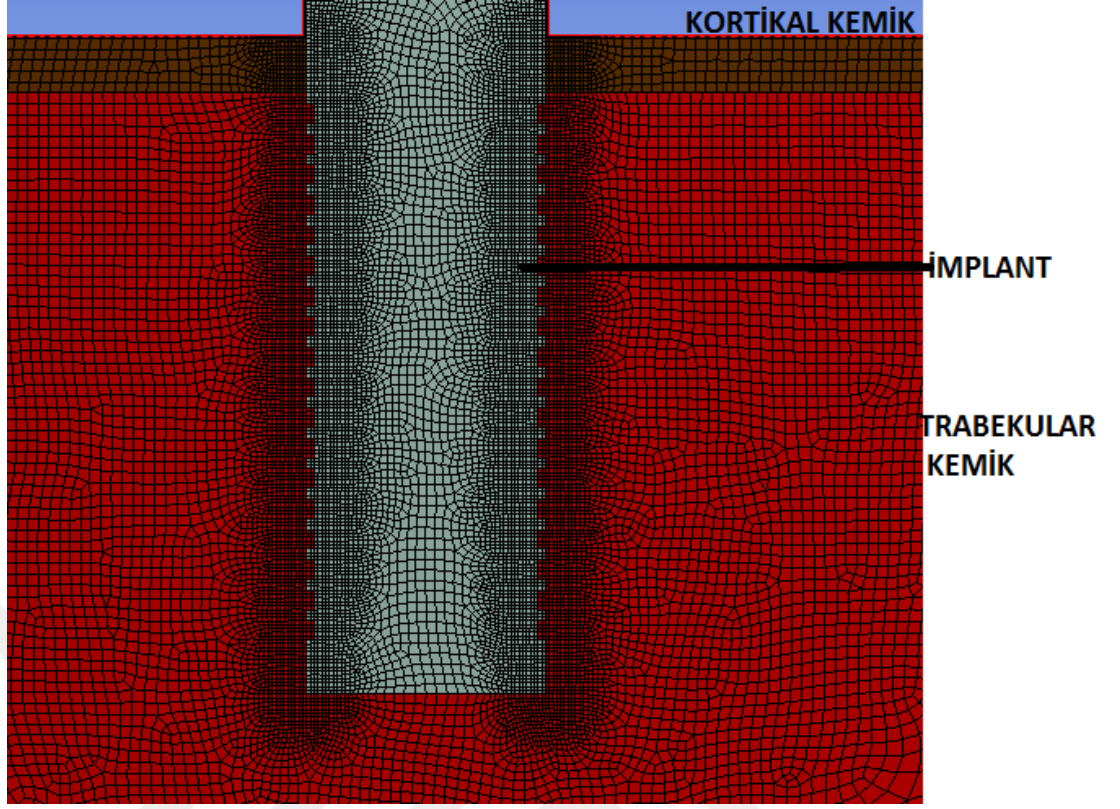
Sonlu elemanlar içinde tamamen osseointegre (bonded) tanımlamak kemik içinde deplasman ve gerilme değerlerinin azalmasına neden olmaktadır oysaki implant sistemlerinin çoğunda ara yüzeyde mikro hareketlilik vardır. Bu nedenle yaptığımız çalışmada implant kemik ara yüzeyine “Frictional” kontak ile 0,5 sürtünme katsayısı tanımlanmıştır. Kortikal-Trabekular kemik temas ara yüzeyine “bonded” kontak tanımlaması yapılmıştır.

### 3.4.4 Geometrilere uygun ağ yapısının belirlenmesi

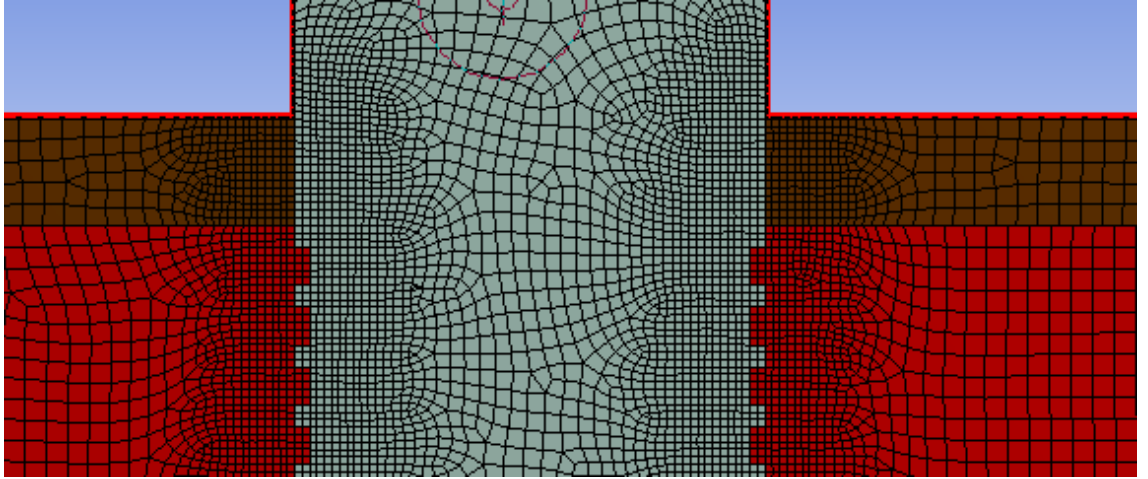
Sonlu elemanlar analizinde geometriler daha küçük elemanlarına bölünmek suretiyle ağ yapısı belirlenmektedir. İmplant-kemik sistemi için, tüm bileşenlere 2 boyutlu “quadirateral ağırlıklı” eleman biçimi atanmıştır. Tüm elemanlar için eleman boyutu 0,1 mm seçilmiştir. Ayrıca gerilmenin etkisini daha hassas gözlemek amacıyla implant-kemik ara yüzeyine 0,4 mm çaplı küreler vasıtasıyla 0,035 mm’lik lokal eleman boyutu kullanılmıştır. Burada dikkat edilen önemli nokta en küçük kenar boyunca 2 sıra ağ öreceği şekilde eleman boyutu seçilmiştir. Yapılan deneysel çalışma ile sonlu elemanlar ağ yapısının uygunluğu doğrulanmıştır. Profil değişiminin etkisini gözlemek için oluşturulan diğer profillerle yapılacak karşılaştırmanın doğruluğu için benzer eleman boyutu ve sayısı kullanılmasına dikkat edilmiştir. Tüm profiller için kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı Çizelge 3.3’te gösterildiği gibidir.

**Çizelge 3.3.** Sonlu elemanlar modelleri için kullanılan eleman ve düğüm noktası sayıları

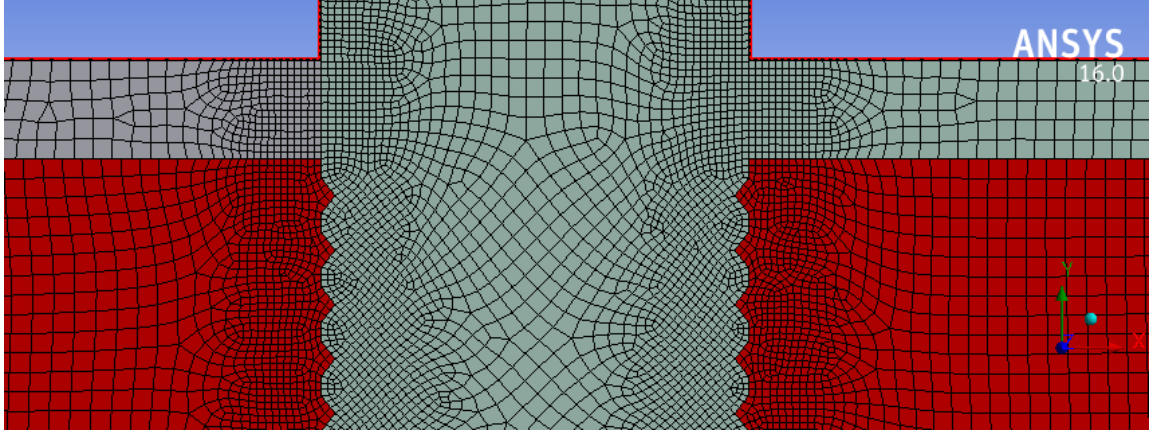
Model	Eleman sayısı	Düğüm noktası sayısı	Model	Eleman sayısı	Düğüm noktası sayısı
Dörtgen	19677	60539	B1545	18417	56639
Üçgen	19608	60100	B2045	18381	56467
S1515	18009	55385	B2545	18465	56725
S3030	18118	55670	B3045	18578	57058
S4545	18377	56409	B4045	18832	57794
B1030	18273	56199	RB3010	18429	56647
B1530	18376	56422	RB3020	18405	56505
B2030	18833	57773	RB4515	18492	56878
B2530	18555	56991	RB4530	18681	57349



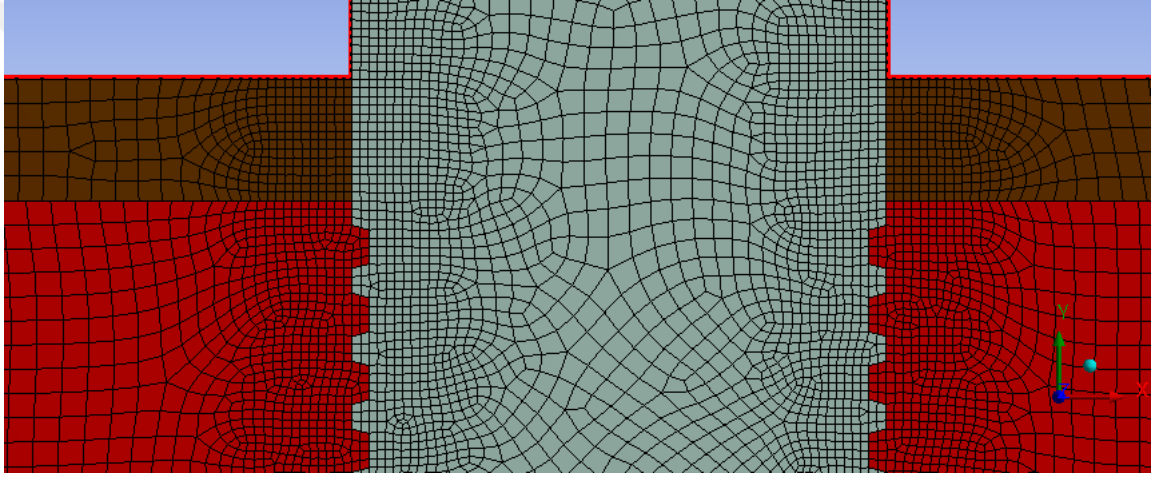
Şekil 3.6. İmplant-kemik sistemi için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı ( Kırmızı ile gösterilen trabekular kemik kahverengi ile gösterilen kortikal kemiği temsil etmektedir.)



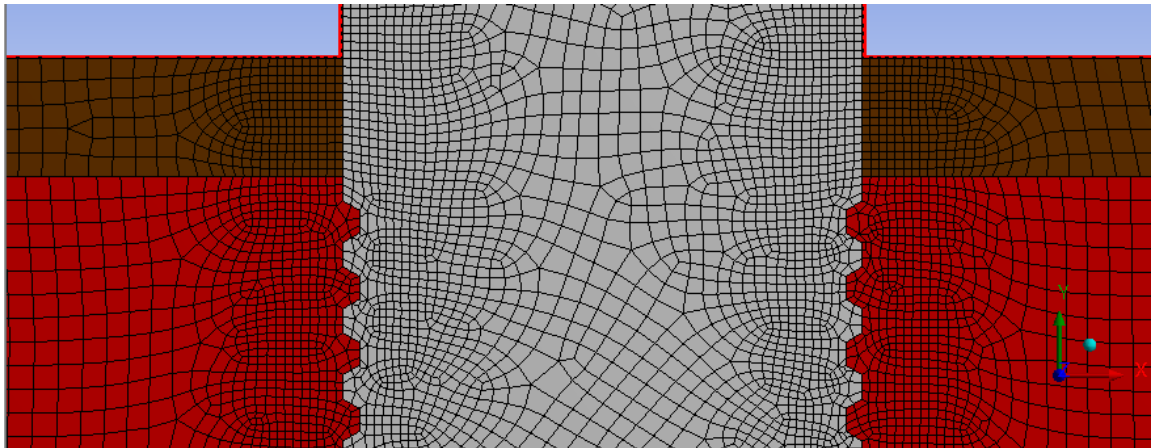
Şekil 3.7. Dörtgen profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı



Şekil 3.8. Üçgen profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı

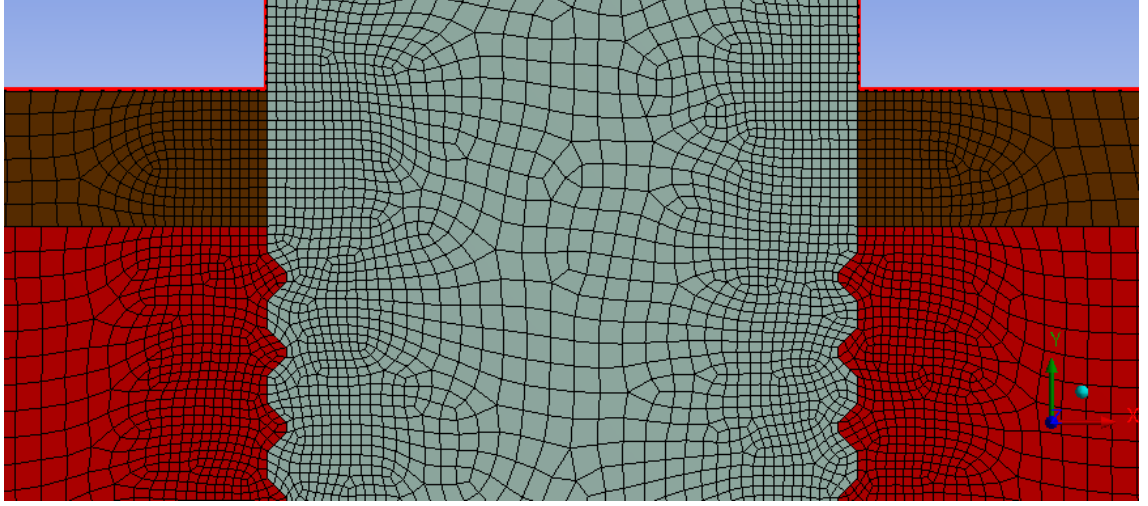


Şekil 3.9. S1515 profili sonlu elemanlar analizi ağ yapısı

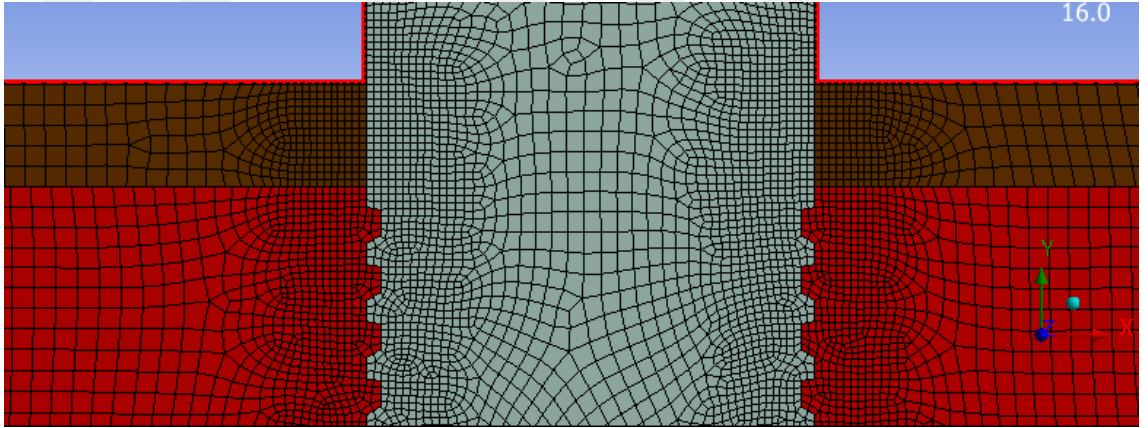


Şekil 3.10. S3030 profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı

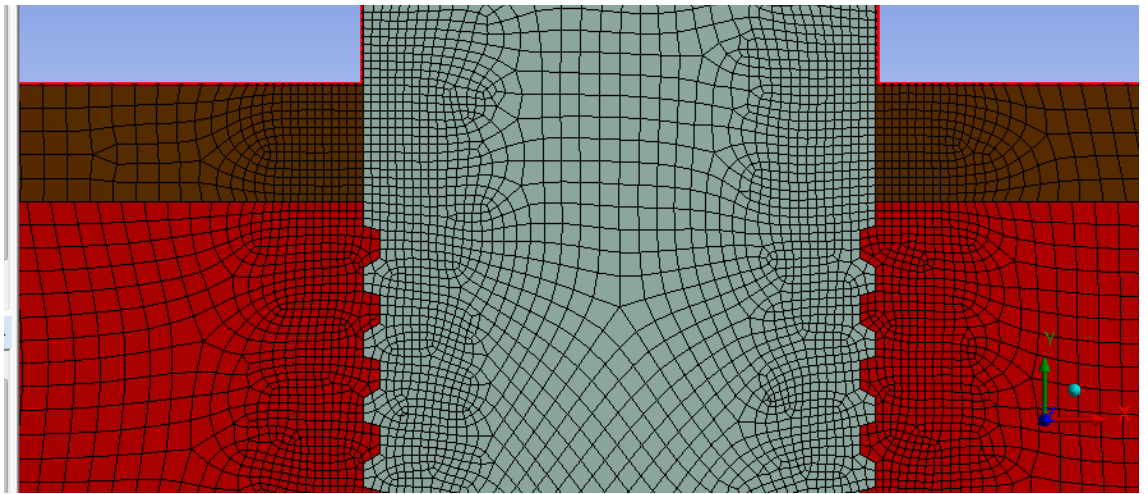




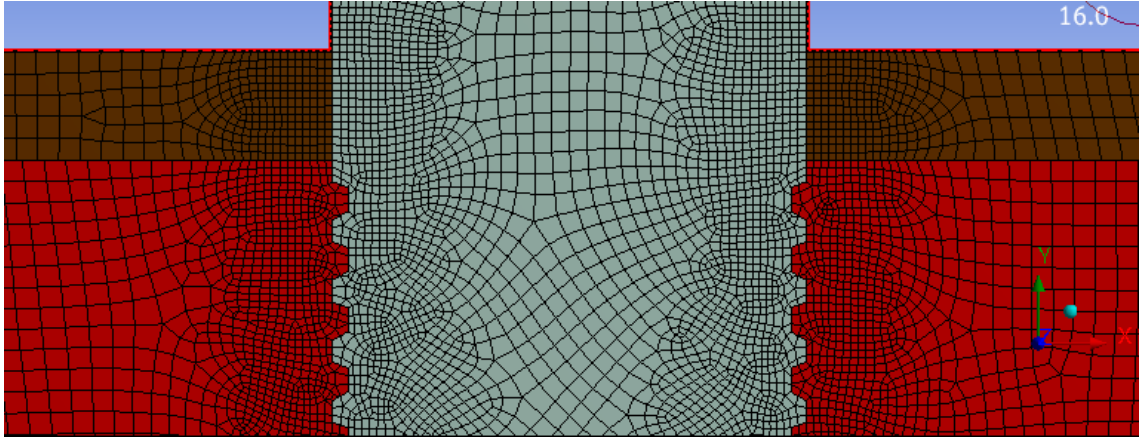
Şekil 3.11. S4545 profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı



