

**T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DENTAL İMPLANT UYGULAMALARINDA YORULMA DAVRANIŞININ
SAYISAL OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak. Müh. Hüsna TOPKAYA

(092120106)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 02 Eylül 2013

Tezin Savunulduğu Tarih : 10 Ekim 2013

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mete Onur KAMAN (F.Ü)

Diğer Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Nihat TOSUN (F.Ü)

Yrd. Doç. Dr. Kadir TURAN (D.Ü)

EYLÜL-2013

ÖNSÖZ

Diş eksikliklerinin tedavisinde sıklıkla kullanılan dental implantların yorulma analizinin deneysel olarak yapılması yerine sayısal yöntemlerle hesaplanması sıklıkla başvurulan bir yöntemdir. Yapılan sayısal çalışmalar üretilecek modellerin ömürleri konusunda öngörüye imkân tanıyacaktır. Yapılan çalışmaların sayısal yöntemler kullanılarak gerçekleştirilmesi üreticiler için maliyet ve zaman tasarrufu sağlayacaktır.

Yüksek lisans tez çalışmamın gerçekleşmesi sürecinde tezimin planlanıp yürütülmesinde büyük bir titizlik, sabır ve özveriyle bana destek olan, yakın ilgi ve yardımlarını gördüğüm, bilgi ve deneyimleri ile beni yönlendiren, beni araştırmaya yönelten ve hiçbir yardımını benden esirgemeyen kıymetli danışman hocam, Sayın Doç. Dr. Mete Onur KAMAN' a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans ders dönemim boyunca kendilerinden ders alma fırsatı bulduğum, bilgi ve deneyimlerinden yararlanarak fikir alışverişinde bulunduğum kıymetli hocalarım Prof. Dr. Aydın TURGUT, Yrd. Doç. Dr. Mustafa GÜR, ve Yrd. Doç. Dr. Yavuz SOLMAZ' a teşekkür ederim.

Ayrıca analizlerin gerçekleştirilmesinde ve sonuçların değerlendirilmesinde benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve yakın ilgi gösteren eşim Arş. Gör. Tolga TOPKAYA' ya teşekkürlerimi sunarım.

Bütün hayatım boyunca bana maddi ve manevi yönden destek olan sevgili aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Hüsna TOPKAYA
ELAZIĞ 2013

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	I
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	V
ABSTRACT	VI
ŞEKİLLER LİSTESİ	VII
TABLolar LİSTESİ	IX
SEMBOLLER LİSTESİ	X
KISALTMALAR LİSTESİ	XII
1. GİRİŞ	1
2. DENTAL İMPLANTLAR	6
2.1. Osseointegrasyon	8
2.2. Biyomalzemeler	9
2.2.1. Polimer Yapılı Biyomalzemeler	11
2.2.2. Seramik Yapılı Biyomalzemeler	11
2.2.3. Metalik Yapılı Biyomalzemeler	12
2.3. Titanyum	13
2.4. Kemik Tip ve Özellikleri	14
2.4.1. Kortikal Kemik	14
2.4.2. Trabeküler Kemik	15
2.4.3. Kemik Kalitesinin Sınıflandırılması	15
3. SONLU ELEMENLAR METODU	17
4. ZAMANA BAĞLI DAVRANIŞ VE YORULMA	21
4.1. Sürekli Dayanım Eğrileri	25
4.2. Yorulma Ömrü Tahmin Metotları	27
5. MATERYAL VE METOT	29
5.1. İmplant Sisteminin ve Kemik Kesitinin Modellenmesi	29
5.2. İmplant Sisteminin Sonlu Eleman Modeli	32
5.3. Yükleme ve Sınır Şartları	35
5.3.1. Statik Gerilme Analizi İçin Yükleme ve Sınır Şartları	35
5.3.2. Yorulma Analizi İçin Yükleme ve Sınır Şartları	36
6. BULGULAR	38
6.1. Statik Gerilme Analizi İçin Kullanılan Metodun Literatürle Doğrulanması	38
6.2. Yorulma Analizi İçin Kullanılan Metodun Literatürle Doğrulanması	42
6.3. Yorulma Analizi Sonuçları	45

6.3.1. Referans Alınan Model İçin Yorulma, Hasar ve Güvenlik Faktörünün İmplant Üzerine Dağılımı	45
6.3.2. Diş Yüksekliğinin “A” Yorulma Davranışına Etkisi.....	47
6.3.3. Diş Üstü Kalınlığı “B” Yorulma Davranışına Etkisi	49
6.3.4. Diş Taban Kalınlığı “C” Yorulma Davranışına Etkisi	50
6.3.5. Diş Hatvesinin “H” Yorulma Davranışına Etkisi	52
6.3.6. İmplant Çapının “D” Yorulma Davranışına Etkisi.....	53
6.3.7. İmplant Boyunun “L” Yorulma Davranışına Etkisi	55
6.3.8. İmplant Tabanına Açılan Pahın “P” Boyutlarının Yorulma Davranışına Etkisi	56
6.3.9. İmplant Tabanına Açılan Radyüsün “R” Yarıçapının Yorulma Davranışına Etkisi .	58
6.3.10. İmplant Yan Yüzeylerine Açılan Oyuk Boyunun İmplant Boyuna Oranının “K/L” Yorulma Davranışına Etkisi	59
6.3.11. İmplant ile Çene Kemiği Arasındaki Sürtünmenin Yorulma Davranışına Etkisi ...	61
7. SONUÇLAR ve TARTIŞMA	63
KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ.....	70

ÖZET

Dental implant uygulamaları diş hekimliğinde sıklıkla başvuru alan bir tedavi metodudur. İmplant uygulamalarında implant üzerine gelen kuvvetler tedavinin başarısını etkileyen temel faktördür. Kullanılan implantın şekli hem implant stabilizasyonu hem de kemik kaybını etkiler. Bu çalışmada implant şeklinin yorulma davranışına etkisi sonlu elemanlar metoduyla araştırılmıştır. İmplant malzemesi olarak *Ti6Al4V* kullanılmış ve referans alınan modellerle birlikte toplam 31 farklı implant modeli oluşturulmuştur. İmplant modelleri oluşturulurken diş dibi kalınlığı, diş üstü kalınlığı, diş yüksekliği, diş hatvesi, implant boyu, implant çapı, pah boyu, pahın yarı çapı ve oyuk boyu değerleri değiştirilmiştir. *SolidWorks* programı yardımıyla oluşturulan modeller ISO 14801 standardında belirtilen kriterlere göre *ANSYS* programında yorulma analizine tabi tutulmuştur.

Sonuçta dental implantların yorulma davranışını en çok etkileyen boyut değerlerinin implant çapı ve implant boyu olduğu görülmüştür. İmplant vidası yorulma ömrü üzerindeki en etkili parametreler hatve ve diş yüksekliği en az etkili olan parametreler ise diş taban kalınlığı ve diş üstü kalınlığıdır.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Yorulma, Sonlu elemanlar metodu.

ABSTRACT

Dental implant applications are commonly-seen threatening method in dentistry. The subjected force to the implant is the main factor that affects the success of threat. The shape of the used-implant affects both the implant stabilization and the bone loss.

In this study, the effect of implant shape on fatigue behavior was investigated by using finite element methodology. *Ti6Al4V* was used as the material, and totally 31 implant models including a reference model were generated. While generating the models, the height of the thread bottom, the height of the thread width, height of the thread, thread's pitch, height of the implant, diameter of the implant, length of the chamfer, radius of the chamfer varied in the simulations. The models were created by use of SOLIDWORKS base on ISO 14801 criteria and then fatigue analyses were applied to those models by ANSYS software.

As a result, the implant diameter and the implant height were considered to be the most important factors that affect fatigue behavior of the dental implants. The most effective parameters on the life of the implant were found to be the height of the screw and teeth, and the least effective parameters were thread bottom height and thread width height.