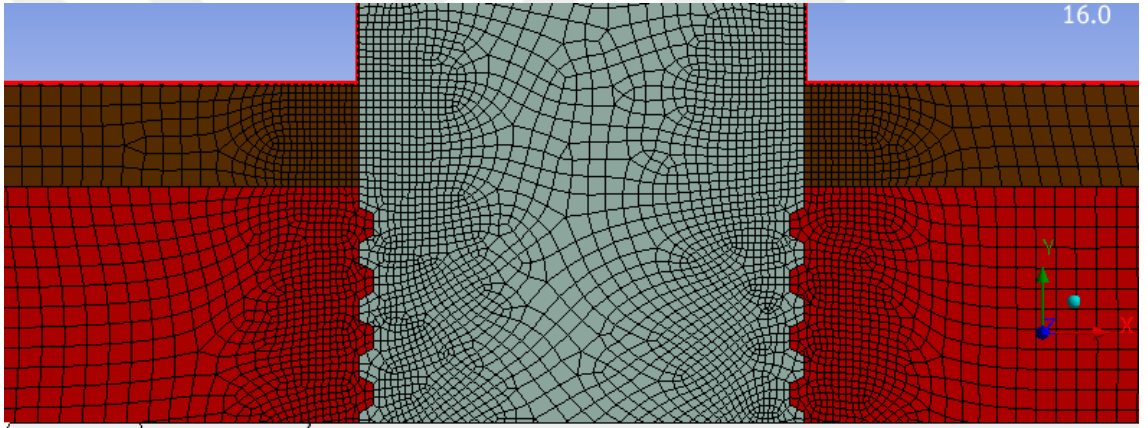
Şekil 3.12. B1030 profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı



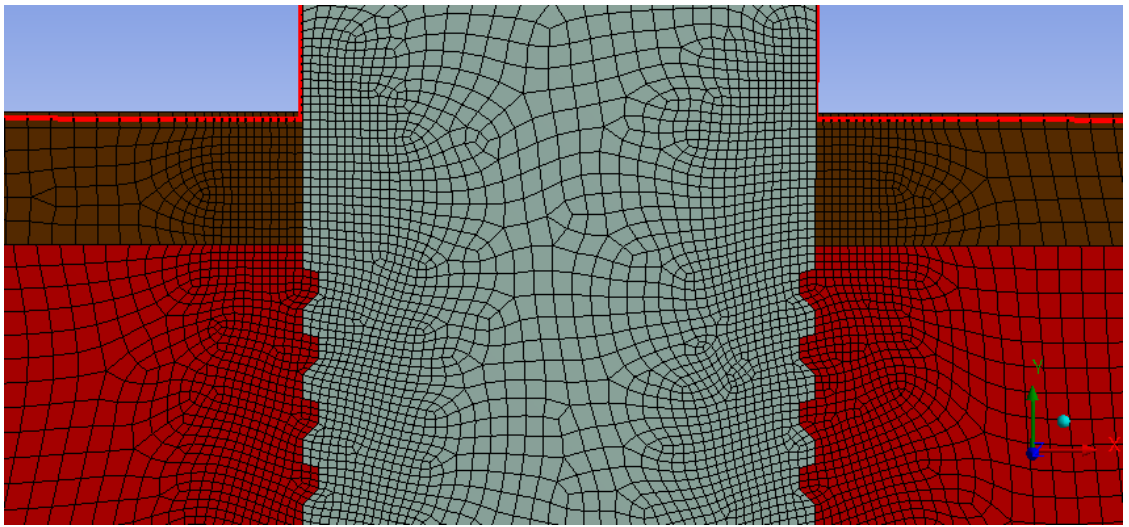
Şekil 3.13. B1530 profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı



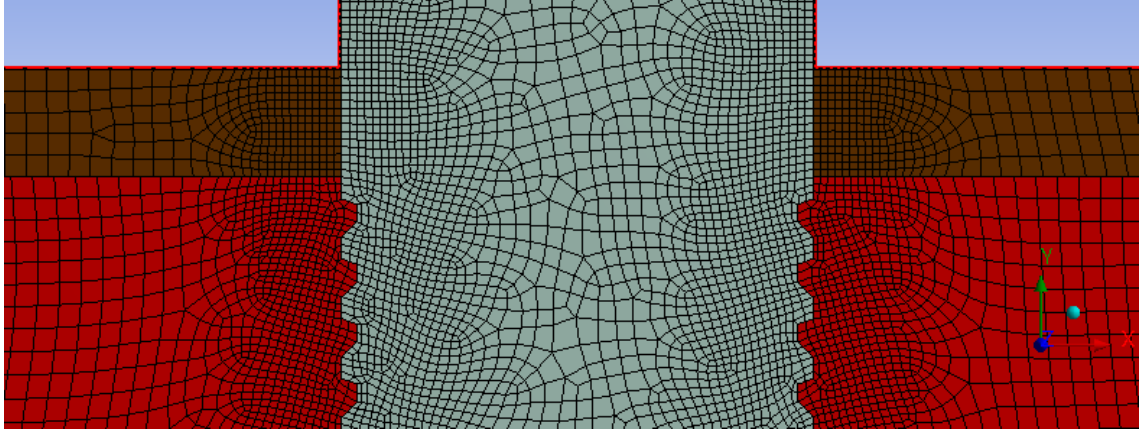
Şekil 3.14. B2030 profili için tanımlanan sonlu elemanlar analizi ağ yapısı



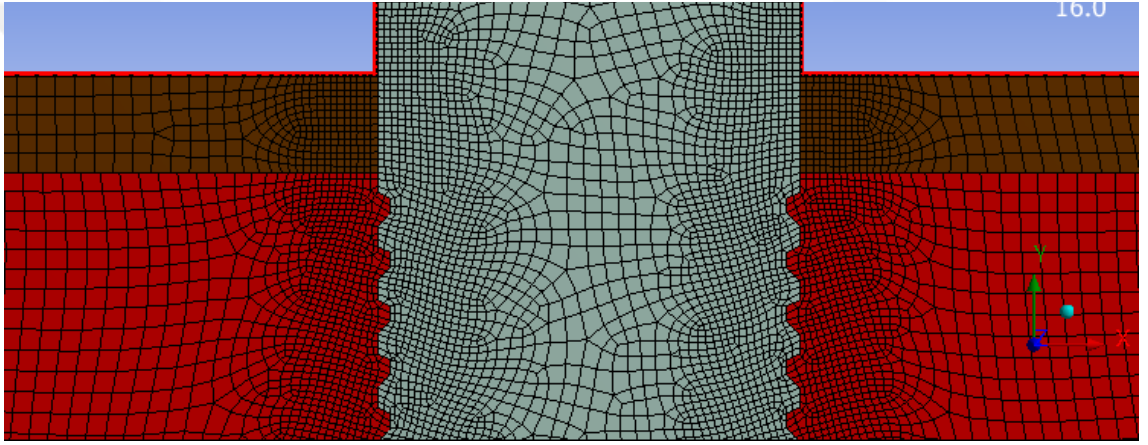
Şekil 3.15. B2530 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



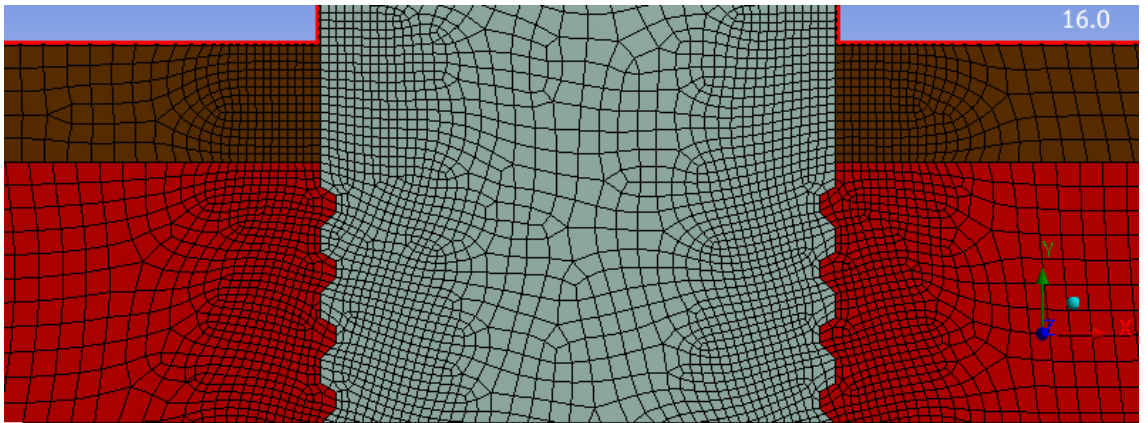
Şekil 3.16. B1545 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



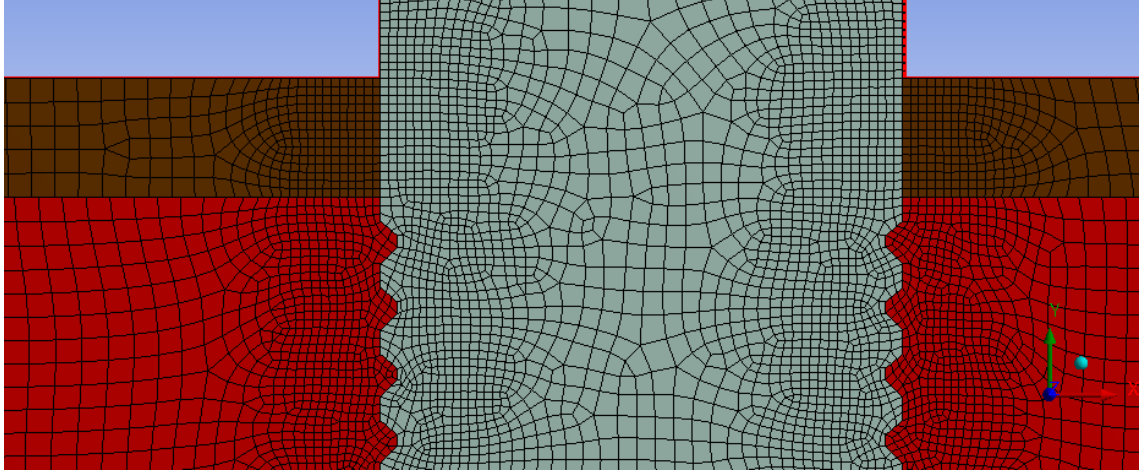
Şekil 3.17. B2045 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



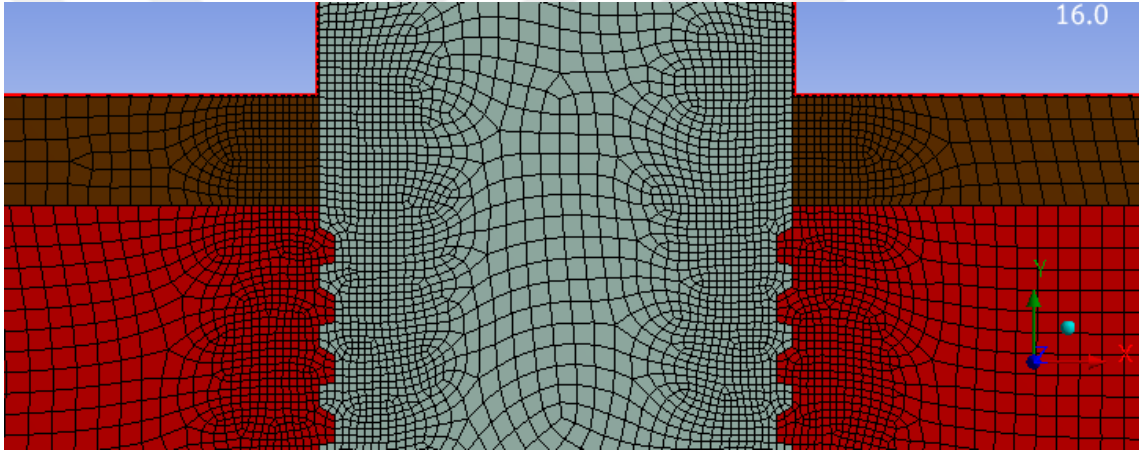
Şekil 3.18. B2545 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



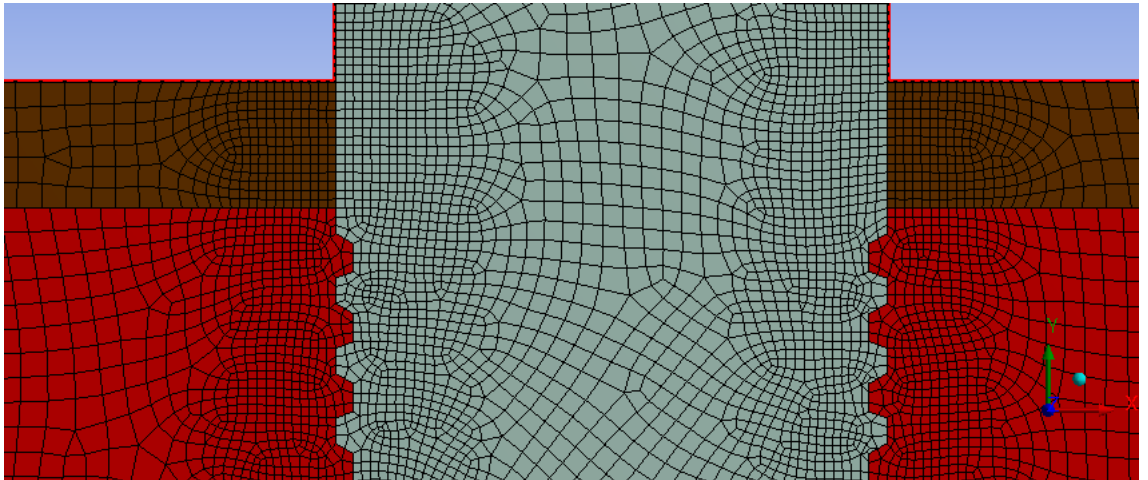
Şekil 3.19. B3045 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



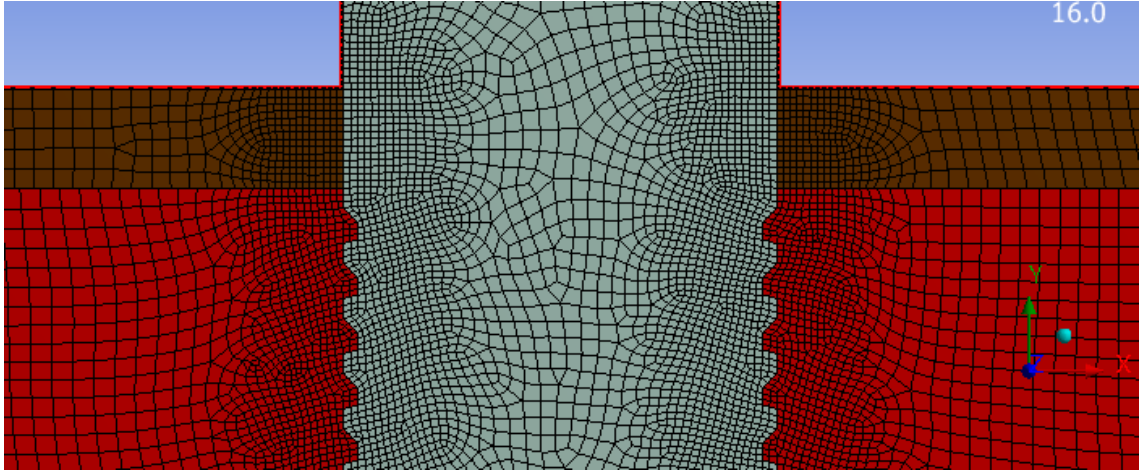
Şekil 3.20. B4045 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



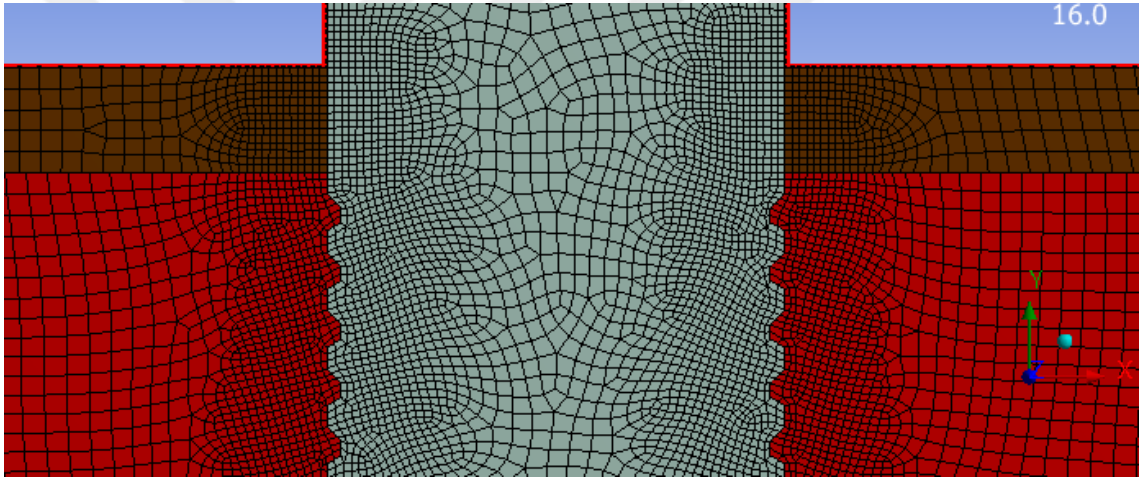
Şekil 3.21. RB3010 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



Şekil 3.22. RB3020 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı



Şekil 3.23. RB4515 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı

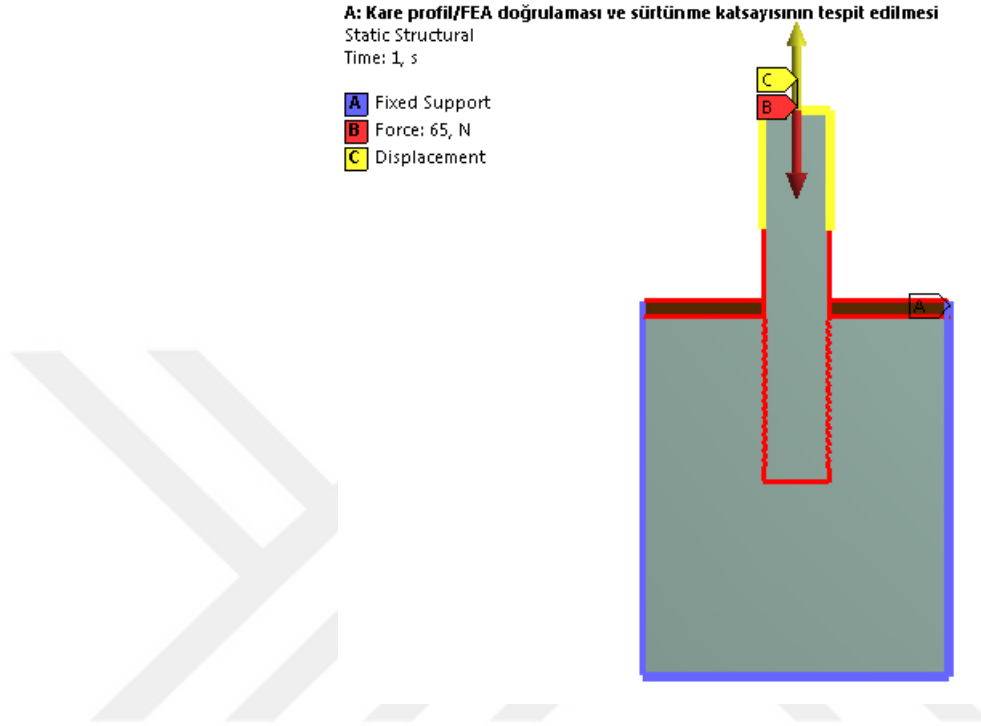


Şekil 3.24. RB4530 profili için tanımlanan sonlu elemanlar ağ yapısı

### 3.4.5 Sınır şartlarının sonlu elemanlar modeli üzerine uygulanması

İmplant-kemik in-vitro deney koşulları sonlu elemanlar modelinin sınır şartı girdilerini oluşturmaktadır. Mikro kanal açılmış Ti implant ve sement arasındaki deney sonuçlarına göre kırılma gerçekleşmeden önce alınan çekme doğrultusundaki 0,06238 mm yer değiştirme değeri Şekil 3.15'te sarı renk ile gösterildiği gibi implant üst yüzeyine uygulanmıştır. Deney başlamadan, 65 N'luk ön tepki kuvvetine sahip olan İmplant kemik sistemi 65 N bası yönünde tanımlanmıştır. Kemik etrafını saran sement malzemesi implant-kemik sisteminin dış ortam sabitlemesini gerçekleştirmektedir ve bu kenarlar Şekil 3.16 mavi renk ile gösterildiği gibi tamamen sabitlenmiştir. Mikro kanal

profili değişiminin “stress shielding” ve implant stabilizasyonu üzerine etkisini gözlemek için oluşturduğumuz tüm sonlu elemanlar modellerinin sınır şartları sabit tutulmuştur.