Keywords: Dental implant, Fatigue, Finite element method

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.2. İmplantın kemiğe uygulanışı [23]	8
Şekil 2.3. Kemik tipleri [37]	16
Şekil 3.1. Dairenin çevresinin sonlu elemanlar yaklaşımı ile bulunması [38]	17
Şekil 3.2. Nokta sayıları ile birlikte çizgi, alan ve hacim eleman çeşitleri	19
Şekil 4.1. Kopma gerilmesi ile tekrar sayısı arasındaki Wöhler eğrisi [43]	22
Şekil 4.2. Alüminyum ve çeliğin periyodik yükleme altında yorulma sınır eğrileri [43]	23
Şekil 4.3. Bir çubuğa etki eden üç farklı gerilme fonksiyonları [43]	24
Şekil 4.4. Ortalama gerilme ile sürekli dayanım sınırı arasındaki ilişki [43]	25
Şekil 4.5. Yorulma eğrileri [43]	27
Şekil 5.2. İmplant boyutları	30
Şekil 5.3. Abutment ve cıvata	31
Şekil 5.4. Kortikal ve trabeküler kemik	31
Şekil 5.5. Düzgün dört yüzlü eleman tipi	32
Şekil 5.6. Şekil Değişiminin Düğüm Noktası Sayısı ile Değişimi	33
Şekil 5.7. Ağ yapıları (a) implant, (b) abutment, (c) vida	33
Şekil 5.8. $Ti6Al4V$ için S-N Grafiği [4,51]	35
Şekil 5.9. Statik gerilme analizi için yükleme şekli	36
Şekil 5.10. Yorulma yükleme ve sınır şartları	37
Şekil 6.1. Yükleme açısına göre implant sisteminde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri	40
Şekil 6.2. Yarı otomatik av tüfeği mekanizmasına ait yorulma dağılımı (a) Özmen[44], (b) Mevcut çalışma	42
Şekil 6.3. Yarı otomatik av tüfeği Mekanizmasına ait hasar dağılımı (a) Özmen[44], (b) Mevcut çalışma	43
Şekil 6.4. Yarı otomatik av tüfeği Mekanizmasına ait güvenlik faktörü dağılımı (a) Özmen[44], (b) Mevcut çalışma	43
Şekil 6.5. Yarı otomatik av tüfeği Mekanizmasının farklı yük değerlerine karşılık gelen ömür değerleri	44
Şekil 6.6. İçi dolu viraj denge çubuğu yorulma dağılımı (a) Koca[56], (b) Mevcut çalışma	44
Şekil 6.7. İçi boş viraj denge çubuğu yorulma dağılımı (a) Koca[56], (b) Mevcut çalışma	45
Şekil 6.8. Referans model için yorulmanın implant üzerinde dağılımı a. İzometrik görünüm, b. Sol yan görünüm c. Önden görünüm	46
Şekil 6.9. Referans model için hasar ve güvenlik faktörünün implant üzerinde dağılımı a. Hasar b. Güvenlik Faktörü	46

Şekil 6.10. Referans model için Uygulanan yüke karşılık çevrim sayısı eğrisi	47
Şekil 6.11. Diş yüksekliğinin “A” yorulma davranışına etkisi	48
Şekil 6.12. Diş yüksekliği “A” değerlerine karşılık yorulma sınırları	48
Şekil 6.13. Diş üstü kalınlığının “B” yorulma davranışına etkisi	49
Şekil 6.14. Diş üstü kalınlığının “B” değerlerine karşılık yorulma sınırları	50
Şekil 6.15. Diş taban kalınlığı “C” yorulma davranışına etkisi	51
Şekil 6.16. Diş taban kalınlığı “C” değerlerine karşılık yorulma sınırları	51
Şekil 6.17. Diş hatvesinin “H” yorulma davranışına etkisi	52
Şekil 6.18. Diş hatvesi “H” değerlerine karşılık yorulma sınırları	53
Şekil 6.19. İmplant çapının “D” yorulma davranışına etkisi	54
Şekil 6.20. İmplant çapı “D” değerlerine karşılık yorulma sınırları	54
Şekil 6.21. İmplant boyunun “L” yorulma davranışına etkisi	55
Şekil 6.22. İmplant boyu “L” değerlerine karşılık yorulma sınırları	56
Şekil 6.23. İmplant tabanına açılan pahın “P” yorulma davranışına etkisi	57
Şekil 6.24. İmplant tabanındaki pah “P” değerlerine karşılık yorulma sınırları	57
Şekil 6.25. İmplant tabanına açılan radyusun “R” yorulma davranışına etkisi	58
Şekil 6.26. İmplant tabanındaki radyus “R” değerlerine karşılık yorulma sınırları	59
Şekil 6.27. İmplanta açılan kesi boyunun implant boyuna oranının “K/L” yorulma davranışına etkisi	60
Şekil 6.28. İmplanta açılan kesinin implant boyuna oranına “K/L” karşılık gelen yorulma sınırları	60
Şekil 6.29. İmplant ile kemik arasındaki sürtünmenin yorulma davranışına etkisi	61
Şekil 6.30. İmplant ile kemik arsında sürtünme olmayan model ile 0.7 sürtünme katsayısı olan model için yorulma sınırları	62

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo2.1. Oral implantolojide kullanılan materyaller.....	10
Tablo 5.1. Kullanılan parametrelere verilen değerler	30
Tablo 5.2. Malzeme Özellikleri	34
Tablo 6.1. $\theta=0^\circ$ von Mises gerilme dağılımları (MPa)	38
Tablo 6.2. $\theta=15^\circ$ von Mises gerilme dağılımları (MPa)	39
Tablo 6.3. İmplant üzerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerlerinin literatür sonuçları ile karşılaştırılması	40
Tablo 6.4. Farklı yükleme açılarına göre implantta oluşan von Mises gerilme dağılımları (MPa)	41

SEMBOLLER LİSTESİ

Al_2O_3	: Alüminyum Oksit
Ca	: Karbon
$Ca-Si$	: Karbon-Silikon
$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2HA$	: Kalsiyum Fosfat Hidroksilapatit
$Ca_3(PO_4)_2TCP$	: Kalsiyum Fosfat Trikalsiyum Fosfat
$Co-Cr-Mo$	: Kobalt-Krom-Molibden
E	: Elastisite modülü
F	: İmplanta Uygulanan Kuvvet
$Fe-Cr-Ni$	: Demir-Krom-Nikel
Ti	: Titanyum
$Ti-Al-V$	: Titanyum-Alüminyum-Vanadyum
$Ti6Al4V$	: Titanyum Altı-Alüminyum Dört Vanadyum Alaşımı
θ	: İmplanta Uygulanan Kuvvetin Açısı
ϑ	: Poisson Oranı
$\sigma(t)$	: Gerilme Fonksiyonu
σ_a	: Alt Sınır Gerilmesi (σ_{min})
σ_A	: Akma Gerilmesi
σ_a^s	: Sürekli Alt Dayanım Sınırı
σ_d	: Ortalama Gerilme Değeri
σ_g	: Genlik Gerilmesi
σ_g^s	: Sürekli Dayanım Sınırı
σ_K	: Kopma Gerilmesi
σ_o	: Ortalama Gerilme
σ_t	: Titreşim Mukavemeti
$\sigma_{\ddot{u}}$	: Üst Sınır Gerilmesi (σ_{max})
$\sigma_{\ddot{u}}^s$	: Sürekli Üst Dayanım Sınırı

A	: Diş Yüksekliği
B	: Diş Üstü Kalınlığı
C	: Diş Taban Kalınlığı
D	: İmplantın Çapı
D1	: Tip 1 Kemik
D2	: Tip 2 Kemik
D3	: Tip 3 Kemik
D4	: Tip 4 Kemik
f	: Frekans
k_f	: Yorulma Mukavemet Faktörü
L	: İmplantın Boyu
N	: Tekrar Sayısı
P	: İmplant Tabanına Açılan Pah
R	: İmplant Tabanına Açılan Radüs
T	: Periyot
316L	: Düşük Karbonlu Paslanmaz Çelik

KISALTMALAR LİSTESİ

FDM	: Fonksiyonel Derecelendirilmiş Malzeme
H	: Diş Hatvesi
HA/Ti	: Hidroksiapatit Titanyum
HA	: Hidroksiapatit
HVOF	: Yüksek Hızlı Oksi-Yakıt
K/L	: İmplant Yan Yüzeylerine Açılan Oyuk Boyunun İmplant Boyuna Oranı
PE	: Polietilen
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PTFE	: Politetrafloretillen
PSF	: Polisülfon

1. GİRİŞ

Çeşitli yüklere maruz katı cisimlerde meydana gelen gerilmeler ve yüklemelerden dolayı oluşan şekil değiştirme, geometride meydana gelen değişimler, mevcut yükler altındaki parçaların güvenli görev yapıp yapmayacağı, meydana gelen deformasyonların kabul edilebilirliği mühendis ve fizikçiler için araştırma konusu olmuştur. Bu yükler altında model üzerinde oluşan gerilme dağılımı, istenilen sınır değerleri altında kalması durumunda, mevcut yükleri taşıyacak minimum ağırlık ve en uygun tasarımın belirlenmesi mühendislik problemleri açısından çok önemlidir.

Makine elemanları genel olarak değişken yüklerin ve bu yüklerden kaynaklanan gerilmelerin etkisi altındadır. Makine elemanlarına etki eden yükler statik olsa bile kesitinde meydana gelen gerilmeler değişken olabilir. Değişken gerilmelerin etkisi altındaki elemanlarda çevrim sayısı önemlidir. Çevrimsel olarak değişen gerilmeler malzemenin içyapısında çatlaklara sebep olur ve kopma olayı statik sınırların çok altında meydana gelir. Değişken gerilmelerin etkisi altında malzemenin içyapısındaki değişikliklere yorulma ve elemanın hasara uğrayana kadar geçen süreye ömür denir.

Elemanın ömrü çevrim sayısı ile ifade edilir. Değişken gerilmelerin etkisi altındaki elemanlarda hasar içyapıdaki veya dış yüzeydeki bir süreksizlik noktasından başlar. Bu nokta etrafında malzeme yorulur ve bir çatlak meydana gelir. Zamanla bu çatlak derinleşir ve çatlak dışındaki bölgede gerilme mukavemet sınırının aşılmasıyla elemanın kırılmasına neden olur.

Dental implant uygulamalarında uygun geometri ve malzeme seçimi için deneysel ve sayısal analizlere ihtiyaç duyulur. Sayısal analizlerde genellikle sonlu elemanlar yöntemi kullanılmaktadır. İmplant üzerine etkiyen kuvvet sonucunda oluşan gerilmeler, malzemede oluşan yorulma ve yorulma ömrü veya oluşan hasarlar incelenebilmektedir.

Barbier ve diğ. [1] eviz (kemik içi implant sistemi) implantları etrafındaki gerilme dağılımını sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişler, çalışmalarında özellikle yatay yüklerin azaltılması gerektiğini göstermişlerdir.

Cochran [2] implantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletiminin yükleme tipi ve şiddetine, implant ve protezin malzeme özelliklerine, implant geometrisine, implantın yüzey özelliklerine, implant-kemik ara yüzeyi ve çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlı olduğunu göstermiştir.

Kakol ve diğ. [3] dental implantlarda yorulma çatlağı oluşumunu sonlu elemanlar metoduyla sayısal olarak araştırmıştır. Gerçekleştirdikleri çalışma için, iki boyutlu levha modeli, eksenel simetrik model ve üç boyutlu katı model olmak üzere üç farklı model oluşturmuşlardır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda dental implantlarda oluşan gerilme yığılması ve kalıcı şekil değişikliklerinin implantlarda yorulmanın kaynağı olabileceğini göstermişlerdir.

Kayabaşı ve diğ. [4] implantın statik, dinamik ve yorulma davranışlarını incelemişlerdir. Dinamik yükleri okluzal yüzeye 5 dakika süreyle uygulamışlardır ve yorulma ömrünü Goodman, Soderberg, Gerber ve Ortalama gerilme teorilerine göre hesaplamışlardır.

Wang ve diğ. [5] yaptıkları çalışmada implant malzemesi olarak kullanılan Hidroksiapatit Titanyum (HA/Ti) ve Fonksiyonel Derecelendirilmiş Malzemelerin (FDM) termal-mekanik performanslarını üç boyutlu sonlu elemanlar metoduyla incelemişlerdir. Yalnızca dişlerin çiğneme yüzeyinin yük altında FDM implant ile farklı HA oranındaki Titanyum alaşımlarının çok yakın sonuçlar verdiğini ve Titanyum malzemenin daha yüksek von Mises gerilmesine sebep olduğunu tespit etmişlerdir. Ağız sıcaklığının değişmesinin çene kemiğinde ek gerilmeler oluşturduğunu bulan araştırmacılar sıcaklık düşüşünün de sıcaklık artışı gibi maksimum gerilme değerini dikkat çekici biçimde değiştirdiğini ve bu yüzden termal gerilmelerin implant analizlerinde göz ardı edilemeyeceğine dikkat çekmişlerdir.

Song park ve diğ. [6] beş farklı implant abutment kombinasyonu için yorulma ömrünü araştırmışlardır. Zirkonyum abutment ile dışa doğru olan yapının yorulma mukavemetini Titanyum abutment ile olandan daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Lin ve diğ. [7] implant malzemesi olarak FDM ile Titanyum kullanılması neticesinde kortikal ve trabekular kemikte meydana gelen gerilme dağılımlarını iki boyutlu modeli sayısal olarak incelemiş ve FDM' nin gerilmeyi daha homojen bir biçimde dağıttığını tespit etmişlerdir. Ayrıca yaptıkları çalışma FDM' nin yerleştirildiği kemik dokuya daha iyi uyum sağladığı ve kemik dokunun daha hızlı iyileşmesini sağladığını göstermişlerdir.

Djebbar ve diğ. [8] sonlu elemanlar metodu yardımıyla dental protezler üzerindeki gerilme dağılımını incelemiştir. Araştırmacılar yük şiddetinin ve yönünün değişiminin gerilme üzerindeki etkilerini incelemiş ve yüklemenin radyal bileşeninin artmasının implantta gerilmenin artmasına ve gerilme yoğunluğunun implant ile abutmentin birleştiği bölgede artmasına yol açtığını göstermişlerdir.

Tao Li ve diğ. [9] zayıf çene kemiği için implant çapı ve uzunluğunun optimum boyutlarını belirlemek için implant çapını 3-5 mm ve implant uzunluğunu 6-16 mm arasında alarak üç boyutlu sonlu elemanlar metodu yardımıyla gerilme analizleri yapmışlardır. Eksenel yükleme altında çap ve uzunluğun arttırılmasının kortikal ve trabekular kemiğin üzerindeki von Mises gerilmelerini %76 oranında azalttığını tespit eden araştırmacılar en uygun implant çapının 4 mm ve en uygun implant uzunluğunun 12 mm olduğunu göstermişlerdir.

Ausiello ve diğ. [10] implant geometrisinde dişin hatve, genişlik, aç ve kalınlık değerlerini değiştirerek 16 farklı implant modelinde sonlu elemanlar metodu yardımıyla 350 N yük altında kemik hasar derecelerini incelemişlerdir. İmplant modellerini *SolidWorks* paket programında oluşturan araştırmacılar implant malzemesi olarak *Ti6Al-4V* kullanmışlardır. Trabeküler kemikte dişin genişliği %29.20 dişin kalınlığı ise %17.70; kortikal kemikte ise dişin genişliği %30.69 dişin kalınlığı %23.54 oranında kemik hasar derecesini etkilediğini göstermişlerdir.

Silva ve diğ. [11] 48 adet seramik implantın 24 adetini bir işlem uygulamadan 24 adetini kron kaplayarak ISO 14801 standardına göre numuneleri akrilik reçineye yerleştirerek yorulma deneylerini yapmışlardır. 600 N yükte 50.000 çevrimde Weibull eğrisi yardımıyla yapılan deneyler sonucunda iki grup arasında bir farklılık olmadığını göstermişlerdir.