**Şekil 3.25.** İmplant-Sement sisteminin sınır koşulları ve uygulanan yüklemenin özellikleri

### 3.5. Boyutsuz değerlendirme parametreleri ile “stress shielding” fenomeninin hesaplanması

İmplant başarısızlıklarının çoğu sıklıkla “stress shielding” denilen fenomenle ilişkilendirilmiştir. Bunun nedeni ise daha rijitliği 100-200 GPa olan Ti implantın implant sisteminde paylaşılan yükün çoğunu taşıması dolayısıyla daha az rijit olan (1-20 GPa) ev sahibi kemiğe remodeling için yeterli kuvvetler iletilmediğinden kemiğin atrofiye uğramasına neden olmaktadır. Bu olay Wolff yasasına uygun olarak gerçekleşmektedir. Mekanik stabilitenin kaybolmasındaki riskin değerlendirilmesi kemik implant ara yüzeyi boyunca yük transferinin anlaşılmasını gerektirmektedir. Bu farkındalık vasıtasıyla implant-kemik ara yüzeyinde başarısızlık riskinde gerçekleşecek

azalma ve birbirine göre bağıl mikro-hareketliliklerin azaltılması mekanik stabilite artışıyla sonuçlanır (Gefen 2002).

Geometri, yükleme, implant ve kortikal tabaka arasındaki etkileşim ve malzeme özellikleri gibi parametreler yük paylaşımını doğrudan etkilemektedir. Özellikle yiv biçimi implant üzerinden çevre kemiğe yük transferini önemli bir şekilde etkilemektedir. Bu nedenle arzu edilen yeni implant tasarımın “stress shielding” etkilerini azaltması dolayısıyla kendisini saran çevre kemiğe gerekli uyarıcıları iletmesi gerekmektedir. Mekanik uyarıcılar kemik hücresi aktivitelerini ve dolayısıyla kemik remodelingini etkileyen en önemli faktörlerdir. Literatürde mekanik uyarıcılar için strain energy density, stress, strain gibi uyarıcılar kemik adaptasyonu için uyarıcı olarak test edilmiştir. (Frost 2004, Gefen 2002, Kristina ve Gholamreza 2013).

Bu çalışmada, kemik yeniden oluşumunun başlaması için gerekli olan ve yük paylaşımını karakterize etmek üzere mekanik uyarıcı olarak gerilme alınmıştır. Gerilme transfer (GTP), implant ile çevre kemik arasındaki yük paylaşımını değerlendirilmek ve karakterize etmek üzere kullanılan boyutsuz nicel değerlendirme parametreleridir. Bu parametreler dolaylı olarak implant uygulaması sonrası kemik remodelasyonu hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlamaktadır. Bu parametreler, noktaları 2 boyutlu geometride gösterilen doğrultu boyunca implant ve kemik üzerinden alınan gerilme gerinim değerleriyle hesaplanmaktadır. Bu transfer parametrelerinin  $\alpha$  ve  $\beta$  diye ayrılmasının temel sebebi; birinci diş diğer dişlerle karşılaştırıldığında, implantın taşıdığı yükün daha yüksek gerilme yoğunluğuna neden olabilecek ana kısmını üzerinde taşımaktadır. Kortikal kemiğe en yakın olan en üst diş bölgesindeki oluşan büyük kayma kuvvetlerinin oluşumu in-vitro deney çalışma ile gösterilmiştir (Schatzker ve ark 1975).  $\alpha$  birinci kanal bölgesi üzerinden transferi,  $\beta$  diğer tüm dişler üzerinden olan toplam transferi temsil etmektedir (Gefen 2002).

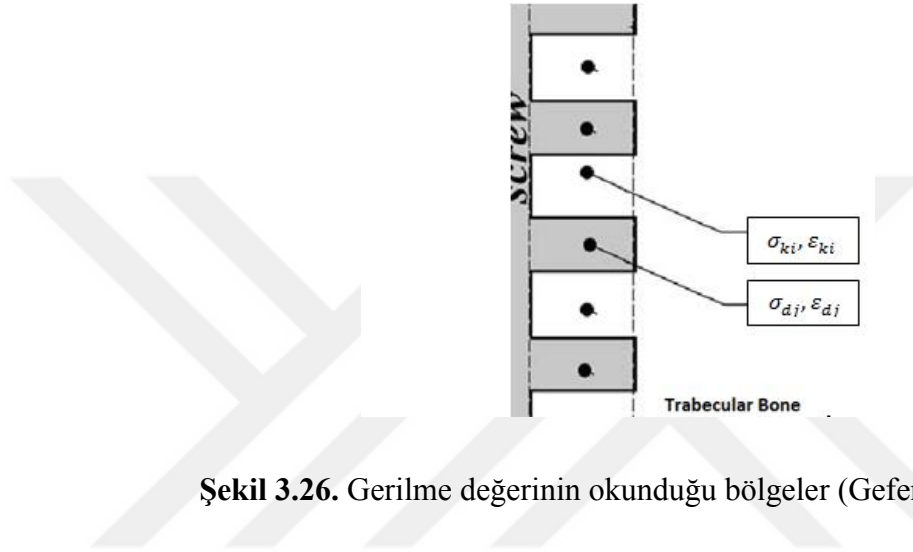
Sonlu elemanlar analizi sonuçlarından ortalama gerilme değerini kullanarak yük paylaşımını anlamak ve değerlendirmek için önerilen gerilme transfer parametresi eşitlik 3.3, 3.4 ve 3.5 ‘te verildiği gibidir.

$$GTP_{\alpha} = \frac{\sigma_{k1}}{\sigma_{d1}} \quad (3.3)$$

$$GTP_{\beta} = \sum_{i=j=2}^{i=j=N} \frac{\sigma_{ki}}{\sigma_{dj}} \quad (3.4)$$

$$GTP_{Toplam} = GTP_{\alpha} + GTP_{\beta} \quad (3.5)$$

N; Diş sayısını  $\sigma_k$  ve  $\sigma_d$ ; sırasıyla kemik ve diş üzerinden alınan ortalama gerilme değerini temsil etmektedir. Şekil 3.26’ da ortalama bileşke gerilme değerlerinin okunduğu noktalar gösterilmiştir.



Şekil 3.26. Gerilme değerinin okunduğu bölgeler (Gefen 2002).

Bu denklemler MATLAB ortamında oluşturulmuştur. Yapılan sonlu elemanlar analizi sonucunda Şekil 3.26. da gösterilen bölgelerdeki düğüm noktaları üzerinden alınan gerilme değerleri “export” edilerek .txt uzantılı not defterine çıkarılmıştır. Bu .txt uzantılı dosyalar Matlab içerisinde okutulmuş olup her bölgeye ait ortalama gerilme değeri tespit edilmiştir. Ortalama değerler bir matrisin içerisine yazdırılarak yukarıdaki denklemler çözdürülmüştür.

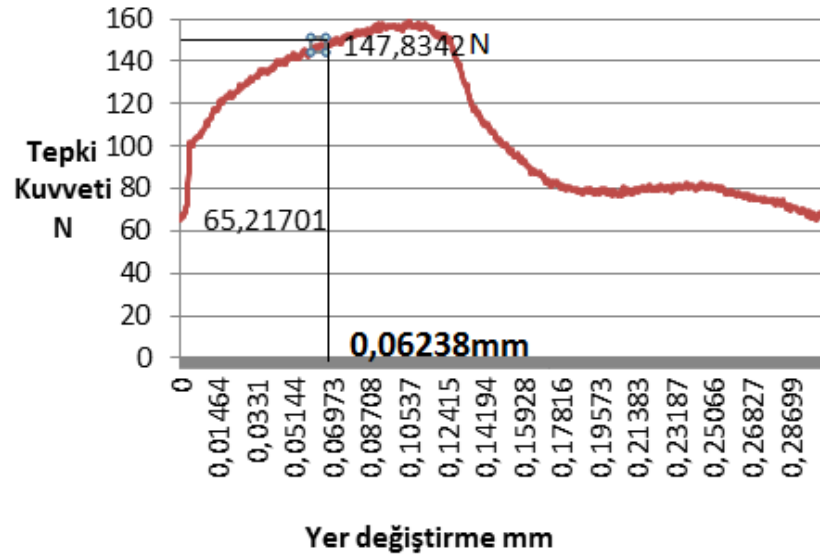


## 4.BULGULAR ve TARTIŞMA

### 4.1. Deneysel bulgular ve sonlu elemanlar analizi doğrulaması

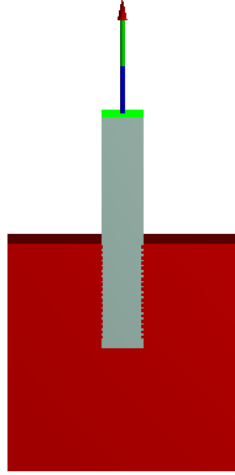
Yapılan sonlu elemanlar analizinin performansı Şekil 4.1’de gösterilen in-vitro statik çekme deney sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar analizi sonuçları ile deneysel sonuçlar arasındaki sapmanın yüzdesi 4.1 denklemiyle hesaplanmıştır. Mekanik ayrılmanın ve ara yüzey kırılmalarının gerçekleştiği maksimum yer değiştirme değerinden daha küçük olan ve alınan bu yer değiştirmeye karşılık oluşan tepki kuvveti değeri sonlu elemanlar doğrulaması için kullanılmıştır. Şekil 4.1’de görüldüğü gibi 65 N’luk deney başlamadan önce tespit edilen tepki kuvveti ve 0,06238 mm yer değiştirme değerleri sonlu elemanlar analizinin girdilerini oluşturmaktadır. Şekil 4,2’de görüldüğü üzere deney modelinin sonlu elemanlar analizinden 146,38 N luk tepki kuvveti elde edilmiştir. Deneysel sonuçla yapılan karşılaştırma sonucunda sonlu elemanlar analizi %1’den daha az hatayla gerçekleştirildiği tespit edilmiştir.

$$\frac{\text{Deney Sonuçları} - \text{Sonlu Elemanlar Analiz Sonuçları}}{\text{Deney Sonuçları}} \times 100 \quad (4.1)$$

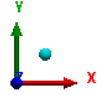


Şekil 4.1. İn-vitro çekme testi sonucu yer değiştirmeye karşılık okunan tepki kuvveti grafiği

D: Dörtgen profil/FEA doğrulaması ve sürtünme katsayısının tespit edilmesi  
Force Reaction



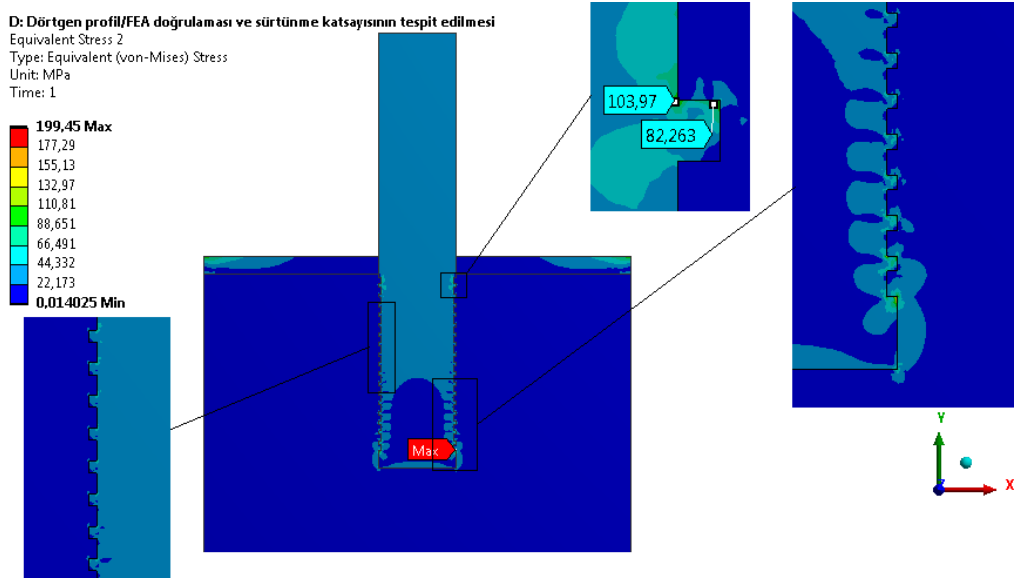
Details of "Force Reaction"	
Options	
Result Selection	All
Display Time	End Time
Results	
Maximum Value Over Time	
X Axis	0, N
Y Axis	146,38 N
Total	146,38 N



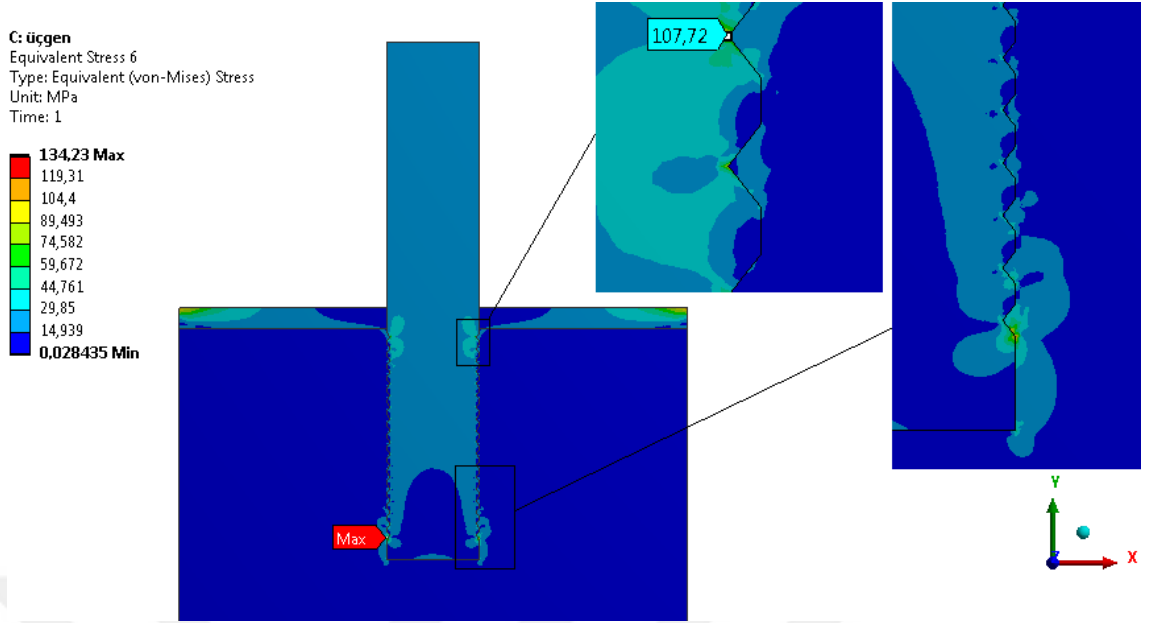
Şekil 4.2. Deney modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan tepki kuvveti

Deney modeli üzerinde oluşan gerilme dağılımı Şekil 4.3 te gösterildiği gibidir. Çekme testleri vida kemik temas koşulları hakkında yalnızca sınırlı bilgi sağlar ve vida veya kemikte oluşan gerilme dağılımı hakkında bilgi vermemektedir. Yalnızca modelin tutunma gücü hakkında bilgi vermektedir. Bu nedenle bilgisayar destekli analiz programı en uygun yaklaşım olarak kullanılmıştır.

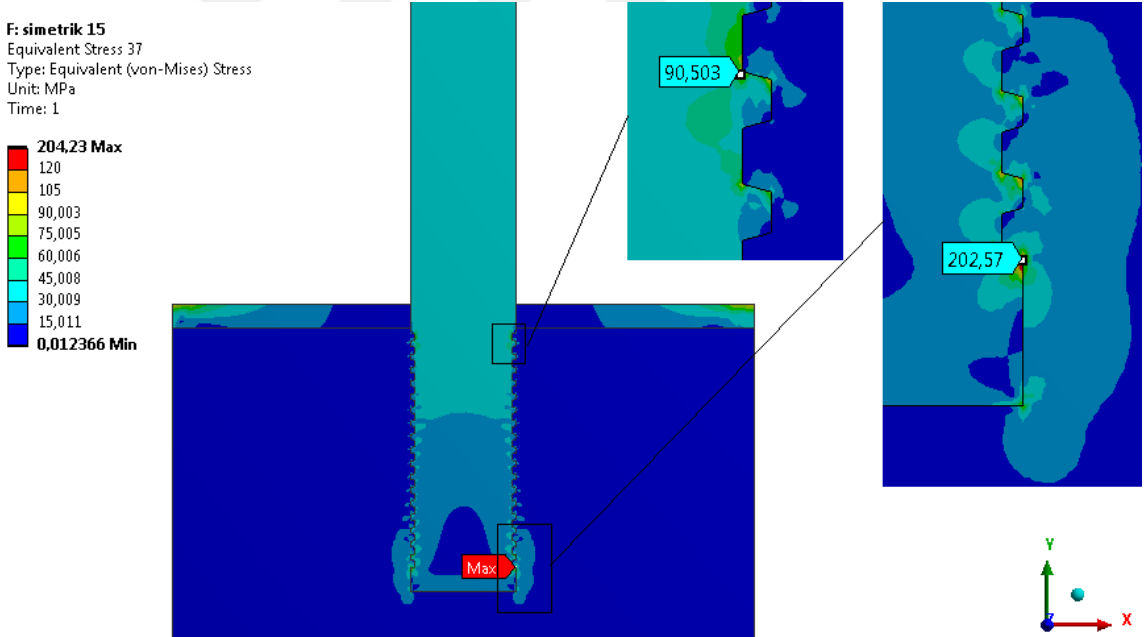
#### 4.2. Kanal profili değişiminin maksimum bileşke gerilme değeri üzerine etkileri



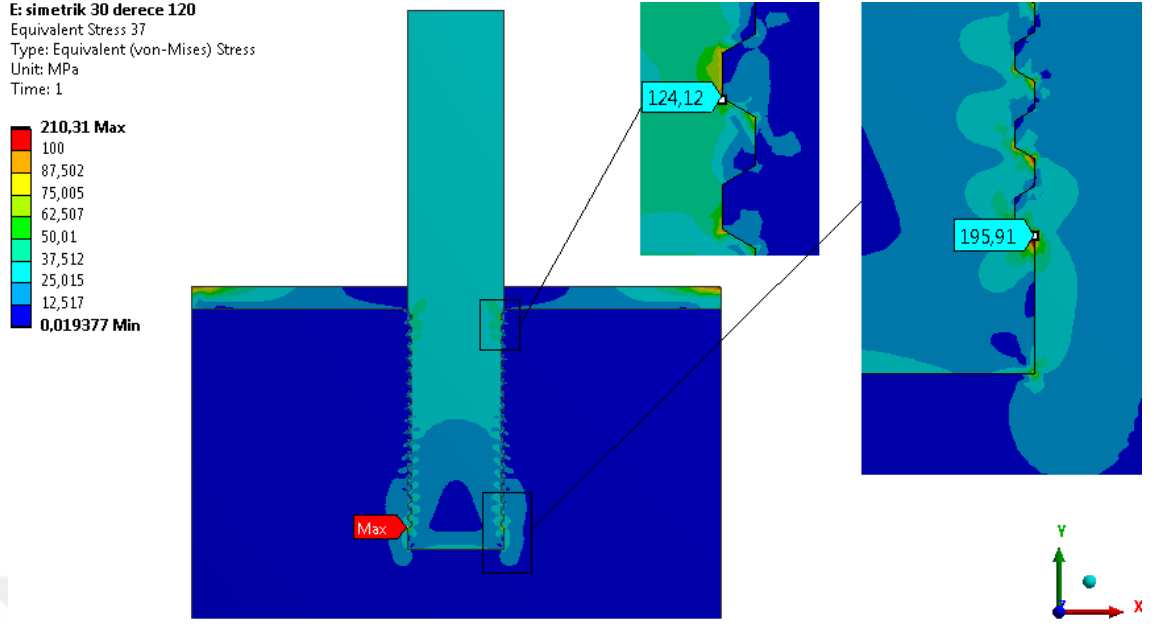
Şekil 4.3. Deney modelinin (dörtgen profili) sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