Karl ve Kelly [12] toplamda 66 adet implant numunesi akrilik, cam dolgu epoksi ve Alüminyum malzemeye yerleştirilerek ISO 14801 standardına göre 10^6 çevrimde 20-420 N veya 20-500 N arasında; 2 Hz ve 30 Hz frekansta yüklemeleri yapmışlardır. Yapılan deneylerin sonucunda 420 N' da 2 Hz' de 18 numunenin 13 tanesinde, 30 Hz' de 18 numunenin 6 tanesinde hasar gözlemlenmiştir.

Albrecht ve diğ. [13] her grupta 20 adet implant sistemi bulunan 6 grup deney numunelerini A-B-C-D-E-F olarak isimlendirmişlerdir. A grubundaki numuneleri ISO 14801' e göre teste tabi tutmuşlardır. B ve C grubundaki abutmentleri kesici dişe 15° açıyla; D-E-F grubundaki abutmentleri küçük azı dişine 0° açıyla ve bütün numuneleri dişetinden 3.5 mm yüksekte yerleştirerek deney yapmışlardır. A grubundaki abutmentlerin kırılma direncini 705 ± 43 N olarak bulmuşlardır. 0° açıyla yerleştirilen abutmentlerin kırılma direncinin 15° açıyla yerleştirilen abutmenlerden daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Cashman ve diğ. [14] *Straumann* marka 40 adet implantı 4 gruba ayırarak ISO 14801' e göre yorulma deneylerini yapmışlardır. Numuneleri 10-200 N, 15 Hz' de $5 \cdot 10^6$ çevrimde teste tabi tutmuşlardır. Numuneleri üretim sırasına göre kontrol ve üçüncü parti üretim olarak isimlendirilmişlerdir. Kontrol grubundaki numuneler yorulma sonrası (zıt tork) değerleri üçüncü parti grubuna göre yüksek bulmuşlardır.

Dittmer ve diğ. [15] altı çeşit implant-abutment bağlantı şeklinin yük taşıma kapasitesini ve hasar dayanımını karşılaştırmışlardır. ISO 14801' e göre yapılan yorulma deneyleri sonucunda implant-abutment bağlantı şeklinin yük taşıma kapasitesine ve implantta oluşan hasar üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermişlerdir.

Dittmer ve diğ. [16] *Astra Tech*, *Bego*, *Camlog*, *Friadent*, *Nobel Biocare* ve *Straumann* marka implant-abutment montajlarını ISO 14801' e göre teste tabi tutmuşlardır. *Astra Tech*, *Bego*, ve *Straumann* marka numunelerde vida bükülmesine bağlı abutment yerinden çıkması; *Friadent* numunelerinin vidalarında hasar; *Camlog* ve *Nobel Biocare* numunelerinde implant gövdesinde kırılma gözlemlemişlerdir.

Choe ve diğ. [17] implant-abutment bağlantılarında tek eksenli sinüs eğrisi kullanarak 42-420 N ve 58-580 N arasında yükleme yaparak ISO 14801' e göre yorulma deneyleri yapmışlardır. İmplant sistemlerini Titanyum Nitrit veya Wolfram kaplamalı ve kaplamasız olarak gruplandırmışlardır. Kaplamasız numunelerdeki abutment-vida bağlantılarının 420 N yükte yorulma ömrünün daha uzun olduğunu; 580 N' da Titanyum Nitrit kaplamalı numunelerin yorulma ömrünün daha uzun olduğunu göstermişlerdir.

Jeong ve diğ. [18] Titanyum Nitrit veya Wolfram Karpit kaplamalı ve kaplamasız implant sistemlerinin 42-420 N ve 58-580 N yükte tekrarlı sinüs eğrisinde ISO 14801 standardına göre yorulma deneyleri yapmışlardır. 420 N yükte kaplamasız abutmentin yorulma ömrünü 5.8×10^5 , Titanyum Nitrit kaplamalı abutmentin yorulma ömrünü 8.2×10^5 , Wolfram Karpit kaplamalı abutmentin yorulma ömrünü 10^6 olarak bulmuşlardır. 420 N yükte Titanyum Nitrit ve Wolfram Karpit kaplamalı abutmentlerde yarı bölünme ve sünek kırılma gözlemlemişlerdir.

Schiefer ve diğ. [19] implant sistemlerini *CATIA V5* paket programında tasarlayıp, ISO 14801' e göre *ANSYS Workbench* paket programında yorulma analizlerini yapmışlardır. Analizler sonucunda implantların insan çenesinde sürekli bir yüklemeye maruz kalabileceklerini ve gözenekli Titanyumun kemik benzeri mekanik özelliklere sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Lee ve diğ. [20] 4.1 mm çapında 12 mm uzunluğunda *Straumann* marka implant numunelerini 5×10^6 çevrimde ISO 14801' e göre 25 °C oda sıcaklığında veya 37 °C serum fizyolojik (ıslak); 2 Hz veya 30 Hz sınır şartlarında analizler yapmışlardır. 24 adet numuneyi 6' şarlı 2 Hz kuru, 2 Hz ıslak, 30 Hz kuru ve 30 Hz ıslak olarak gruplandırmışlardır. Kuru şartlardaki 12 implantın 7' sinde, ıslak şartlardaki 12 implantın 6' sında; 30 Hz' deki 12 implantın 4' ünde, 2 Hz' deki 12 implantın 9' unda hasar tespit etmişlerdir.

Sevilla ve diğ. [21] iki gruba ayırdıkları 4 mm çapında 11 mm uzunluğunda ve 6 mm tepe modüllü Zirkonyum implant; 3.8 mm çapında 10 mm uzunluğunda ve 4.2 mm tepe modüllü Zirkonyum implant numunelerinin ISO 14801'e göre yorulma analizlerini yapmışlardır. Modeller *SolidWorks* paket programında oluşturulup *Patran* paket programında yorulma analizlerini yapmışlardır. İki grup içinde yorulma limiti benzerlik göstererek yaklaşık 300 N bulmuşlardır.

Lee ve diğ. [22] ISO 14801' e göre oda sıcaklığında cam elyaf takviyeli, karbon fiber takviyeli ve Titanyum çubukların yorulma analizlerini yapmışlardır. Cam elyaf takviyeli numunelerin 5×10^6 çevrimde 206 N' da hasara uğramadığını; hasar oluşana kadar analize devam ettiklerinde 320 N' da çatlak oluştuğunu gözlemlemişlerdir.

Diş implantlarında kırılma bir başarısızlık kriteri olarak belirlendiği için implant üzerine gelen kuvvetlerin etkisiyle implant sistemindeki parçalarda yorulma oluşmaya başlar. Yorulmanın başlamasıyla implant sistemindeki parçalarda oluşacak hasar parçaların ömrünü belirleyeceği için bu analizler büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada çene kemiğine montajı yapılan implant sisteminin maruz kaldığı kuvvetlerin etkisiyle yorulma ömrü sayısal olarak incelenmiştir.

Bu amaçla implant ölçülerinin yorulma davranışına etkisini araştırmak amacıyla farklı boyutlarda implant modelleri *SolidWorks* yazılımında oluşturulmuştur. Oluşturulan modeller *ANSYS Workbench* yazılımına aktarıldıktan sonra sonlu elemanlar metodu yardımıyla yorulma analizleri yapılmış ve sonuçlar birbirleriyle karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

2. DENTAL İMPLANTLAR

Vücudun kayba uğrayan herhangi bir kısmını suni olarak tamamlayan, iyileşmesine yardımcı olan ve protez ismi verilen kavram da göz önüne alınarak, bu amaçlara yönelik doku içerisine yerleştirilen suni yapılara “implant protezi” adı verilir.

Kaybedilen dişlerin yerine yerleştirilen kemik dokusu ile birleşimini tamamladıktan sonra doğal bir diş gibi işlevini gerçekleştiren, ağırlıklı olarak Titanyum metalinin kullanıldığı implantlar; plak, vida ve çivi şeklinde imal edilirler. Titanyum mükemmel doku uyumu ve korozyona karşı en dirençli metal olmasından dolayı yüzyıllardır tıbbın bir çok alanında kullanılmaktadır. İnsan organizması tarafından kabul edildiğinden dolayı vücut tarafından reddedilme korkusu yoktur. İmplantlar özel bir takım işlemlerden geçirildikten sonra (özel tasarım asitleme vb.) dental implant olarak kullanılmaya hazır duruma gelir. Bu işlemler implantın kalitesini belirleyen kriterlerdir.

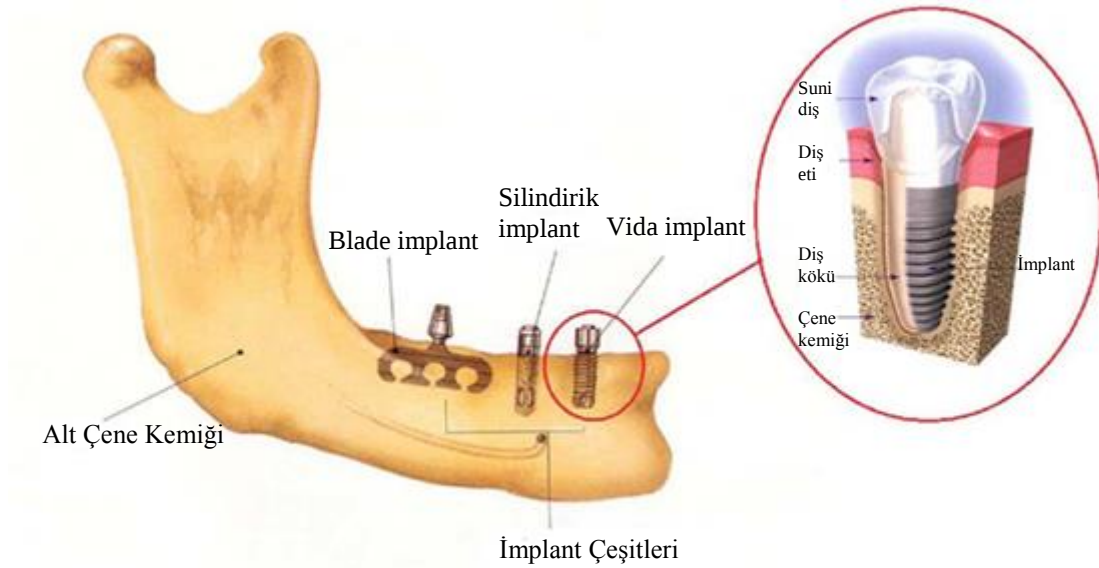
Diş eksikliğini gidermeye ve ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik kullanılan implantlar çene kemiğine veya üzerine yerleştirilen olarak iki kısma ayrılır. Bu implantlar tutuculuğu sağlayan protezlerdir. Diş implantları, dental implantlar veya oral implantlar olarak adlandırılırlar. Diş hekimliğinde kullanılan vida veya silindir şeklindeki implantlar yaklaşık olarak diş kökünün boyutlarında 8-16 mm uzunluğunda ve 3.5-4 mm çapındadır.

Çene kemiğine yerleştirilen implantları şu şekilde sınıflandırılır:

1) Kemikiçi implantlar: Bu implantlar dişsiz bir alanda alveol kreti (kortikal kemik ile diş eti arasındaki beyaz tabaka) içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Günümüzde tek diş veya birden fazla diş eksiği olan hasta tedavisi için en yaygın olarak kullanılan dental implant şeklidir. Kemikiçi implantlar silindirik, vida ve blade implantlar (Şekil 2.1)’ de, sadece mandibulaya uygulanan transmandibular implantlar, pim veya iğne şeklindeki implantlar, alveol kretine giriş yaptıkları bölge olan kretin en tepesinden ve kret içinde ulaştıkları en derin noktadan olmak üzere kortikal kemikte iki yerden destek almalarına bağlı olarak isim verilen bikortikal implantlar olmak üzere alt sınıflara ayrılır.

Kemik içi implantların bir sınıfı olan kök implantlarda kemik sütunu tıpkı doğal diş kökü gibi tutunma amacıyla kullanılır. Kök implantlar tasarım (çap, uzunluk vs.), kemikle birleşme şekli, yüzey formu ve arayüz biçimleri bakımından farklılık gösterir. Kök şeklindeki implantların gövde tasarımları silindirik, yivli, düz, delikli, içi boş; yüzeyi düz,

işlenmiş veya kaplanmış şekillerde olabilmektedir. Kök şeklindeki silindirik implantlar hazırlanan kemik yuvasına itilen veya çekiç yardımıyla yerleştirilen tasarımlar olup düz, daralan veya konik formlarda olabilir. Kök şeklindeki vidalı implantlar değişik vida formlarında (trapez, üçgen, kare) imal edilebilirler. Bu çalışmada kök şeklindeki vidalı implantlar incelenecektir.



Şekil 2.1. Silindirik, vida ve blade implantlar

Bu gruba dahil olan blade implantlar trabekular kemiğinin yetersiz olduğu durumlarda uygulamak için geliştirilmiş olan çapa formundaki implantlarla aynı düşünceden hareketle geliştirilmişlerdir. Keski şeklinde veya lam şeklinde implantlar olarak da bilinen blade implantlar ilk olarak implantın ağzı açık olarak dizayn edilmiştir. Daha sonraları ise, üzerlerine implant üstü protezler yoluyla gelen kuvvetlerin etkisiyle deforme olma eğilimi gösterdiklerinden dolayı bu implantlar ağızları kapalı olacak şekilde dizayn edilmeye başlanmıştır [23].

2) Subperiostal implantlar: Kemik üstüne kemik zarının altına alveol kretinin üzerine bir eyer gibi yerleştirilen implantlardır. Öncelikle tam dişsiz çenelerde protezi ağızda tutmak ve taşımak için tasarlanmıştır.

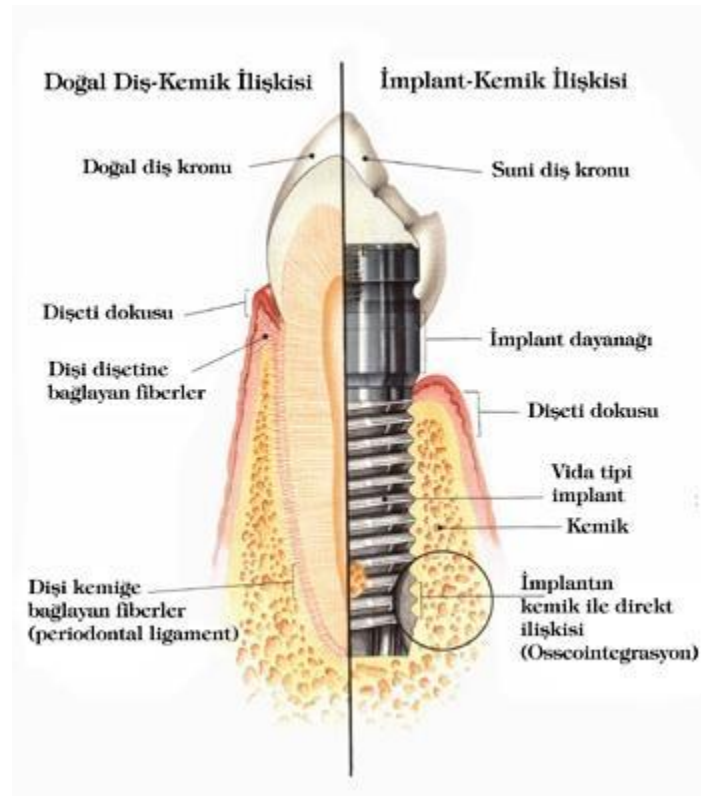
3) Endodontik implantlar: Kemik içi implantlar sınıfına da dahil edilen bu implantlar mevcut var olan bir dişin kök içinden geçip çene kemiğine yerleşen implant çeşitleridir.