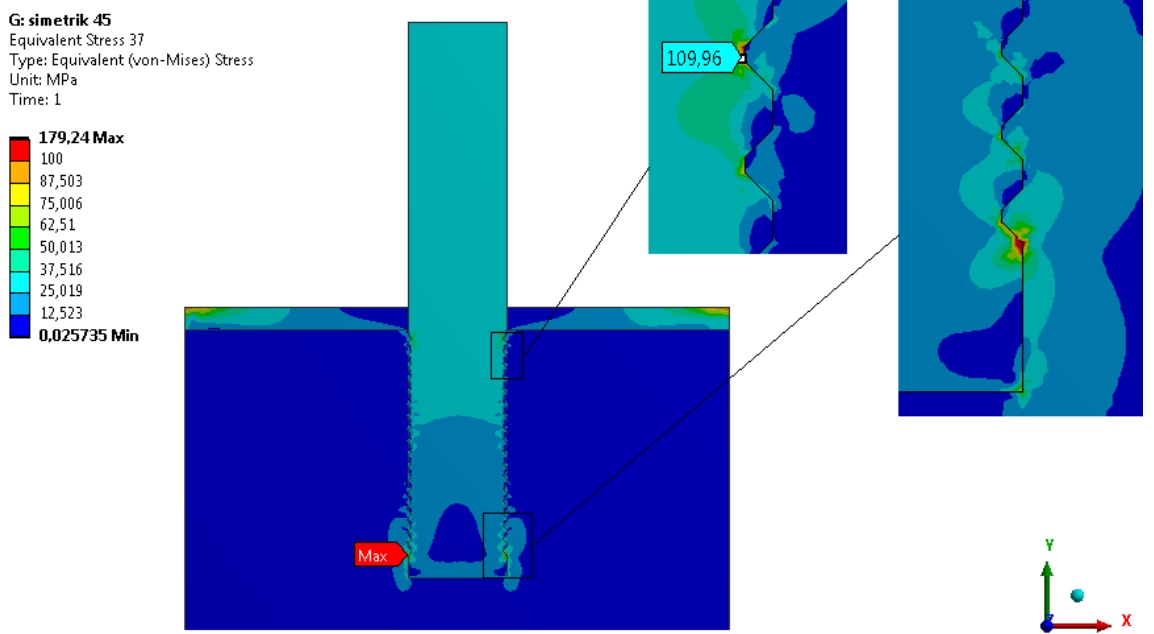
**Şekil 4.4.** Üçgen profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



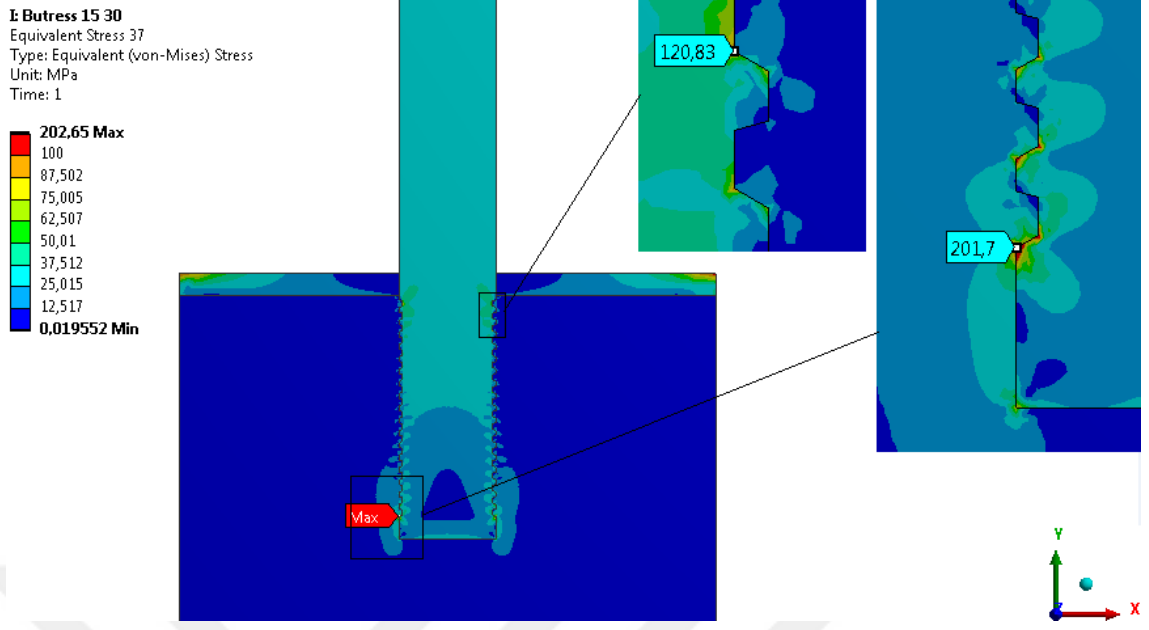
**Şekil 4.5.** Üçgen profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



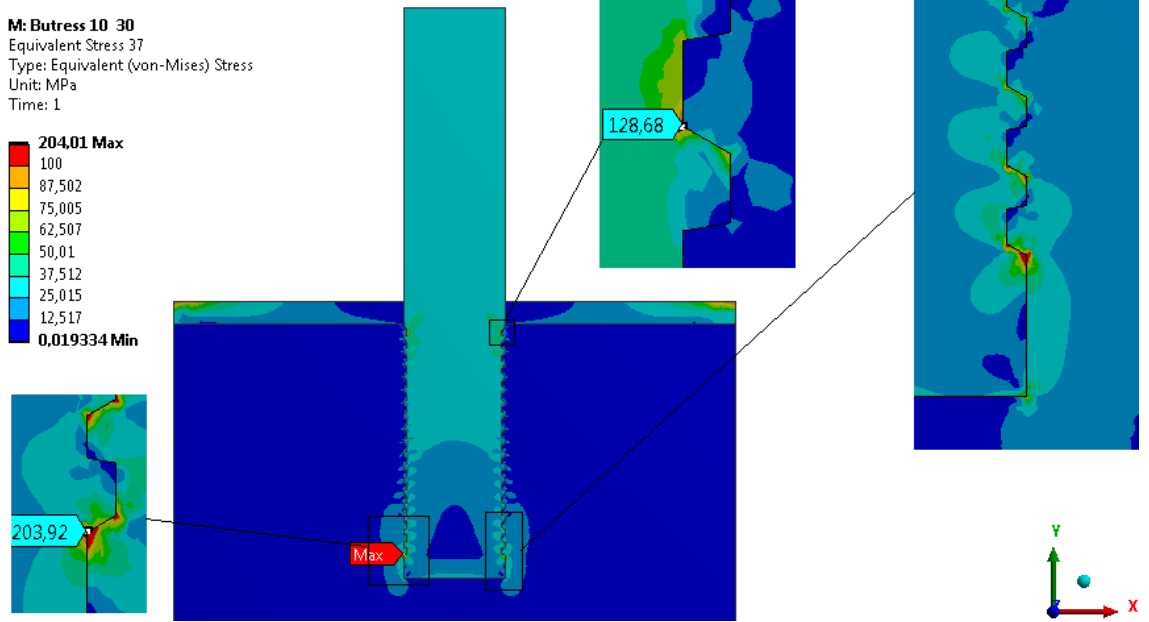
**Şekil 4.6.** S3030 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



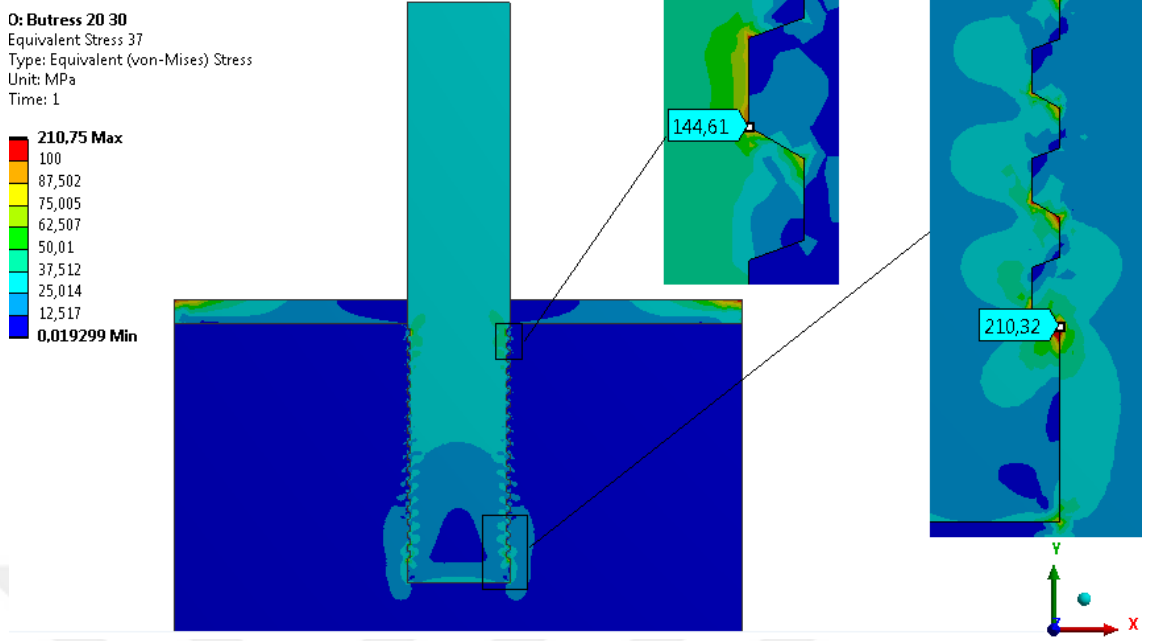
**Şekil 4.7.** S4545 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



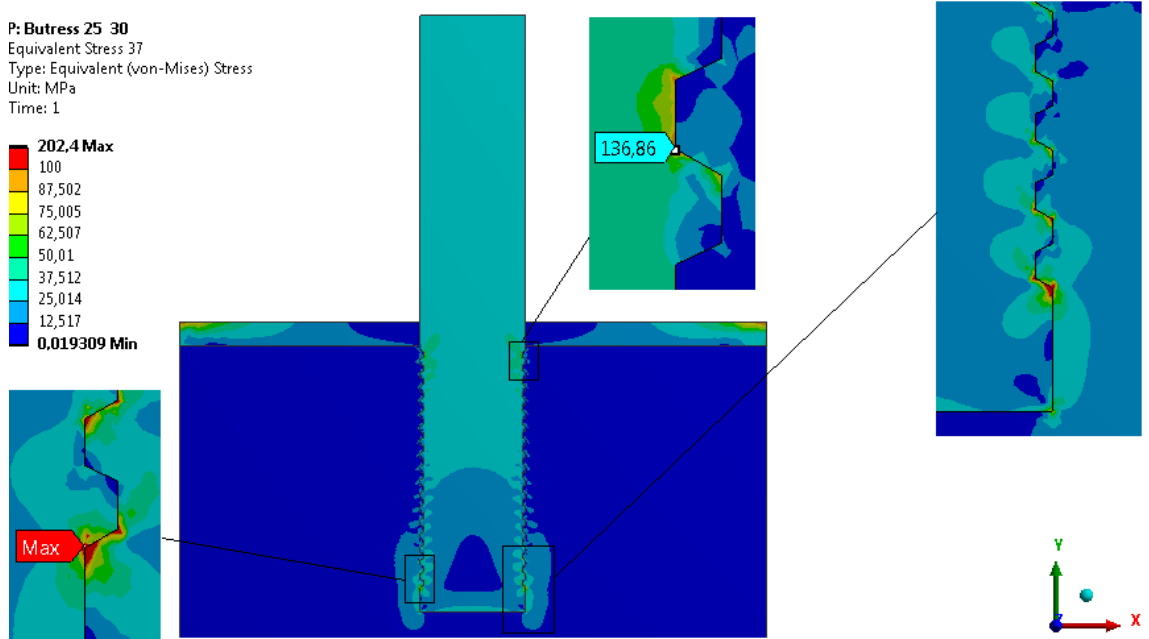
**Şekil 4.8.** B1530 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



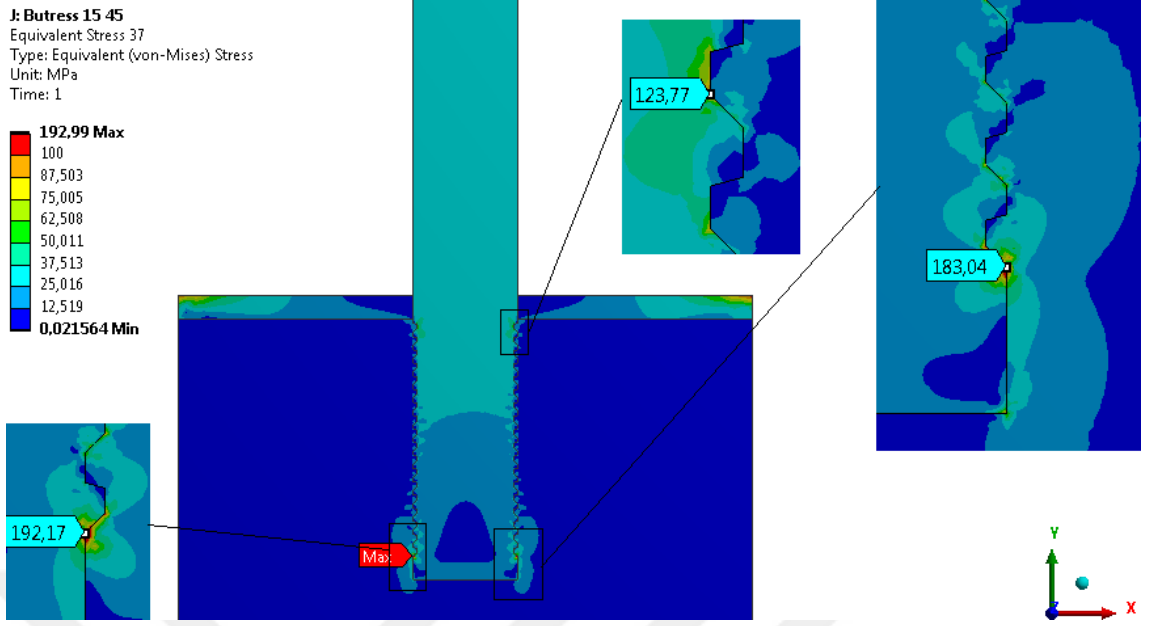
**Şekil 4.9.** B1030 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



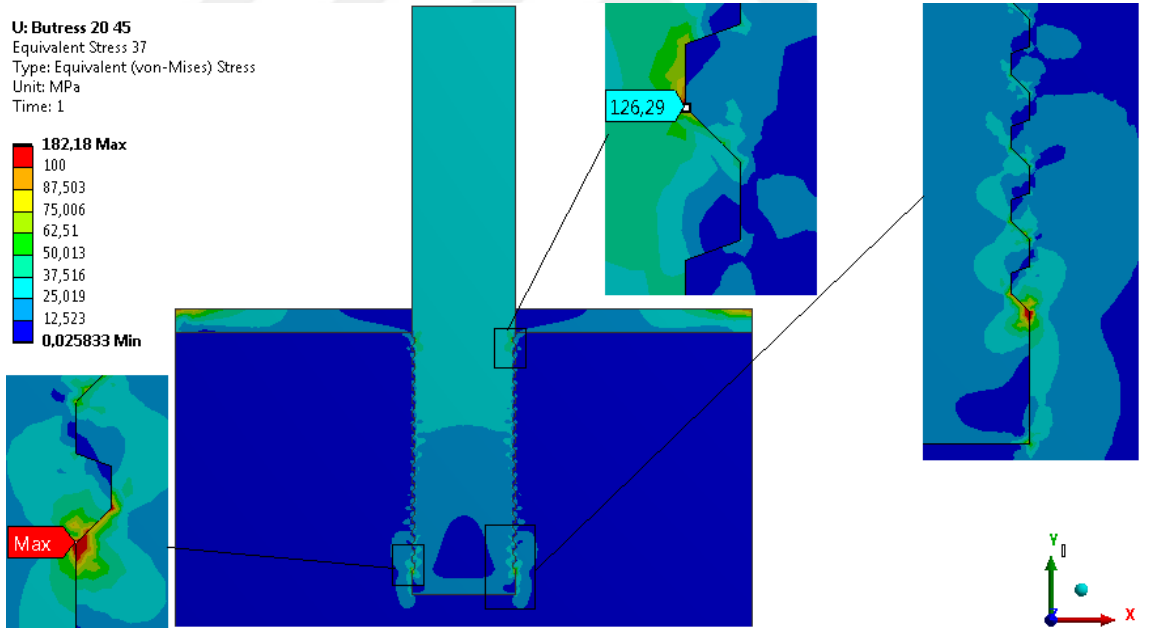
Şekil 4.10. B2030 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



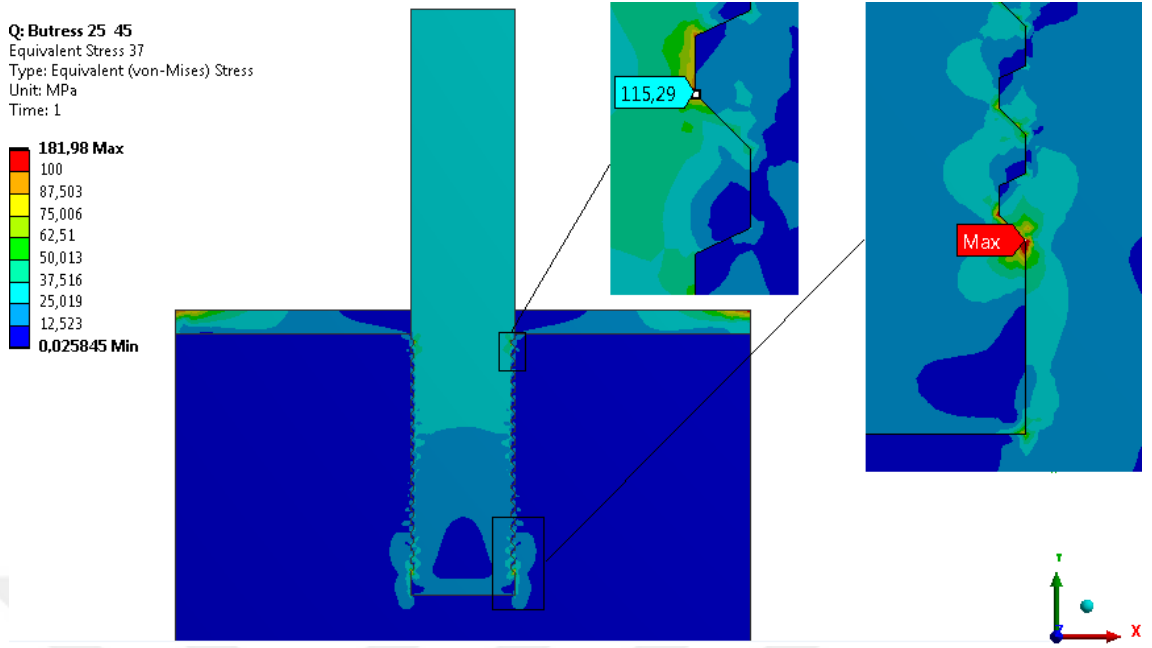
Şekil 4.11. B2530 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