4) İntramukozal implantlar: Buton şeklinde olan bu implantlar protezlerin birikmesini artırmak amacıyla, protezlerin iç kısımlarına yerleştirilerek kullanılırlar.

5) Kemik yerine konan implant materyalleri: Bu materyaller çeşitli amaçlara yönelik kullanılır. Bunların başında kemiğin üzerine veya kemiğin olması gereken yere konan materyaller gelir. Polimerik yapıda, seramik yapıda ve biyolojik kökenli olarak alt gruplara ayrılır.

2.1. Osseointegrasyon

Doğal bir dişle bir dental implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle destek trabekular kemiği arasında bulunan, bir amortisör görevi görerek dişe gelen kuvvetleri indirgeyip çene kemiğine ileten ve periodontal membran, periodontal ligament veya periodonsiyum olarak isimlendirilen lif yapılarının dental implant ile ona destek sağlayan trabekular kemiği arasında bulunmamasıdır (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. İmplantın kemiğe uygulandığı [23]

Doğal dişle trabekular kemiğinden çıkan lifler kök yüzeyinde sonlanırken, dental implantlarda ise trabekular kemiğinden çıkan lifler implant etrafında dönerek tekrar

trabekular kemiğinde sonlanır. Dental implantın canlı destek trabekular kemiğiyle arada hiçbir doku olmaksızın, yapısal ve fonksiyonel bağlantısına ve bütünleşmesine osseointegrasyon adı verilir. Osseointegrasyon kemik içi implantlar için geçerli ve arzulanan bir sonuçtur. Buna bağlı olarak da bu implantlar için osseointegre implantlar terimi de kullanılmaktadır. Çok ender olarak kemiğin üzerine yerleştirilen implantların da bazı kısımlarının kemik ile bütünleşmesi dolayısıyla subperiostal implantlarda osseointegrasyon gözlenir [23]. Albrektsson ve diğ. [24] osseointegrasyonu etkileyen faktörleri: implant malzemesi, implant tasarımı, yüzey özellikleri, kemiğin kalite ve niceliği, cerrahi teknik, implant yükleme zamanları ve koşulları olarak sıralamışlardır.

2.2. Biyomalzemeler

Canlı organizmada işlevini kaybeden organın yerine, organın işlevine dönebilmesi veya bu eksikliğin organizma tarafından düzenli ve hızlı bir şekilde tamamlanmasına yardımcı olan tüm maddelere biyomalzemeler denir. Oral implantolojide kullanılan materyaller Tablo 2.1' de gösterilmiştir. Biyomalzemeler üç ana gruba ayrılır:

1) Biyotolere maddeler: Kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşur ve materyal kemik dokusu ile doğrudan temas haline gelir. Burada kemik oluşması ve büyümesi (mesafe osteogenezi) meydana gelir.

2) Biyoinert maddeler: Kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşmaz ve materyal ile kemik dokusu arasında doğrudan temas meydana gelir, temas sırasında osteogenezi meydana gelir. Alüminyum oksit seramikler ve Titanyum bu gruba girer. Yapılan çalışmada modellenen implant malzemesi olarak Titanyum kullanıldığı için kullanılan malzeme biyoinert olarak adlandırılır.

3) Biyoaktif maddeler: Kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde doku kimyasal olarak bağlanır ve osteogenezi meydana gelir. Burada temel amaç yerleştirildikleri kusurlu alanda kemik hücrelerindeki iyileşmeyi ve mitotik (mitoz biçiminde bölünme) aktivitelerini artırarak yeni kemik oluşumunu hızlandırmaktır.

Dental implantolojide günümüzde en iyi sonuçları veren materyaller membranlardır. Membranlar iki türdür: Rezorbe olan ve rezorbe olmayan membranlar. Rezorbe olan membranlar zaman içerisinde yerleştirildikleri yere kimyasal olarak çözünürler. Rezorbe

olmayan membranlar ise doku içerisinde çözünmezler. Kaybolan dokuların istenen dokularla olabildiğince çok dolması amacına yönelik fiziksel bariyerin implantı yerinden çıkarana kadar kalması için rezorbe olmayan membranlar tercih edilmelidir. Dental implantolojide ortama hakim kılınmak istenen doku kemik dokusu olduğu için rezorbe olmayan membranların kullanımı daha yaygındır.

Tablo2.1. Oral implantolojide kullanılan materyaller.

Metaller ve alaşımlar	
<i>Ti ve Ti-Al-V</i>	Titanyum ve Titanyum-Alüminyum-Vanadyum
<i>Co-Cr-Mo</i>	Kobalt-Krom-Molibden
<i>Fe-Cr-Ni</i>	Demir-Krom-Nikel
Seramikler ve karbon	
<i>Al₂O₃</i>	Alüminyum Oksit
<i>Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂HA</i>	Kalsiyum Fosfat Hidroksilapatit
<i>Ca₃(PO₄)₂TCP</i>	Kalsiyum Fosfat Trikalsiyum Fosfat
<i>Ca ve Ca-Si</i>	Karbon ve Karbon-Silikon
Polimerler	
<i>PMMA</i>	Polimetilmetakrilat
<i>PTFE</i>	Politetrafloretilen
<i>PE</i>	Polietilen
<i>PSF</i>	Polisülfon

Dental implantolojide kullanılan Titanyum yapısında membranlar ağ yapısındadırlar ve implant etrafında oluşmuş peri-implanter defektlerde, defektin boşluk oluşmuş şekilde tutulmasını sağlamak amacıyla rezorbe olmayan bir membranın altına, bir çatı meydana getirmesi için kullanılır. Bu membranların imalinde Titanyum kullanılmasındaki sebep vücut tarafından kolay kabul edilebilir olması, yumuşak, şekillendirilebilir ve kesilebilir olmasının yanı sıra farklı iki metalin ağız ortamında yan yana gelmesi sonucu oluşacak olumsuzlukları da yok etmesidir.

2.2.1. Polimer Yapılı Biyomalzemeler

Polimerik biyomalzemeler, çok değişik kimyasal kompozisyon ve biçimde üretilibilmeleri, çok çeşitli kaynaklardan elde edilebilmeleri (petrokimya ürünü, mikrobiyolojik kökenli, canlı dokusu kökenli) ve gelişmiş üretim teknolojileri sayesinde çok sayıda ve çok karmaşık tasarımların kolaylıkla gerçekleştirilebilmesi açısından yapay doku, organ ve cihazların yapımında avantaj sağlarlar. Polimerlerin vücut ortamından özellikle sıcaklık ve pH gibi faktörlerden etkilenmemesi için yapım aşamasında bazı kimyasallar ve üretimin kolaylaşması amacıyla birtakım maddeler kullanılır. Kullanılan bu kimyasallar ve yabancı maddelerin zamanla insan vücuduna sızma potansiyeli polimerler için dezavantaj oluşturmaktadır [25].

Polimerler, birbirini tekrarlayan ve uzun zincirler halinde birbirlerine bağlı küçük birimlerden veya izomerlerden oluşmaktadır. Polimerlerde mekanik özelliklerin gelişmesinin nedeni çapraz bağlanma olarak açıklanabilir. Çapraz bağlanma, polimer zincirlerinin birbirleriyle zincirin boyu sırasınca birleşmesi şeklinde olur. Bu bağlanma şekli de malzemelerin yoğunluğunu artırarak mukavemetlerini ve sertliklerini geliştirebilir. Fakat çapraz bağlı malzemeler genelde esnekliklerini kaybederek gevrekleşirler [26].

2.2.2. Seramik Yapılı Biyomalzemeler

Biyoseramikler, yüksek korozyon ve sürtünme direncine sahip alerjik ve kanserojen olmayan inorganik maddeler olmalarının yanı sıra vücut ile biyouyumluluğu yüksek ve yoğunluğu düşük malzemelerdir [27]. Biyomedikal uygulamalarda diz, kalça ve kas gibi yük taşıyan bölgelerde ve oral implantolojide çenenin yeniden yapılandırılması ve çene kemiğinin sabitleştirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Biyoseramikler, temas halinde bulunduğu kemik dokusunun verdiği tepkiye göre biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur seramikler olmak üzere üç gruba ayrılabilir. Biyoinert seramikler kimyasal açıdan oldukça kararlıdır ve kendilerini çevreleyen canlı dokuyu değiştirmeksizin herhangi bir bağlanma olmadan bir arada bulunabilirler. Biyoaktif seramikler kemikle ya da canlı organizmanın yumuşak dokusu ile kimyasal bağ yapma özelliğine sahiptirler. Kuvvetli ve uygun bir biyoaktif malzemeden üretilen bir implant sayesinde, implant ile kemik doku arasında çabuk ve kuvvetli bir bağ oluşturulabilir. Bir kalsiyum fosfat bileşimi olan Hidroksiapatit (HA) biyoaktif seramiklere örnek gösterilebilir. Kemiğin kimyasal yapısına oldukça yakın ve kemikten daha tok bir yapısı

vardır. Kemiğe oranla daha düşük kırılma tokluğuna sahip olmasına rağmen sert doku implantı olarak yaygın kullanıma sahip bir malzemedir. Biyobozunur seramikler implant olarak kullanıldıklarında doku ile yer değiştirerek normal doku yerine geçerler.

Gözenekli (poröz) özellik gösteren biyoseramik malzemeler diğer biyomalzemelere göre daha düşük mukavemet değerleri sergilerler ancak metalik implantlar üzerinde kaplama olarak kullanımları oldukça yararlıdır. Kaplama malzemesi, implantın çevre dokularının içerisine büyüyerek, dokuya mekanik olarak bağlanmasını poröz yüzeyi sayesinde gerçekleştirir [26].

İmplant kaplama malzemesi olarak doku ile kimyasal bağ yapabilen bir seramikle beraber mekanik bağ gücü yüksek olan bir seramiğin birlikte kullanılması hem mekanik özellikleri geliştirilmiş hem de dokuyla uyumlu implantasyon elde edilmesini sağlar.

2.2.3. Metalik Yapılı Biyomalzemeler

Biyouyumluluğu düşük olması, korozyona uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salımı gibi dezavantajları vardır. Fakat kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan; Titanyum ve Titanyum alaşımları, Paslanmaz Çelikler, Altın ve Kobalt gibi metal ve metal alaşımları implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. Diğer yandan metallerin biyolojik ortamda kullanılabilimleri korozyona karşı gösterdikleri dirençle bire bir ilişkilidir. İnsan vücudunda yer alan kan, su, çözülmüş oksijen, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça koroziv bir ortamdır. Korozyon malzemeleri zayıflatır ve daha da önemlisi korozyon sonucu oluşan ürünler doku içerisine girip hücrelere zarar verirler.

İmplant malzemesi olarak en yaygın kullanıma sahip metaller, düşük karbonlu paslanmaz çelikler (316L), Kobalt alaşımları, Nikel-Titanyum alaşımları, saf Titanyum ve Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımı olan $\rightarrow Ti6Al4V$ dur.

Çeliğin genel olarak iki farklı kullanımı bulunmaktadır. Karbon çeliği olarak adlandırılan çelik türü Demir, Karbon, az miktarda Fosfor, Silisyum ve Mangandan oluşur. Alaşım çeliği ise %1' den daha düşük karbon içeriğine sahiptir ve diğer metaller ve ametalleri de içerecek şekilde hazırlanan çelik türüdür. Alaşım çeliklerinin, Karbon çeliklerine oranla daha pahalı ve işlenmelerinin zor olmasının yanında korozyon ve ısı

dirençleri çok daha yüksektir. Alaşım çelikleri içeriklerinde Alüminyum, Krom, Kobalt, Bakır, Kurşun, Mangan, Molibden, Nikel, Fosfor, Silisyum, Kükürt, Titanyum, Tungsten ve Vanadyum gibi elementleri bulundurabilirler.

2.3. Titanyum

Titanyum ve Titanyum alaşımları, doku tarafından kabul edilebilirliği yüksek ve kemikle bağlanması iyi olan metalik biyomalzemelerdir. Fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren Titanyum, 316 Paslanmaz çelik ve Kobalt alaşımlarına göre daha hafif ve yumuşaktır. Özellikle kemiğe yakın dayanımda olması, implant malzemesi olarak kullanımı için avantaj oluşturmaktadır. İmplant uygulaması için yüksek özelliklere sahip Titanyum diğer metallere göre kullanımı daha sıktır. Bunun sebepleri;

- Uzun süreli implant uygulamalarında en iyi biyouyumluluğa sahip,
- Enjekte edilen maddelerle kimyasal reaksiyon verme olasılığı çok düşük,
- Manyetik olmaması nedeniyle manyetik rezonans için uygun,
- Düşük yoğunluklu ve hafif,
- Alerjik özelliği az,
- Rahatlıkla küçük boyutlu numuneler üretilebilir,
- Mekanik özellikleri iyi,
- Elastisite modülü kemiğinkine çok yakın olmasıdır.

Tüm bu özelliklere ek olarak implant malzemelerin dayanımının yanında biyouyumluluğun artırılması için apatit formunda kaplamalar kullanılmaktadır. Titanyum implantların kaplanması yaygın olarak kullanılan yöntem termal sprey tekniğidir. Bu tekniğin alt grup elemanlarından HVOF (yüksek hızlı oksit-yakıt) ve plazma sprey yöntemleri tercih edilir. Özellikle plazma sprey, yüksek termal verimliliği, ticari ve seri üretim uygulamalarında sağladığı kolaylık sebebiyle en sık kullanılan yöntemdir [25].

Plazma sprey tekniği ile HA kaplanan Titanyum implantlar sayesinde, daha kuvvetli kemik-implant bağlantısı, kemik içinde daha hızlı sabitleşme, kemiğin implant tarafından salınan metal iyonlarından korunma özellikleri sağlanmıştır. Das ve diğ. [28] Titanyumun kemik dokuyla kimyasal olarak birleşmeyeceğini çünkü bioinert malzeme olduğunu ve implant yerleştirildikten sonra kemik doku tarafından çevreleneceğini belirtmişlerdir.

Cho ve diğ. [29] Titanyum ve Titanyum alaşımlarının yüzeylerinde oluşan TiO_2 kaplaması sayesinde mükemmel korozyon direncine ve biyouyumluluğa sahip olduklarını belirtmişlerdir.

2.4. Kemik Tip ve Özellikleri

Kemik, yük taşıyan implant için yapısal bir dayanaktır. İmplantları çevreleyen kemik, örgü şeklinde (woven), ince tabakalı (lameller), demet şeklinde (bundle) veya bileşik (kompozit) kemikten oluşur. Bu da yaşa, fonksiyonel duruma ve hastanın sistemik durumuna bağlıdır [30]. Oral implantların biyomekaniğine bakış açısı kazanmak için implant çevresindeki kemiğin davranışını anlamak şarttır. Bazı araştırmacılar, kortikal kemikte maksimum gerilme yığılmaları oluştuğunda, bunun implantla kemiğin temas ettiği noktalarda olduğunu bildirmişlerdir. Trabeküler kemikte maksimum gerilmelerin implantın tepesi etrafında görülmektedir [31].

Dış hekimliğinde implant için uygun kemik oldukça önemlidir ve uygun görülen dişsiz sahanın dışarıdan yapısını ve hacmini anlatır. Buna ek olarak, kemiğin kalite ve yoğunluk olarak tanımlanan iç yapısı da kemiğin kuvvetini yansıtır. Dişsiz sahadaki uygun kemiğin yoğunluğu; tedavi planlamasında, implant tasarımında, cerrahi girişimde, iyileşme zamanında ve protetik yapım aşamasında, başlangıç kemik yüklemesi ile ilgili belirleyici faktördür.