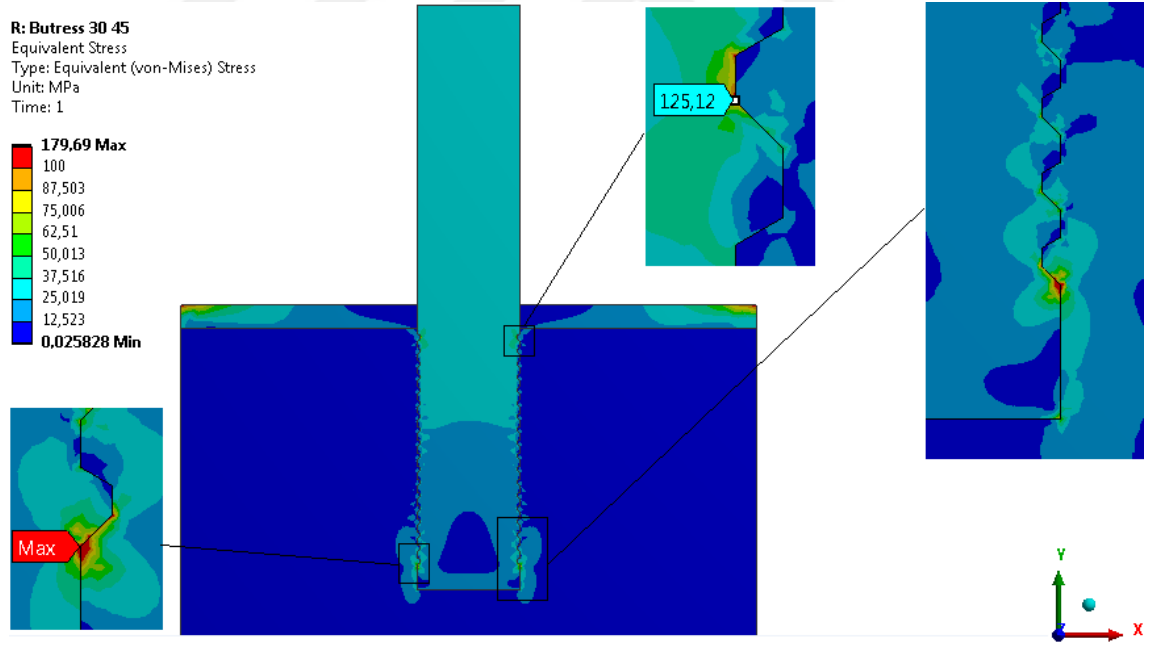
**Şekil 4.12.** B1545 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



**Şekil 4.13.** B2045 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı

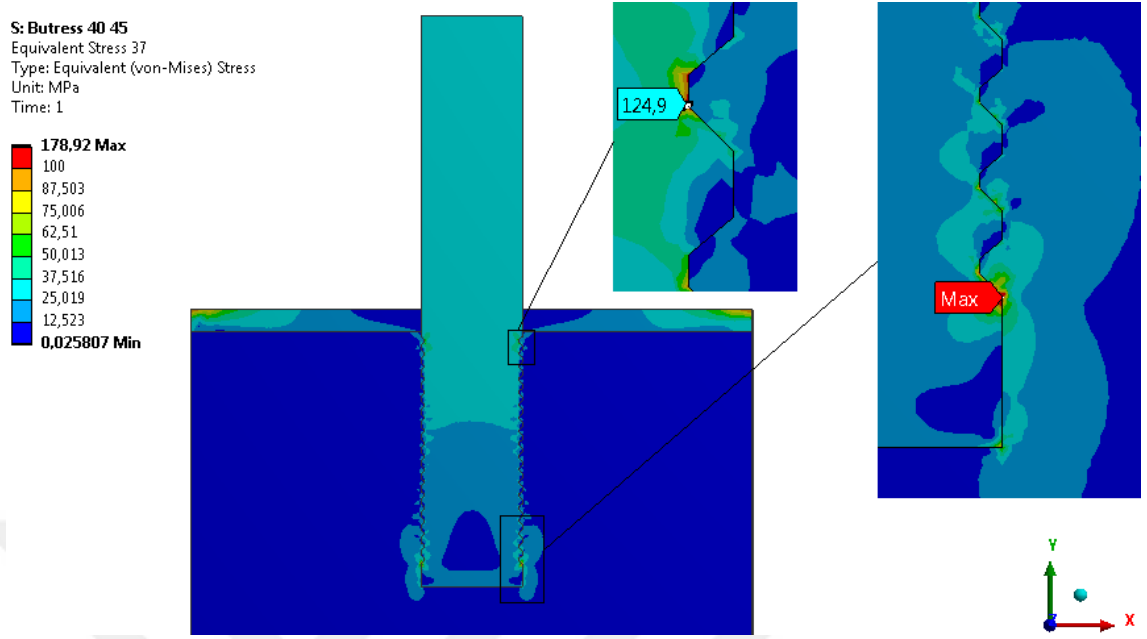


**Şekil 4.14.** B2545 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı

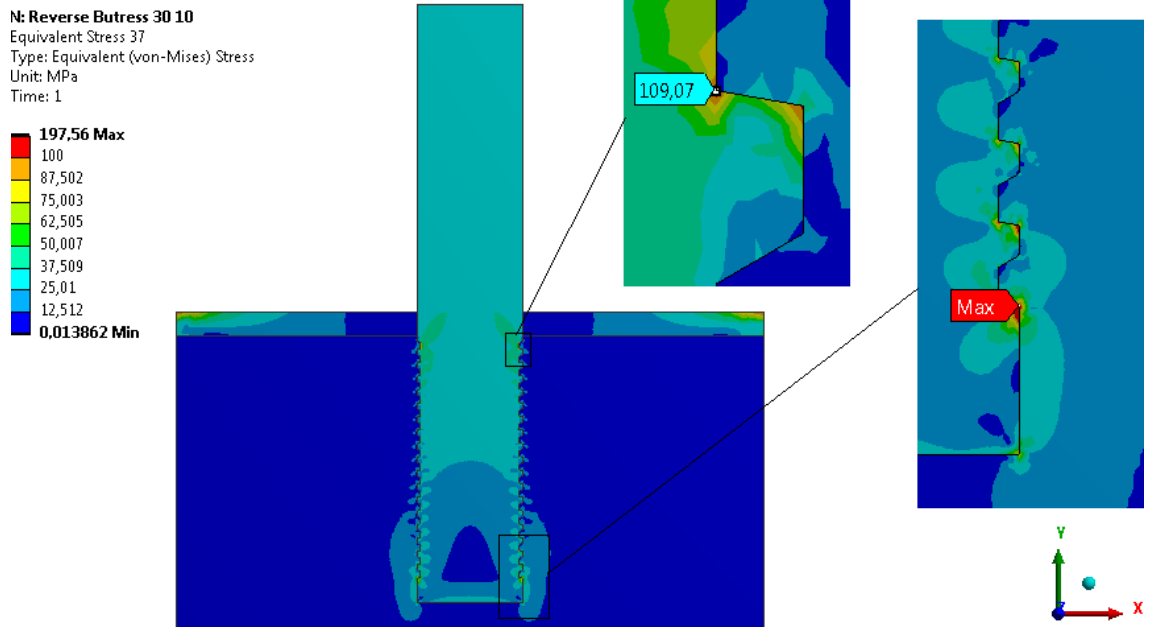


**Şekil 4.15.** B3045 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı

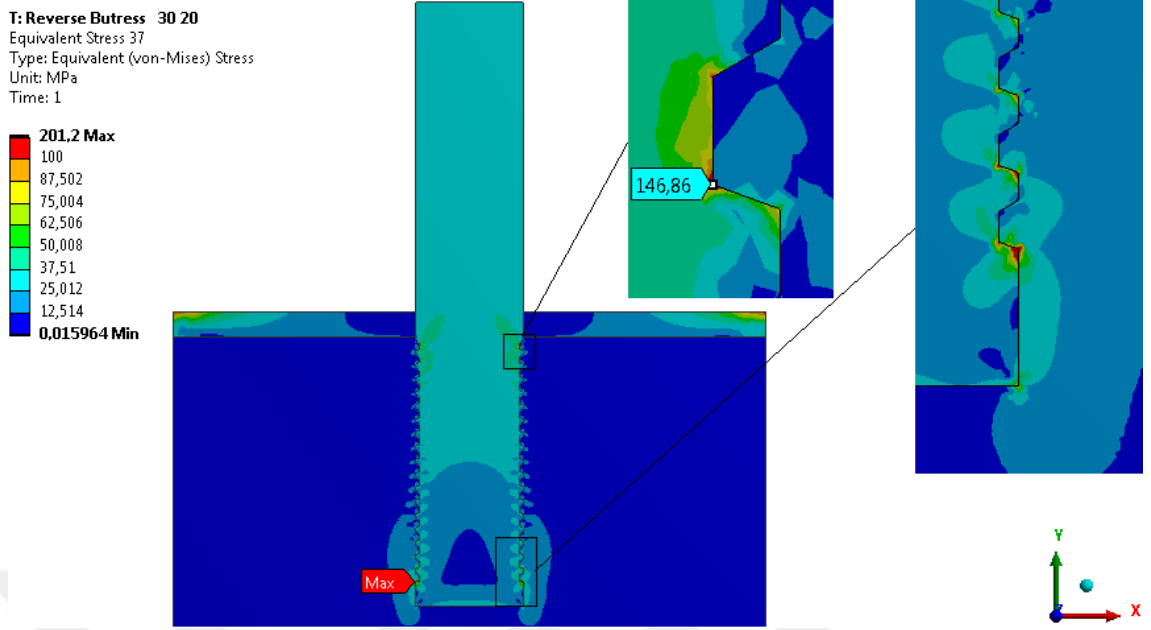




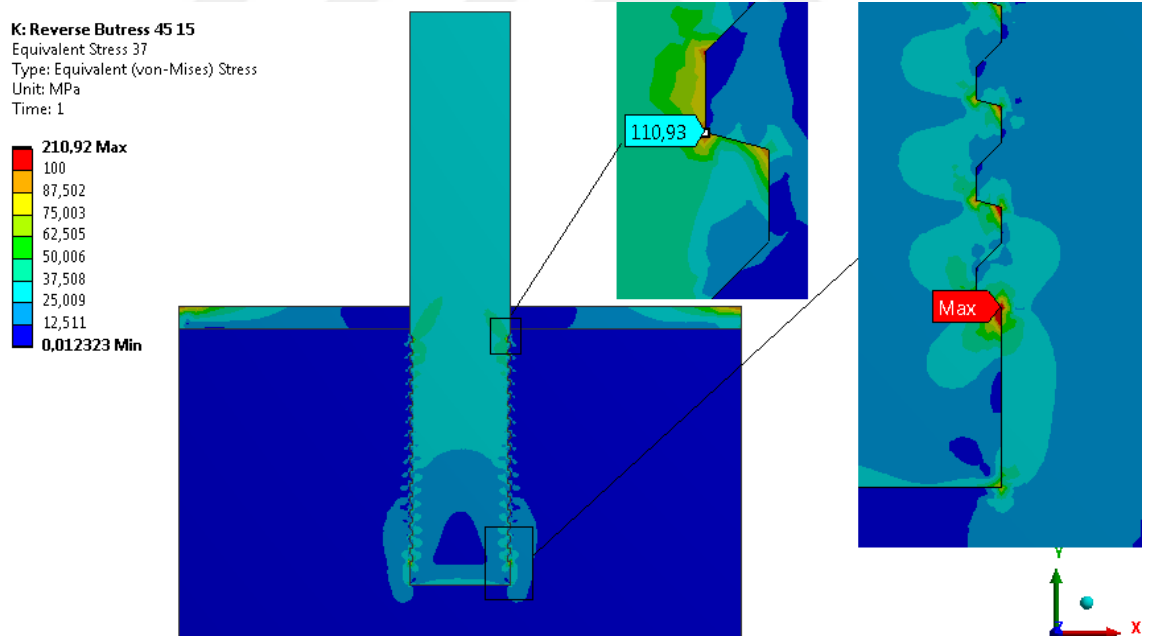
**Şekil 4.16.** B4045 profilili implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



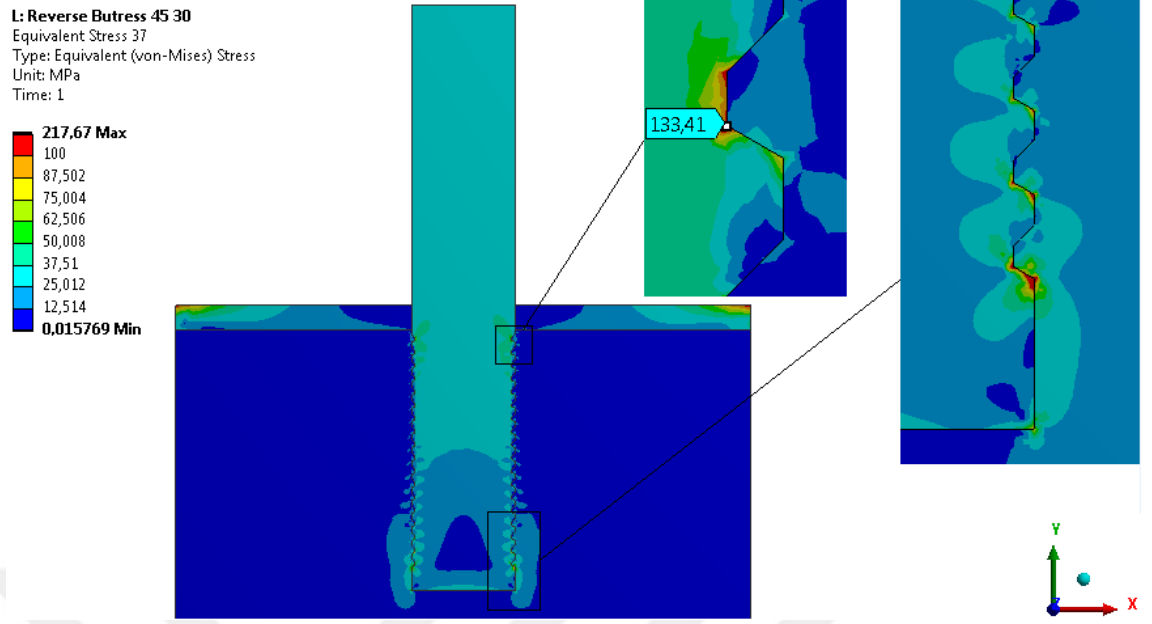
**Şekil 4.17.** B3010 profilili implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı



**Şekil 4.18.** RB3020 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı

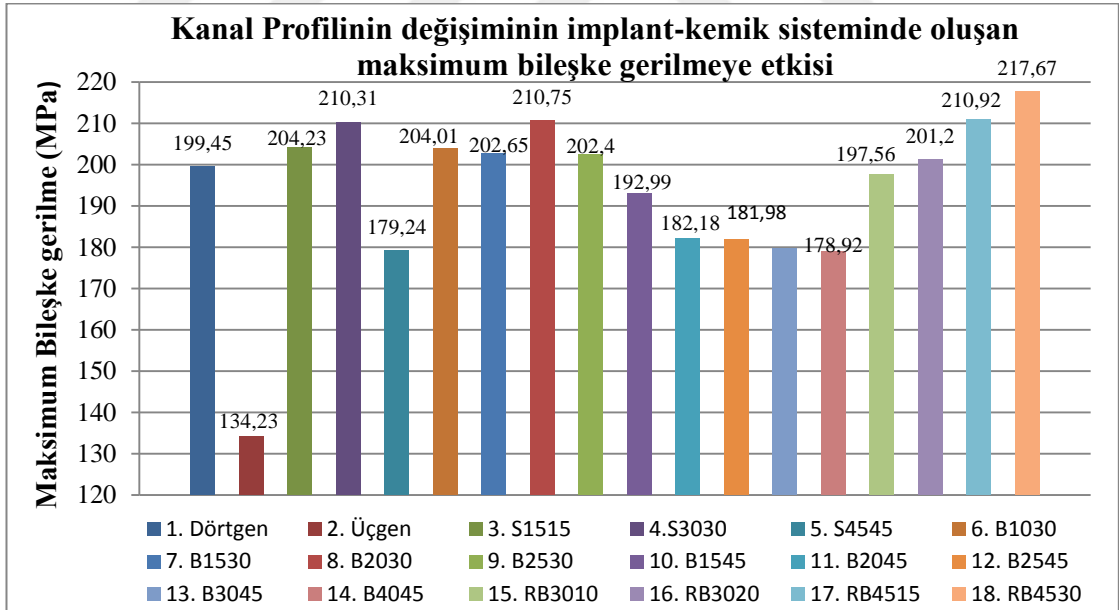


**Şekil 4.19.** RB4515 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme değeri ve gerilme dağılımı



**Şekil 4.20.** RB4530 profilli implant sistemi modelinin sonlu elemanlar analizi sonucu oluşan maksimum bileşke gerilme dağılımı

**Çizelge 4.1.** Kanal profillerinin değişiminin maksimum bileşke gerilmeye etkisi

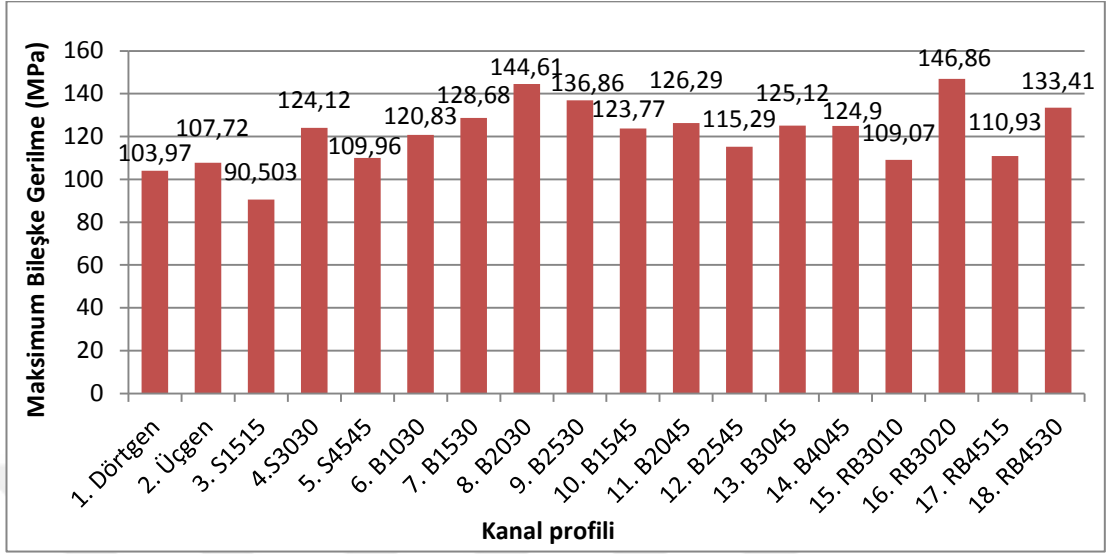


Y ekseninde çekme kuvvetine maruz kalan implant-kemik sisteminde oluşan maksimum gerilme değeri tüm profiller için Çizelge 4.1’de olduğu gibidir. Sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre gerilme değeri kayda değer artış kemik implant ara yüzeyi uzunluğu boyunca gözlemlenmiştir. İmplant etrafındaki gerilme değerleri 2 farklı malzemenin teması ile açıklanabilmektedir. Kemik ve implant arasındaki gerilme

değerlerindeki farklılık temas eden iki farklı malzemenin farklı elastisite modülü ve poison oranına sahip olması ile açıklanabilmektedir. Ti implant daha yüksek elastisite modülüne sahip olduğu için daha rijittir dolayısıyla üzerinde daha yüksek gerilme bölgelerini bulundurmaktadır. Rijitliği Ti implanta göre daha az olan çevre kemik üzerinde nispeten daha düşük gerilme değeri elde edilmiştir. Bu durum stress shielding'in etkisini gösterir niteliktedir. Çeşitli mikro kanal profillerine sahip implantlar üzerinde yüksek gerilme, keskin geçişlerin olduğu bölgelerde ortaya çıkmıştır. Özellikle mikro kanal profillerinin merkezden uzak en uç kısmında en yüksek gerilme bölgeleri elde edilmiştir. Bu durum gerilme yoğunluğuna bağlı olarak çevre kemiğe yüksek gerilme aktarımı ile sonuçlanmıştır. Maksimum gerilmenin olduğu bölge, tüm profiller için, mikro kanal açılmış olan Ti implantın kırmızı etiket ile gösterilen en alt kanal bölgesinin kemikle temas eden en dış kısmında elde edilmektedir. Çizelge 4.1'den hareketle her bir profilde oluşan maksimum gerilme değeri  $Ti_6Al_4V$  malzemesinin akma sınırının altında meydana geldiğinden plastik deformasyon meydana gelmemektedir. Gerilme yoğunluğunun fazla olduğu bölgeler kanal yan destek duvarlarında olduğu gözlemlenmiştir. Çekmeye zorlanan farklı kanal profillerine ait sonlu elemanlar analizi sonuçlarında mikro kanalların baskıya maruz kalan bölgelerinde daha yüksek gerilme değerine ulaştığı tespit edilmiştir. İmplant-kemik ara yüzey temasının değişimi maksimum gerilme değerini etkin bir şekilde etkilediği ve en az maksimum gerilme değerinin üçgen profilli implant modeli üzerinde meydana gelmektedir.

Tüm vida tasarımlarında yüksek gerilme bölgesinin ilk yiv veya kanal profili içinde veya hemen önce olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Bu durum vidanın kırıldığı çoğu klinik başarısızlıkla tutarlıdır (Chen ve ark. 2001). Tüm profillerde 1. Mikro kanal bölgesinde Şekil 4.1'den Şekil 4.20'e kadar olan tüm şekillerde görüldüğü gibi gerilme yoğunluğunda artış gözlemlenmektedir.  $Ti_6Al_4V$  malzemenin akma sınırının altında olan ve Çizelge 4.2'de görüldüğü gibi 1. kanal bölgesindeki maksimum gerilme değerleri tüm profiller için plastik deformasyona neden olmamaktadır.

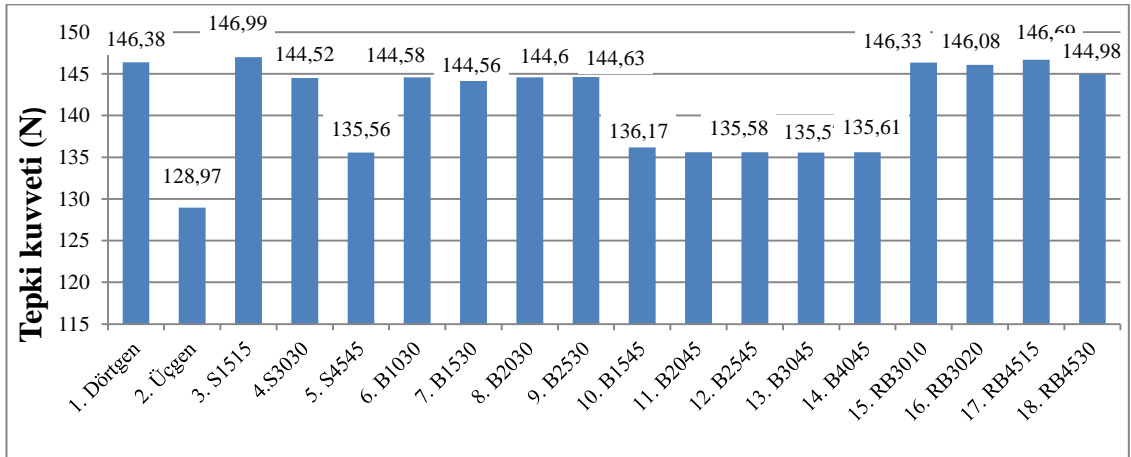
**Çizelge 4.2** Kanal Profilinin değişiminin implant üzerindeki 1. kanal bölgesinde oluşan maksimum bileşke gerilmeye etkisi



#### 4.3. İmplant-Kemik ara yüzeyi tepki kuvveti değerlendirmesi

Y eksenini doğrultusunda çekmeye zorlanan kanal profillerinde yapılan sonlu elemanlar analizleri sonucuna göre elde edilen tepki kuvvetleri Çizelge 4.3'te gösterildiği gibidir. Bu tepki kuvvetleri çekme direncini niceliksel olarak ifade ederek implant stabilitesinin ve implant tutucu gücü hakkında fikir sahibi olmamıza yaramaktadır. Çizelge 4.3'te görüldüğü gibi kanal tasarımı değişmesine bağlı olarak çekme kuvvetine karşı gösterilen direnç değişmektedir.

**Çizelge 4.3.** Kanal Profilinin değişiminin implant-kemik sisteminde oluşan tepki kuvvetine etkisi



#### **4.4. Kemik yeniden oluşumu için gerekli olan mekanik uyarıcıların değerlendirilmesi**

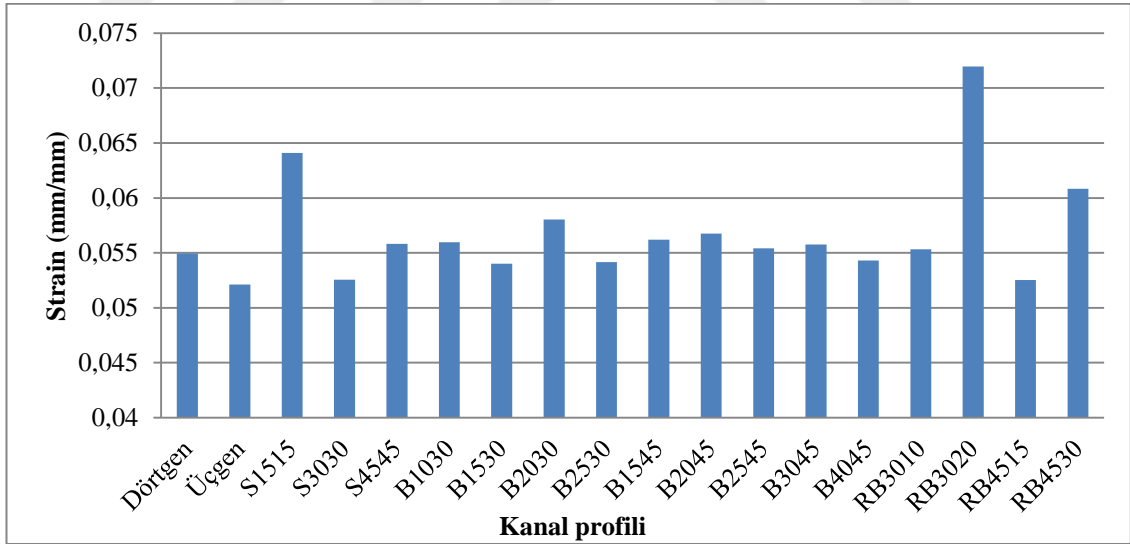
Duyck ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada yüklemeye yok iken kemik yoğunluğu yiv geometrisinin alt ve üst tarafında eşit olduğunu ancak yüklemeye altında yivlerin basınca zorlandığı tarafta kemik yoğunluğunda artış olduğunu gözlemlemiştir. Bu durum Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te görüldüğü üzere çekme sınır şartları altında gerçekleştirilen analizlerde, çeşitli mikro kanal profiline sahip implantların basınca maruz kalan yüzeylerinde gerilme ve strain değerlerinde artış olduğu gözlemlenmektedir. Elde edilen sonuçlar Duyck ve ark (2001) 'nın yaptığı çalışma ile örtüşmektedir. Gerilme ve strain değerlerindeki aşırı yüklemeye haline kadar olan artış kemik yeniden oluşumu'nda Wolff yasasında bahsedilen yeterli mekanik uyarıcıların varlığında kemik varlığını sürdürür prensibi için mekanik uyarıcı rolünü üstelenebileceğini kanıtlar niteliktedir.

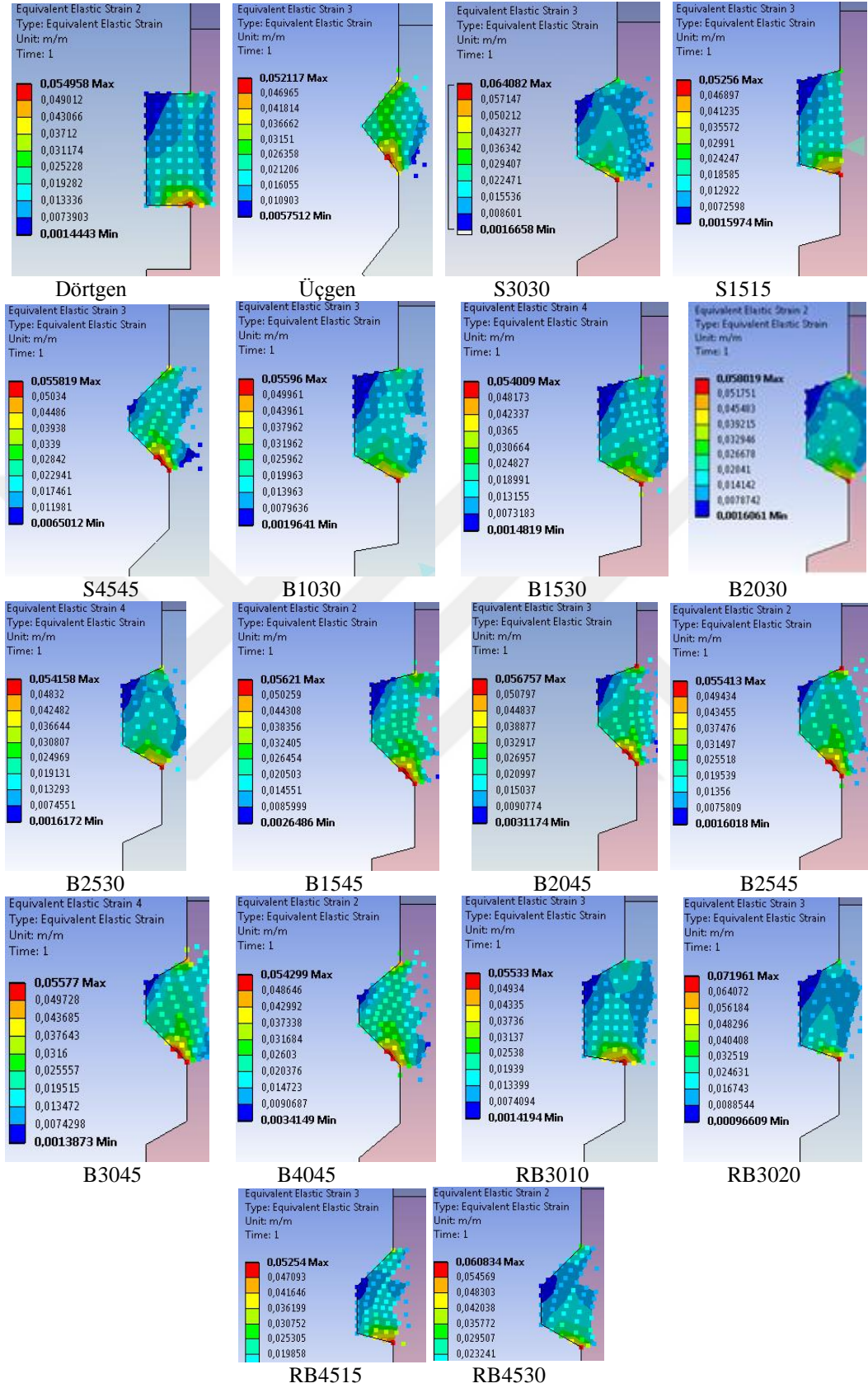
Temas halinde olan iki farklı malzemenin ilk temas bölgeleri olan birinci mikro kanal etrafındaki çevre kemikte gerilme ve strain değerinde bir miktar artış elde edilmiştir. Bu temel mühendislik ilkesinin bir sonucudur. Yüklemeye altındaki implant üzerinde aşırı yüklemenin görülebileceği ilk alanlardan biri olarak varsayılmıştır. Bu bölgede gerilme ve strain değerlerinde meydana gelebilecek artış aşırı yüklemeye ile sonuçlanabilir dolayısıyla bu bölgelerde kemik kaybı veya kemik rezorpsiyonu ile sonuçlanabilmektedir.

Schuller-Götzburg ve ark (1999) yaptıkları histomorfolojik çalışma sonucunda vidanın birinci diş bölgesinin etrafındaki kemikte yeterli mekanik uyarıcıların ulaşmaması (stress shielding) nedeniyle oluşan kemik rezorpsiyonunun en alt seviyede olduğunu açıklamışlardır. Frost (2004), kemiğin lokal strainlere verdiği tepki hipotezine göre kemik 50-1500 mikrostrain aralığında fizyolojik olarak aktivitelerini sürdürmektedir. Eğer strain değerleri 50-100 mikrostraini aşmıyorsa kemik rezorpsiyonu gerçekleşmektedir. Bu hipotez birinci kanal bölgesi etrafında kemik rezorpsiyonunu değerlendirilmek üzere kullanıldığında tüm profiller kemik rezorpsiyonunun belirtilen bölge için en alt seviyede olduğu sonucuna ulaşılmıştır ve Frost (2004) 'un önerdiği eşik değerin üzerindedir. Ancak bu durum uygulanan sınır şartları altında gerçekleşmektedir. Aşırı yüklemeye halinde olan implantlarda da kemik rezorpsiyonu oluşabileceğini ve

osseointegrasyonun kaybolacağı Forst (2004) ve Melsen ve Lang (2001) göstermiştir. Aşırı yüklemeye halinde hangi kanal profilinin daha iyi performans göstereceği yapılan karşılaştırma sonucunda elde edilmiştir. Çizelge 4.4 'te gösterildiği gibi birinci kanal bölgesinde maksimum bileşke strain değerleri karşılaştırıldığında çeşitli kanal profilleri arasındaki maksimum strain değerleri arasında kayda değer fark görülmemekle birlikte üçgen profilli mikro kanallar en düşük strain değerine sahip olurken, RB3020 mikro kanal profili en yüksek strain değerine sahiptir. Üçgen profil, maksimum strain değerlerinin gözlemlendiği RB3020 profile göre etkin strain değerlerini %27,5 oranında düşürdüğü tespit edilmiştir. Bu durum aşırı yüklemeye halinde birinci kanal bölgesi etrafındaki çevre kemikte, kemik rezorbsiyonunu azaltma ile sonuçlanabilir. Ancak bu durum daha az yüklemeye altında çevre kemiğe yeterli mekanik uyarıcıların iletilmemesi ile de sonuçlanabilmektedir. Bunun için en iyi biyomekanik performansa sahip kanal profilinin tespiti için GTP değerlendirme sonuçlarından yararlanmak gerekir.

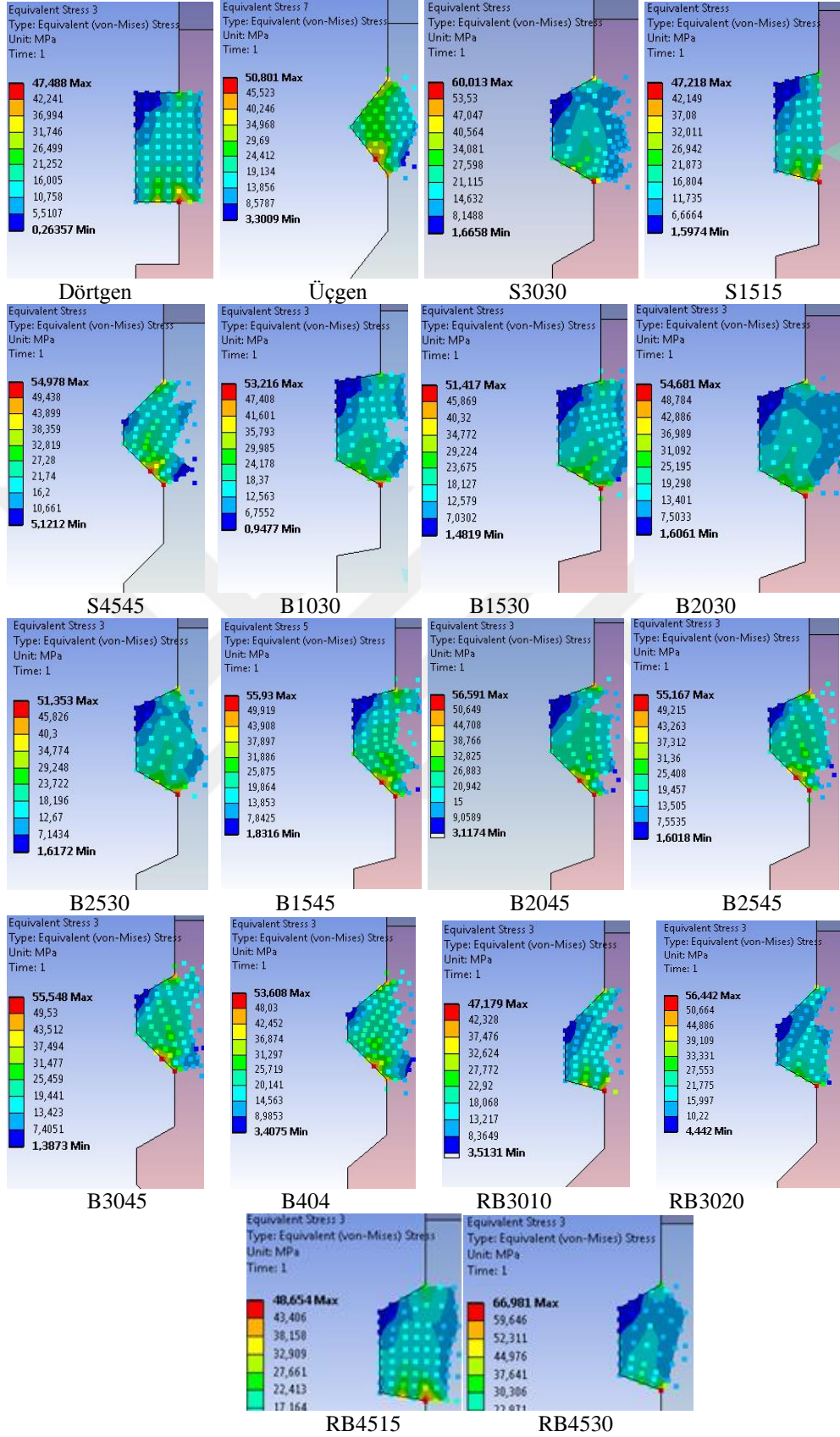
**Çizelge 4.4.** Çeşitli mikro kanal tasarımına sahip implantların birinci mikro kanal bölgesi etrafındaki kemikte oluşan maksimum bileşke strain değerleri





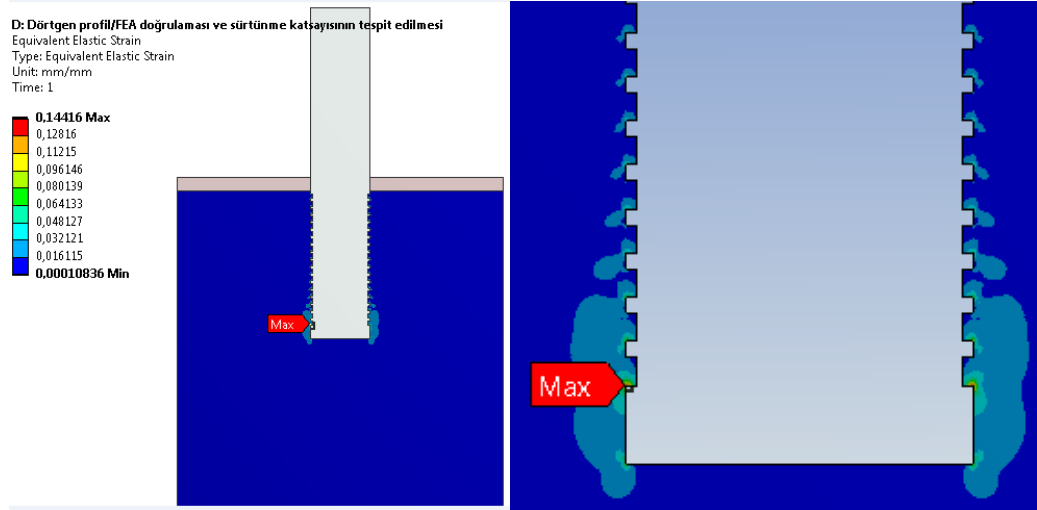
Şekil 4.21. Birinci mikro kanal bölgesi etrafındaki çevre kemikte oluşan maksimum bileşke strain değeri ve strain dağılımı





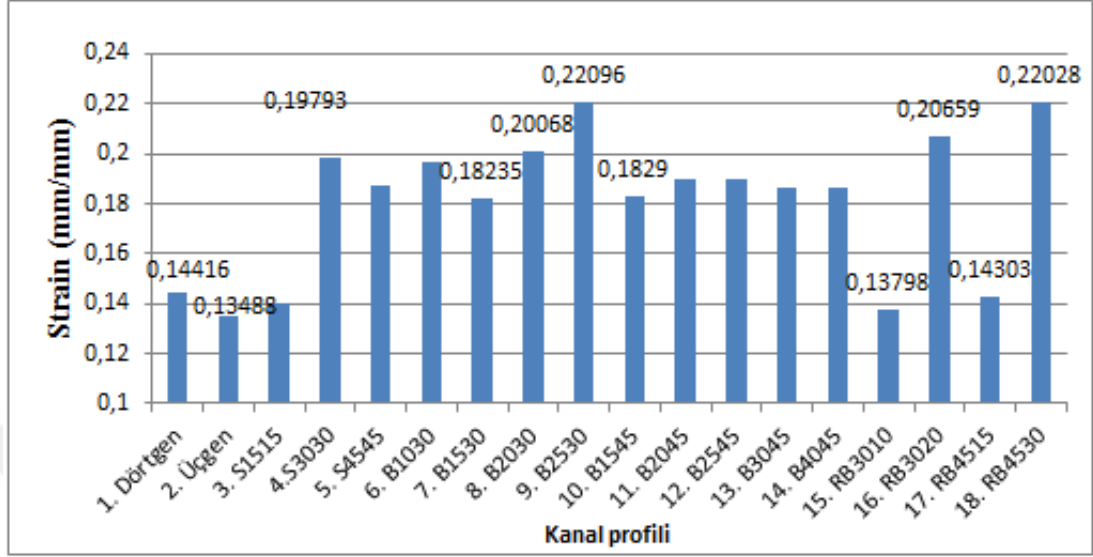
**Şekil 4.22.** Birinci mikro kanal bölgesi etrafındaki çevre kemikte oluşan maksimum bileşke gerilme değeri ve gerilme dağılımı

Şekil 4.23.'de gösterilen ve tüm profillerde aynı bölgede trabekular kemik içerisinde oluşan maksimum gerilme bölgelerinden alınan gerilme değerleri Çizelge 4.5. 'de gösterilmiştir. Çevre kemikte oluşan maksimum bileşke strain değerleri 50-100 mikrostrain eşik değerinin üzerindedir. Maksimum strainin gözlemlendiği alanda aşırı yükleme veya yetersiz yüklemeden kaynaklı kemik rezorpsiyonu gözlenmez ve uzun dönemli implant stabilitesini tehlikeye atmadığı söylenebilir. Ancak gerçek implant modelleri üzerinde yalnızca mikro kanallar olmayacağından ileriki mikro kanal içeren yeni tasarımlar için aşağıdaki gerilme değerleri çevre kemikte oluşacak maksimum gerilme değerlerine ne kadar katkıda bulunacağı hakkında fikir sahibi olmamızı sağlamaktadır. Wolf yasasına göre yeterli iç ve dış uyarının varlığında kemik varlığını sürdürebilmektedir. Yetersiz dış uyarıcının varlığında kemik emilimi gerçekleşmektedir. Bu mekanik uyarıcı strain olarak ele alındığında; çevre kemikte RB4530 ve B2530 kanal profilinin maksimum strain değerlerinde artış sağladığı buna bağlı olarak stress shielding karşısında daha iyi performans göstermektedir. Bu durum stress shieldingin etkisini azaltma ile açıklanabilmektedir. Aşırı yüklemehalindedir osseointegrasyonun kaybolacağı unutulmamalıdır. Aşırı yükleme halinde üçgen mikro kanal profili çevre kemikte oluşan maksimum strain değerini düşürmektedir ve sürdürülebilir osseointegrasyonun başarısına katkı sağlamaktadır.



Şekil 4.23. Deney profili trabekular kemik içerisindeki maksimum bileşke strain dağılımı

**Çizelge 4.5.** Mikro kanal profili değişiminin trabekular kemikte oluşan maksimum bileşke strain değerlerine etkisi



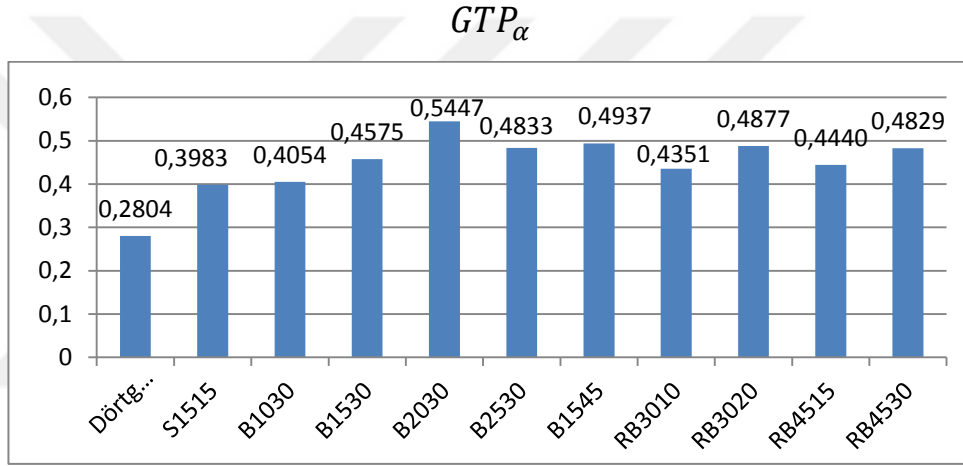
#### 4.5. Gerilme transfer parametresi değerlendirmesi

Oluşturulan yeni kanal profilinin stress shielding etkilerini en aza indirerek çevre kemik ve implant arasındaki benzer yük paylaşımına izin vermesi, yeterli kemik yeniden oluşumu ve sürdürülebilir osseointegrasyonun varlığından söz edilebilmesi için yeterli mekanik uyarıcıların kemik üzerine ulaşması gerekmektedir. Bu, çevre kemikte daha düzgün gerilme dağılımı elde edilerek sağlanır. İdeal olarak implant ve çevre kemikte malzeme özelliklerinin benzer olması vida ve kemik benzer yükleri taşır ve gerilme neredeyse homojen dağılım gösterir. İdeal olarak gerilme transferi değerinin 0,96-0,99 arasında olması gerekir (Gefen, 2002).

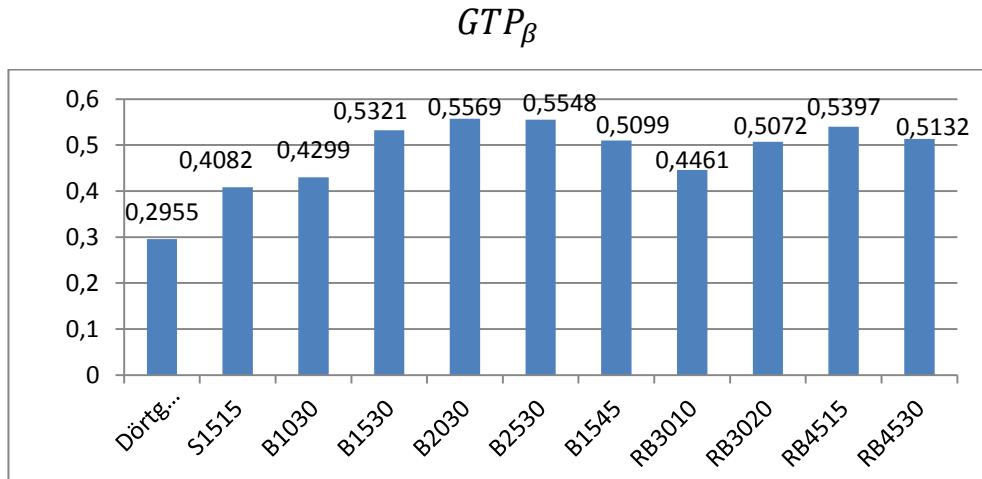
Schuller-Götzburg ve ark (1999) implantasyondan 3 ay sonra lokal olarak tümörlerin görülmesi nedeniyle üçgen profilli dış dişlere sahip olan vida numunelerini yerleştirildiği kemikten operasyon ile çıkarılmıştır. Yaptıkları histomorfolojik analizler sonucunda kemik rezorbsiyonunun çoğunluğunun vida yivlerinin uç kısmı etrafında olduğunu ve merkezden uzak 3. diş temasından sonra hiçbir kemik temasının olmadığını açıklamıştır. İnceledikleri numunelerin vida başı altında ve vidanın birinci diş bölgesinin üst kısmı boyunca kemik rezorbsiyonunun en alt seviyede olduğunu açıklamışlardır. Tahmin edilen mekanik gerilmelerin çoğu en üstteki birinci yiv bölgesi üzerinden transfer edilmektedir. Merkezden uzak dış dişler arasında bulunan kemikler

sadece önemsiz bir yük taşır ve Wolff yasasına uygun olarak kemik emilimine duyarlı hale gelir. Bu durum çalışmamızda da çeşitli mikro kanal profillerinin biyomekanik uyumluluğu performansını değerlendirmek için kullandığımız boyutsuz değerlendirme sayısı olan, Gefen (2002)'nin önerdiği gerilme transfer parametresi formülasyonlarının uygulanabilirliğini destekler niteliktedir. Oluşturulan çeşitli iç dişli mikro kanal profillerine sahip implant üzerindeki birinci ve diğer diş bölümü üzerinden olan gerilme transferi benzer değerlere sahiptir bu durum çevre kemikte kemik resorpsiyonunu azaltmak üzere mikro kanalların olumlu etkiye sahip olacağına işaret etmektedir.

**Çizelge 4.6.** 1. Kanal profili bölgesinden çevre kemiğe transfer edilen ortalama gerilme



**Çizelge 4.7.** Diğer tüm diş bölgesinden çevre kemiğe transfer edilen ortalama gerilme



$GTP_{\alpha}$  ve  $GTP_{\beta}$  her bir profile ait sırasıyla 1. kanal bölgesinden ve diğer tüm kanal üzerinden çevre kemiğe olan ortalama gerilme transferini karakterize etmek için

kullanılan boyutsuz değerlendirme sayısını temsil etmektedir. Çizelge 4.5. ve 4.6. dan da görüldüğü üzere her bir profil için  $GTP_{\alpha}$  ve  $GTP_{\beta}$  değerleri birbirine yakın olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum implant üzerinden çevre kemiğe transferin tüm kanal profili üzerinden benzer olması çevre kemikte daha dengeli gerilme dağılımına neden olmaktadır. Çevre kemikte maksimum gerilmenin gözlemlendiği en alt kanal bölgesinde bile çevre kemiğe transfer oranı benzer olduğu gözlemlenmiştir. Trabeküler kemik ile etkileşim açısından destekli kanal geometrileri yüksek GTP değerleri göstermiştir. Kemik yeniden oluşumu için gerilme transfer parametresi uyaran olarak ele alındığında, dörtgen profilden çevre kemiğe olan gerilme transferi en alt seviyede olurken B2030 profili için en yüksek seviyededir. Bu durum B2030 profilinde kemik yeniden oluşumu için gerekli gerilmelerin transferinin en yüksek seviyede olduğunu göstermektedir. Bu nedenle B2030 ve B2530 profilleri en iyi biyomekanik uyumluluk özelliği göstermektedir. B2030 ve B2530 mikro kanal profilleri GTP'ne göre en iyi yük paylaşım özelliği gösterdiğinden implant üzerine mikro kanal profili tasarım işlemlerinde bu profil tipi tercih edilmelidir.

## 5. SONUÇ

Dental implantlarda uzun dönemli stabilizasyonun sağlanması amacıyla öngörülen en uygun mikro-kanal profilinin tespiti için bu çalışma gerçekleştirilmiştir. Solidworks tasarım programı içerisinde çeşitli kanal profillerine sahip implant için Visual Basic aracılığıyla parametrik çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu parametrik çalışma kanal profillerinin yan duvar açılarını değiştirilerek oluşturulmuştur. Oluşturulan 18 farklı tasarım için ANSYS programında sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Yapılan in-vitro çekme testleri yalnızca implantların tutunma gücü ve çekme direnci hakkında bilgi vermektedir. İmplant-kemik ara yüzeyinde gerilme dağılımı hakkında detaylı bilgi almak amacıyla sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Deney modelinin sonlu elemanlar analizi doğruluğunu tespit etmek amacıyla in-vitro çekme testi sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar analizinin %1 hata ile gerçekleştirildiği tespit edilmiştir.

1-) Deney sınır şartları altında oluşturulan çeşitli kanal profillerine sahip implant üzerinde herhangi bir noktada ve klinik başarısızlıklarla kanıtlanmış kırılmaların yaşandığı 1.kanal bölgesinde plastik deformasyon gerçekleşmemektedir.

2-) Mikro kanal tasarımının değişmesine bağlı olarak çekme kuvvetine karşı gösterilen implant-kemik sistemine ait ara yüzeyin direnç ve tepki kuvveti değişmektedir. Kanal profili kemikte maksimum gerilme büyüklüğünü ve implantın yüklere direnme kapasitesini kayda değer oranda etkilemektedir. Yan duvar açılarını 5° arttırmanın tepki kuvveti üzerindeki kayda değer etkisi olmadığı ancak mikro-kanal profilinde yapılan köklü değişiklikler ile tepki kuvvetinin değiştiği tespit edilmiştir. Bu durum osseointegrasyonunu tamamlamış implantlar için birincil stabilitesi üzerinde mekanik olarak şekil bağının destekli yiv ve ters destekli yiv geometrileri üzerinde daha iyi mekanik kilitleme sağlayacağı tespit edilmiştir.

3-) Birinci kanal bölgesi etrafındaki kemik üzerinde oluşan gerilme ve strain dağılımı Duyck ve ark (2001) 'nın yaptığı kemiklerin baskıya maruz kalan taraflarında kemik

yoğunluğunu arttığını gösteren çalışma ile örtüşmektedir. Gerilme ve strain değerlerindeki aşırı yüklenme haline kadar olan artış kemik yeniden oluşumu'nda Wolff yasasında bahsedilen yeterli mekanik uyarıcıların varlığında kemik varlığını sürdürür prensibi için mekanik uyarıcı rolünü üstelenebileceğini kanıtlar niteliktedir.

4-) Birinci mikro kanal bölgesinin aşırı yüklemeye maruz kalabileceği göz önünde bulundurularak bu bölge etrafındaki çevre kemikte oluşturulan maksimum strain değerleri baz alınarak yapılan karşılaştırma sonucunda: Her bir mikro kanal profiline ait implant için kemik rezorbsiyonunun, Frostun(2004) önerdiği eşik değer ve Schuller-Götzburg ve ark (1999) yaptıkları histolojik çalışmalar ışığında birinci mikro kanal profili etrafındaki çevre kemikte en alt seviyede olduğu gösterilmiştir. Birinci kanal bölgesi etrafında her bir mikro kanal profiline ait aşırı yüklenme halinde hangi kanal profilinin daha iyi performans göstereceği yapılan karşılaştırma sonucunda elde edilmiştir: Herbir profilde oluşan maksimum strain değerleri arasında kayda değer fark görülmemekle birlikte Üçgen profilli mikro kanallar en düşük strain değerine sahip olurken, RB3020 mikro kanal profili en yüksek strain değerine sahiptir. Üçgen profil, maksimum strain değerlerinin gözlendiği RB3020 profile göre etkin strain değerlerini %27,5 oranında düşürdüğü tespit edilmiştir. Bu durum aşırı yüklenme halinde birinci kanal bölgesi etrafındaki çevre kemikte, kemik rezorbsiyonunu azaltma ile sonuçlanabilir. Aşırı yüklenme halinde üçgen mikro kanal profili çevre kemikte oluşan maksimum strain değerini düşürmektedir ve sürdürülebilir osseointegrasyonun başarısına katkı sağlamaktadır.

5-) Oluşturulan çeşitli iç dişli mikro kanal profillerine sahip implant üzerindeki birinci ve diğer diş bölümü üzerinden olan ortalama gerilme transferi benzer değerlere sahiptir bu durum çevre kemikte birinci diş bölgesinden sonra oluşmaya başlayan kemik rezorbsiyonunu azaltmak üzere mikro kanalların olumlu etkiye sahip olacağına işaret etmektedir. Kemik yeniden oluşumu için gerekli olan uyarıcı olarak gerilme transferi kullanıldığında; Stress shielding etkisini en aza indirip uzun dönemli implant stabilitesi sağlanması amacıyla çevre kemiğe ortalama gerilme transferi açısından en iyi biyomekanik uyumlu profilin B2030 olduğu tespit edilmiştir.

## KAYNAKÇA

**Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., Wang, H-L. 2010.** The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin. Oral Impl. Res.*, 21: 129–136.

**Adell R, Hansson BO, Branemark PI, Breine U., 1970** Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 419-434.

**Ağdacı, O. 2017.** Dental implant analizleri.  
<http://www.figes.com.tr/dergi/makaleler/30-32-figes-02.pdf> (16.12.2017)

**Akpınar, I., Demirel, F., Parnas, L., P., Sahin, S., 1996.** A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence International.*, 27:11-17.

**Al-Thobity A.M., Kutkut A., Almas K., 2017.** Microthreaded Implants and Crestal Bone Loss: A Systematic Review. *J. oral implantol*, 43(2):157-166.

**Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R. 1986.** The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1:11–25.

**Anonim, 2017a.** Dentcare Farklı implant şekilleri var mıdır ?  
<http://www.dentcare.com.tr/farkli-implant-sekilleri.html> (26.11.2017)

**Anonim, 2017b.** Kemik. <http://docplayer.biz.tr/12039945-Bolum-2-kemik-2-1-giris.html>. Bölüm 2 sf 12. (15.11.2016)

**Anonim, 2017c.** Dental implants in Orlando fl area. <https://centralfloridaperio.com/dental-implants/> .(14.11.2017)

**Anonim, 2017d.** İmplant nedir? <http://akamer.net/tr/implant/> 10.12.2017

**Anonim, 2017e.** FDA, Class II special controls guidance document: root-form endosseous dental implants and abutments; draft guidance for industry and FDA issued May 14, 2002.  
<https://www.fda.gov/medicaldevices/deviceregulationandguidance/guidancedocuments/ucm072424.htm> (15.12.2017).

**Anonim, 2017f.** Form and function of implant threads in cancellous bone.  
<http://glidewell dental.com/education/inclusive-dental-implant-magazine/volume-4-issue-1/form-and-function-of-implant-threads-in-cancellous-bone/> (26.12.2017).

**Anonim, 2015g.** Historia de los materiales dentales. <https://www.sutori.com/story/copy-of-copy-of-historia-de-los-materiales-dentales> (20.11.2015)



- Anonim, 2017h.** History and development of dental implants  
<https://pocketdentistry.com/1-history-and-development-of-dental-implants/>  
(18.12.2017)
- Anonim, 2017i.** Mini dental implantların kırılma tehlikesi mevcut mudur?.  
<https://www.c-tech-implant.com/tr/hastalar-icin/mini-dental-implant/> (16.12.2017).
- Anonim, 2017i.** Scientific Rationale for Dental Implant Design.  
<https://www.slideshare.net/slide4139/scientific-rationale-for-dental-implant>  
(26.12.2017)
- Anonim, 2017j.** The finite element method- theory.  
<http://illustrations.marin.ntnu.no/structures/analysis/FEM/theory/index.html>  
(11.12.2017)
- Al-Johany, S.S., Al Amri, M.D., Alsaeed, S., Alalola, B., 2016.** Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *J. Prosthodont.*
- Allum, S.R., Tomlinson, R.A., Joshi, R. 2008.** The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin. Oral Implant. Res.*, 19: 553–559.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., Vairo, G. 2008.** The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry.*, 100:422–31.
- Barbier, L. Schepers, E. 1997.** Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.*, 12: 215–223.
- Bozkaya, D. Müftü, S., 2003.** Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics.*, 36:1649-1658.
- Bozkaya, D., Müftü, S., Müftü, A., 2004.** Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry.*, 92: 523-530.
- Branemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J., Ohlsson, A. 1969.** Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3:81-100.
- Branemark, P.I. 1983.** Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, 50:399-410.
- Bratu, E.A., Tandlich, M., Shapira, L. 2009.** A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin. Oral Implants Res.*, 20:827–32.

**Carter, D.R., Beaupre, G.S., 2001.** Skeletal Function and Form: Mechanobiology of Skeletal Development, Aging, and Regeneration, Cambridge University Press, Cambridge.

**Carter, D.R., Caler, W.E., Spengler, D.M., Frankel, V.H., 1981.** Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52:481–490.

**Chang, C.L., Chen, C.S., Hsu, M.L. 2010.** Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 25: 295-304.

**Chang, P.K., Chen, Y.C., Huang, C.C., Lu, W.H., Chen, Y.C., Tsai, H.H. 2012.** Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 2012;27:e96-101.

**Chen, S.I., Chang, C.H., Lin, R.M. 2001.** The effect of the pedicle screw length within the vertebral body. In: Proceedings of the SummerBioengineering. Conference of the ASME Bioengineering Division. 2001. sf. 263–264.

**Chung, S.H., Heo, S.J., Koak, J.Y., Kim, S.K., Lee, J.B., Han, J.S., Han, C.H., Rhyu, I.C., Lee, S.J. 2008.** Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *Journal of Oral Rehabilitation* 35: 229–236.

**Cowin, S.C., Hegedus, D.H., 1976.** Bone remodeling.1. theory of adaptive elasticity. *Journal of Elasticity*, 6 (3), 313-326.

**Çayır, F. 2011.** Osseointegrasyon. Bitirme tezi, Ege Üniversitesi, Ağız, Diş ve çene hastalıkları cerrahisi anabilim dalı, İzmir.

**Çetin, Ü. 2012.** Aşırı atrofik mandibulada farklı implat tasarımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Doktora Tezi*, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana bilim Dalı, Ankara.

**Çini, A., 2015.** Yetersiz kemik seviyesi olan çeneler için yeni dental implant tasarımı. *Doktora Tezi*, Hitit Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, Çorum.

**Dieter, D.E. 1991.** Engineering Design A Materials and Processing Approach. Second Edition. McGraw Hill Inc. s.192-198.

**Doblare, M., Garcia, J.M., Cegonino, J., 2002.** Development of an internal bone remodeling theory and applications to some problems in orthopaedic biomechanics. *Meccanica*, 37 (4.5): 365.374.

**Dos Santos, M.V., Elias, C.N., Cavalcanti Lima, J.H. 2009.** The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 13(3):215-23.

**Duyck, J., Ronold, H.J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J. Ellingsen, J.E. 2001.** The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*, 12: 207–218.

**Eckstein, F., Merz, B., Jacobs, C.R. 2012.** Effects of Joint Incongruity on Articular Pressure Distribution and Subchondral Bone Remodeling. Springer Science & Business Media. Ed; F.Beck B. Christ, W. Kriz, E Marani R. Putz Y. Sano, T.H. Schiebler, K Zilles, Vol.152 sf.24-26.

**Elias, C.N 2011.** Factors Affecting the Success of Dental Implants, <https://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/factors-affecting-the-success-of-dental-implants> (25.11.2017)

**Eraslan, O., Inan, O. 2010.** The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin. Oral Investig.* 2010;14:411-416.

**Ettinger , R.L., Spivey J.D., Han, D.H., Koorbusch, G.F. 1993.** Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 8:420-7.

**Faegh S. ve Müftü S. 2010.** Load Transfer Along The Bone-Dental Implant Interface Northeastern University , Boston, USA.

**Frost, H.M., 1964.** Dynamics in Bone Remodeling in Bone Dynamics. Little and Brown, Boston.

**Frost, HM . 1969.**Tetracycline-based histological analysis of bone remodelling. *Calcif Tissue Res*, 3(3):211–237.

**Frost, H.M. 1990.** Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990;226:403-13.

**Frost, H.M. 1992.** Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and Mineral* 19: 257–271.

**Frost, H.M. 2004.** update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontist* 74: 3–15.

**Gefen, A. 2002 ,** Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation, *Med.Eng.Phys.*24(2002)337

**Geng, J.P., Xu, D.W., Tan, K.B., Liu, G.R. 2004.** Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *Journal of Oral Implantology* 30: 223–233.

**Geng, J.P., Tan, K.B.C., Liu, G.R. 2001.** Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* 2001;85:585-98.

**Gotfredsen, K., Berglundh, T., Lindhe, J. 2001 .** Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clinical Oral Implants Research*, 12: 196–201.

**Graves, S.L., Jansen, C.E., Siddiqui, A.A., Beaty K.D. 1994.** Wide-diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Aust. Prosthodont. J.*, 8:31-7.

**Greenfield , E.J. 1991.** Implantation of artificial crown and bridge abutments 1913. *Int J Oral Implantol.*, 7:63-8.

**Güven, Ş.Y. 2014.** Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi. *Journal of Engineering Sciences and Design* 2(3), SI: Bio Mechanics 2014, sf 303-331.

**Hallman M. A., 2001.** Prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsub merged implants: results after 1 year of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16:731-736.

**Han, H. 2009.** Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis, MS (Master of Science) thesis, University of Iowa, 2009.

**Hansson, S., Werke, M.. 2003.** The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*, 36: 1247–1258.

**Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Nummikoski, P.V., Buser, D., Schenk, R.K. Cochran, D.L. 2001.** Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.*, 16: 475–485.

**Henry, P.J. 2000.** Tooth loss and implant replacement. *Aust. Dent. J.*, 45:150–72.

**Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L. 1991.** Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. 3rd ed. Tokyo: Quintessence Publishing Co., Bölüm 1.

**Huang, H-L., Chang, Y-Y., Lin, D-J, Li, Y-F., Chen, K-T., Hsu, J-T. 2011.** Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study. *Clin. Oral Impl. Res.* 22:691–698.

**Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T.J., 1987.** Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics.*, 20, 1135–1150.

**Isidor, F. 1999.** Occlusal loading in implant dentistry. In: Lang, N.P., Karring, T. & Lindhe, J.,eds. Proceedings of the Third European Workshop on Periodontology – Implant Dentistry, 358–375.

**Jamadagni, H., Karaman, H., Karpat, F., Williams, W., Dhanasekaran, L., Khandaker, M. 2017.** Effect of Micro-Grooving on the Stress Shielding of Titanium: Experimental and Numerical Investigations. Proceedings of the ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition.IMECE2017 November 3-9, 2017, Tampa, Florida, USA.

**Kalender, O. (2008).** Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. *TOTBİD*, 7: 133-137.

**Karpat, F. 2005.** Asimetrik evolvent dişe sahip düz dışlı çarkların analizi. *Doktora tezi.* Uludağ Üniversitesi .Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa

**Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. 2004.** Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research.*, 15: 401–412.

**Kluess,D. 2017.** Finite element analysis in orthopaedic biomechanics. <https://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis/finite-element-analysis-in-orthopaedic-biomechanics> sf. 160 (11.12.2017)

**Kong, L., Liu, B.L., Hu, K.J., Li, D.H., Song, Y.L., Ma, P. Yang, J. 2006.** Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 24: 509–512–515.

**Kong, L., Zhao, Y., Hua, K., Li, D., Zhou, H.,Wuc Z. , Liu, B. 2008.** Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software.*, 40:474–478.

**Kong, L., Hu, K., Li, D., Song, Y., Yang, J., Wu, Z., Liu, B. 2008.** Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 23:65-74.

**Köse, S., Cora, Ö.N., Sofuoğlu, H. 2014.** Mikro imalat yöntemiyle yüzey şekillendirmenin dental implant uygulamalarındaki osseointegrasyona etkisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi.*, 2(3), ÖS:Biyo Mekanik 2014, 221-227.

**Kütan, E. 2017.** Osseointegrasyon nedir?(Diş implantı ile kemik bağlantısı) <http://www.dresmakutan.com/2011/02/osseointegrasyon-nedir-dis-implant-ile.html>. (10.11.2017)

**Kristina, H., Gholamreza, R., 2013.** Prediction of stress shielding around an orthopedic screw: Using stress and strain energy density as mechanical stimuli. *Computers. Biology and Medicine.*, 43:1748–1757.

**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.*, 8:400-8.

**Lee, D.W., Choi, Y.S., Park, K.H., Kim, C.S. Moon, I.S. 2007.** Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 18: 465–470

**Lee, J.H., Frias, V., Lee, K.W., Wright R.F., 2005.** Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent.*, 94:377-81.

**Leize, E.M., Hemmerle, J., Leize, M. 2000.** Characterization, at the bone crystal level, of the titaniumcoating/ bone interfacial zone. *Clin Oral Impl Res.*, 11:279-288.

**Lee, C-C., Lin, S-C., Kang, M-J., Wu, S-W., Fu, P-Y. 2010.** Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. *J. Dent. Sci.*, 5(3):156–165

**Lin C.L., HongYu J., LiangLiu, H., Lin, C.H., SungLin, Y. 2010.** Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *Journal of Biomechanics.*, 43 :2174–2181.

**Ma, P., Liu, H.C., Li, D.H., Lin, S., Shi, Z. Peng, Q.J. 2007.** Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: Three-dimensional finite element analysis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 42: 618–621.

**Malo, P., de Araujo Nobre, M., 2011.** Implants (3.3 mm diameter) for the rehabilitation of edentulous posterior regions: a retrospective clinical study with up to 11 years of follow-up. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 13, 95–103.

**McLean, F.C., Urist, M.R., 1968.** Bone. Chicago Univ. Chicago.

**Melsen, B., Lang, N.P. 2001.** Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical Oral Implants Research.*, 12: 144–152.

**Michael R Norton. 2006.** The History of Dental Implants. *Us Dentistry*, 24-26.

**Misch, C.E., Strong, T., Bidez, M.W., 2008.** Scientific rationale for dental implant design. In: Misch, C.E., ed. *Contemporary Implant Dentistry*. 3 edition, 200–229.

**Misch, C.E., Suzuki, J.B., Misch-Dietsh, F.M., Bidez, M.W. 2005.** A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dentistry.*, 14:108–116.

- Misch CE., 1999.** Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis: Elsevier;. sf. 54.
- Misch C.E., 2005.** Dental Implant Prosthetics. 1th ed. St. Louis: Mosby, Inc., Chapter 14. sf. 19-20.
- Misch, C.E., Steingra, J., Barboza, E, Misch-Dietsh, F., Cianciola, L.J., Kazor, C. 2006.** Short dental implants in posterior partial edentulism:a multicenter retrospective 6-year case series study. *J. Periodontol* 77:1340-1347.
- Motoyoshi, M., Yano, S., Tsuruoka, T., Shimizu, N. 2005.** Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16: 480–485.
- Orsini, E., Giavaresi, G., Trirè, A., Ottani, V., Salgarello, S. 2012.** Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 27:383-92.
- Palacci, P. 2000.** Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management. 1th ed. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 5-7.
- Prendergast, P.J., Huiskes, R., 1996.** Microdamage and osteocytelacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. *Journal of Biomechanical Engineering.*, 118:240–246.
- Quirynen, M., Naert, I., van Steenberghe, D. 1992.** Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research.*, 3: 104–111.
- Porter, J.A., von Fraunhofer, J.A. 2005.** Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. Peer-Reviewed. *Journal of the Academy of General Dentistry*, Nov./Dec.20050
- Rao, S.S. 1989.** The Finite Element Method in Engineering. Second Edition. Pergoman Press, s. 643.
- Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K. Tanquist, R.A. 1989.** Bone stress distribution for three endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry.*, 61: 223–228.
- Ring, ME., 1995.** A .Thousand years of dental implants: a definitive history–part 1. *Compend Contin Educ Dent* ;16:1060-1064.
- Schenk, R.K., Buser, D., 2000.** Osseointegration: a reality. *Periodontology.*, 17:22-35.
- Schrotenboer, J., Tsao, Y.P., Kinariwala, V. Wang, H.L. 2008.** Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of Periodontology.*, 79: 2166–2172.

**Schuller-Gotzburg, P., Krenkel, C.H., Reiter, T.J., Plenck, Jr. H. 1999.** 2D finite element analyses and histomorphology of lag screws with and without a biconcave washer. *J. Biomech.*, 32:511–20.

**Sego, T.J., Hsu, Y-T., Chu, G. T-M., Tovar A. 2016.** On the significance and predicted functional effects of the crown-to-implant ratio: a finite element study of long-term implant stability using high-resolution, nonlinear numerical analysis. Proceedings of the ASME 2016 International Mechanical Engineering Congress and Exposition IMECE2016 November 11-17, 2016, Phoenix, Arizona, USA. IMECE2016-67654.

**Tencer, A ve Johnson, K.D. 1994.** Biomechanics in Orthopedic Trauma, Bone Fracture and Fixation, 1.Edition

**Uzun, G., Keyf, F., 2007.** İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. Atatürk Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Suppl.: 2 Sf. 43-50.

**Schatzker, J., Horne, J.G., Sumnersmith, G., 1975.** Reaction of cortical bone to compression by screw threads. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 111 (1975) 263.

**Watzak, G., Zechner, W., Ulm, C., Tangl, S., Tepper, G. Watzek, G. 2005.** Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clinical Oral Implants Research.*, 16: 408–416.

**Winter, W., Klein, D., Karl, M. 2012.** Micromotion of dental implants: basic mechanical considerations. Hindawi Publishing Corporation, *Journal of Medical engineering*. Vol. 2013, 9 pages. Article ID 265412.

**Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Anand, S.C., Schuessler, R. 1976.** Stress analysis of porous rooted dental implants. *J. Dent. Res.* 1976;55:772-777.

**Wu, A.Y-J., Hsu, J-T., Chee, W., Lin Y-T., Fuh L-J., Huang,H-L. 2016.** Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses *Journal of the Formosan Medical Association.*, 115:794-800.

**Wolff J., 1892.** The Law of Bone Remodeling, Springer, Berlin, (original publication 1892 translated in 1986 by P. Maquet and R. Furlong.

**Yang GL, He FM, Yang XF, Wang XX, Zhao SF. 2008.** Bone responses to titanium implants surface-roughened by sandblasted and double etched treatments in a rabbit model. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics.*, 106:516–24



## **EKLER**

**EK 1. Matlab programı**

**EK 2. Visual Basic'te oluşturulan komut dosyası**



## EK 1 Matlab programı

Matlabta gerilme transfer parametresinin hesaplanması için oluşturulan formülasyonlar.

```
a=textread('alfastress1 dış.txt')
S1=a(:,2)
R=length(S1)
b=textread('alfastressbone.txt')
B1=b(:,2)
K=length(B1)
GTalfa=mean(B1)/mean(S1) % Stress transfer from first thread
c=textread('2. dışstres.txt')
S2=c(:,2)
d=textread('2.bonestress.txt')
B2=d(:,2)
e=textread('3. dışstres.txt')
S3=e(:,2)
f=textread('3.bonestress.txt')
B3=f(:,2)
g=textread('4. dışstres.txt')
S4=g(:,2)
h=textread('4.bonestress.txt')
B4=h(:,2)
j=textread('5. dışstres.txt')
S5=j(:,2)
k=textread('5.bonestress.txt')
B5=k(:,2)
l=textread('6. dışstres.txt')
S6=l(:,2)
m=textread('6.bonestress.txt')
B6=m(:,2)
n=textread('7. dışstres.txt')
S7=n(:,2)
o=textread('7.bonestress.txt')
B7=o(:,2)
sa=textread('8. dışstres.txt')
S8=sa(:,2)
r=textread('8.bonestress.txt')
B8=r(:,2)
s=textread('9. dışstres.txt')
S9=s(:,2)
t=textread('9.bonestress.txt')
B9=t(:,2)
A1=mean(S1)
A2=mean(S2)
A3=mean(S3)
A4=mean(S4) % Avarage Stress value on Each area on screw
A5=mean(S5)
A6=mean(S6)
```

```

A7=mean(S7)
A8=mean(S8)
A9=mean(S9)
C1=mean(B1)
C2=mean(B2)
C3=mean(B3)
C4=mean(B4) % Avarage Stress value on Each area on bone
C5=mean(B5)
C6=mean(B6)
C7=mean(B7)
C8=mean(B8)
C9=mean(B9)
BetaScrew=[A2 A3 A4 A5 A6 A7 A8 A9]
Nbs=length(BetaScrew)
BetaBone=[C2 C3 C4 C5 C6 C7 C8 C9]
Nbb=length(BetaBone)
for i=1:1:8
    toplam1=0
    toplam1=toplam1+BetaScrew(1,i)
end
for i=1:1:8
    toplam2=0
    toplam2=toplam1+BetaBone(1,i)
end
GTB=toplam2/toplam1

```

## **EK 2 Visual Basic'te oluşturulan komut dosyası**

```
Private Sub CommandButton1_Click()
```

```
Dim Part As Object
```

```
Dim swApp As SldWorks.SldWorks
```

```
Dim boolstatus As Boolean
```

```
Set swApp = CreateObject("SldWorks.Application")
```

```
swApp.Visible = True
```

```
'Solidworks açılıyor
```

```
Set Part = swApp.NewDocument("C:\Users\DELL\Desktop\geo\Part1.SLDPRT", 0, 0,  
0)
```

```
Set Part = swApp.ActiveDoc
```

```
Dim myDimension As Object
```

```
Set myDimension = Part.Parameter("D1@Çizim2@Part1.Part")
```

```
myDimension.SystemValue = Excel.Range("B1") * 0.001
```

```
Set myDimension = Part.Parameter("D2@Çizim2@Part1.Part")
```

```
myDimension.SystemValue = Excel.Range("B2") * 0.001
```

```
boolstatus = Part.EditRebuild3()
```

```
Part.ClearSelection2 True
```

```
End Sub
```

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hasan KARAMAN  
Doğum Yeri ve Tarihi : Bandırma/BALIKESİR, 1992  
Yabancı Dili : İNGİLİZCE

### Eğitim Durumu:

Lise : Şehit Mehmet Gonenç Lisesi,2010  
Lisans : ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ, 2015

### Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

- 09.2014-06.2015 , Uzun dönem Proje Stajyeri:Tofaş Türk Otomobil Fabrikaları A.Ş.
- 06.2015-09.2015 Proje mühendisi/ Analiz mühendisi: Cae Solutions Ulutek Teknoloji Geliştirme Bölgesi Araştırma Binası No :106 Uludağ üniversitesi Görükle kampüsü Nilüfer/Bursa
- 10.2015-08.2016 Makine Mühendisi, Kalite Kontrol Sorumlusu Okpor Ambalaj İmalat İth.-İhr. San. Tic. LTD. Şti.
- 01.2018- Metroloji Uygulama Mühendisi Cadem A.Ş.

İletişim (e-posta) : karamanhasan26@gmail.com

### Yayınlar:

- **Jamadagni, H., Karaman, H., Karpata, F., Williams, W., Dhanasekaran, L., Khandaker, M. 2017.** Effect of Micro-Grooving on the Stress Shielding of Titanium: Experimental and Numerical Investigations. Proceedings of the ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition.IMECE2017 November 3-9, 2017, Tampa, Florida, USA.
- **Karaman, H., Yüce, C., Karpata,F., Dhanasekaran, L., Khandaker, M.** Structural Analysis of Dental Implants with Various Micro Groove Profiles. *International Research Journal of Advanced Engineering and Science. ISSN (Online): 2455-9024.*