Kemik, iki ana tabakadan oluşmuştur. İç kısımda trabeküler bir özelliğe sahip, süngerimsi bir yapıya benzediği için "spongiyöz kemik" adı verilen kemik tabakası vardır. Bu kemik için "trabeküler kemik" terimini de kullanmaktadır. Dış kısımda ise yoğun bir özelliğe sahip ve bu yapısal özelliği nedeniyle "kompakt kemik" adı verilen kemik tabakası vardır. Bu tabakaya, en dışta yer aldığı ve diğer tabakayı da çevrelediği için "kortikal kemik" adı da verilmektedir [23].

2.4.1. Kortikal Kemik

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri, gözeneklilik oranı, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen (kemiğin, kırırdağın ve bağ dokusunun içinde oluşan fibröz bir protein) lif oluşumu ve deformasyon hızı gibi faktörlere bağlıdır. Kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayancı, basınç gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100 MPa'dır [32].

Kortikal kemik, implant yerleştirilmesi için trabeküler kemiğe göre daha elverişlidir [33]. Yoğunluğunun fazla olması, Elastisite modülünü yükseltmekte ve dolayısıyla kemik direncinin artmasının yanı sıra fonksiyonel kuvvetler karşısında deformasyona karşı dayanıklı olmasını sağlamaktadır [34-35].

2.4.2. Trabeküler Kemik

Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri, porozitesine ve trabeküler yapının anizotropisi ve de bireysel trabeküler dokuların malzeme özelliklerine bağlıdır. Trabeküler kemiğin gerilme dayanımı çekme ve basma için aynıdır ve ~ 2-5 MPa arasındadır [32].

Kemik kalitesi, implant başarısı için hem cerrahi hem de fonksiyonel aşamalarda en önemli faktör olarak kabul edilmektedir. Bu sebeple zayıf kalitedeki kemikteki aşırı yükler implant ömrü için klinik olarak endişe verici bir durumdur [36].

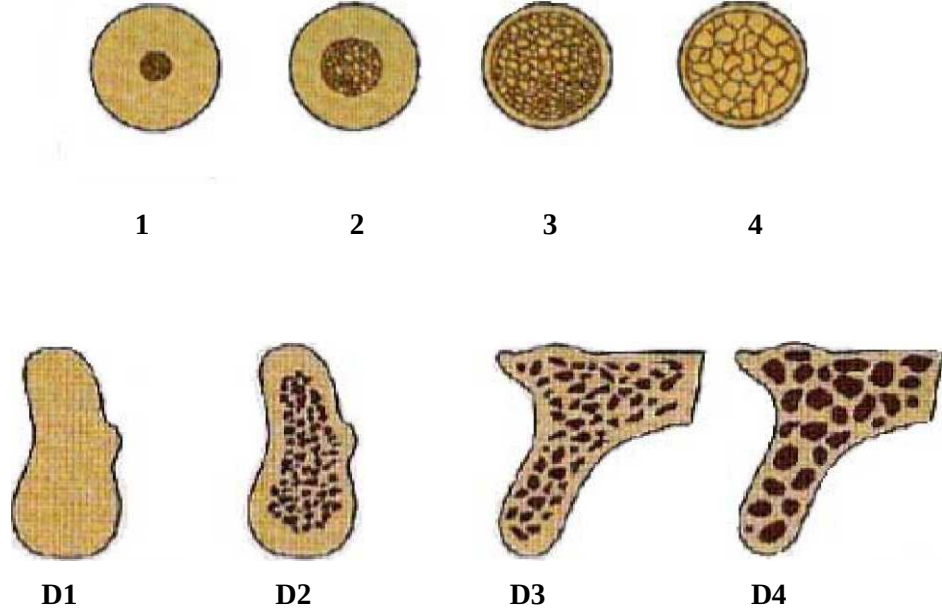
2.4.3. Kemik Kalitesinin Sınıflandırılması

şekil 2.3' deki kemik tipleri klinisyenler ve araştırmacılar tarafından implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir. Bu sistemde bölgeler 1'den 4'e kadar çene kemiği kalitesine göre sınıflandırılmıştır. Tip 1 (D1) kemik kalitesinde, tüm çene homojen kortikal kemikten oluşmuştur. Tip 2 (D2) kemikte, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik mevcuttur. Tip 3 (D3) kemikte, ince (1 mm) bir kortikal kemikle çevrili uygun sertlikte yoğun trabeküler kemik mevcuttur. Tip 4 (D4) kemikte ise, ince (1mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta trabeküler kemik vardır.

Kemik yoğunluğunun artması, bağlantının mekanik özelliklerini geliştirir. Bu duruma, Tip 1 ve 4'te, 2 ve 3'e göre daha az rastlanır. Her ne kadar bölgesel yoğunluk farklılıkları olsa da, Tip 2 kemik daha çok alt çene kemiğinde, Tip 3 kemik ise sıklıkla st çene kemiğinde görülür [30]. Bir implantın yerleştirilmesi için kemikte tercih edilen özellikler; kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeklerin sık olmasıdır [23].

İmplant boynunun çevresindeki kortikal kemik, burulma momenti uygulandığında destek eksenini olarak görev yapar. Bu da bize uygulanan yükle, implantın boynu çevresindeki kortikal kemiğin fizyolojik veya patolojik olarak doku maddesinin kaybına daha duyarlı olduğunu gösterir. Dental implantın ömürlerinin uzunluğu ve klinik başarısı,

biyomekanik olarak kontrol edilmiş bir alt ve üst çenedeki dişlerin çiğneyici yüzeylerinin birbiriyle temasa gelmesi sağlanabilir [36].



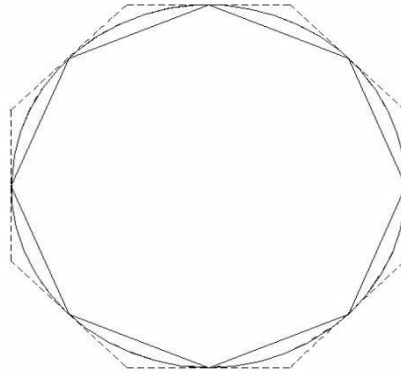
Şekil 2.3. Kemik tipleri [37]

İmplant boynu çevresinde yükleme öncesi, 9-18 MPa civarındaki gerilmelere dayanabilecek iyi kalitede yoğun kemik bulunması önemlidir [37]. İmplantların, kortikal kemik kalınlığı fazla ve daha yoğun bir trabeküler çekirdekten oluşan kemik içine yerleştirilmesi, daha az mikro harekete ve gerilme yığılmalarının azalmasına sebep olur. Bu da doku bütünleşmesinde ve implant stabilizasyonunda istenen bir durumdur [30,33].

3. SONLU ELEMANLAR METODU

Sonlu elemanlar metodu, günümüzde karmaşık mühendislik problemlerinin hassas olarak çözülmesinde etkin kullanılan bir sayısal metottur. İlk defa 1956 yılında uçak gövdelerinin gerilme analizi için geliştirilmiş olan bu metodun, daha sonraki on yıl içerisinde uygulamalı bilimler ve mühendislik problemlerinin çözümünde de başarı ile kullanılabileceği anlaşılmıştır. İlerleyen yıllarda sonlu elemanlar metodu ve çözüm teknikleri hızlı gelişmeler kaydetmiş ve günümüzde bir çok pratik problemin çözümü için kullanılan en iyi metotlardan birisi olmuştur. Sonlu elemanlar metodunun değişik mühendislik alanları için bu kadar popüler olmasının ana nedenlerinden birisi genel bir bilgisayar programının yalnız giriş verilerini değiştirerek herhangi bir özel problemin çözümü için kullanılabilmesidir [38].

Sonlu elemanlar metodundaki temel düşünce karmaşık bir problemi basite indirgeyerek bir çözüm bulmaktır. Esas problemin daha basit bir probleme indirgenmiş olması nedeniyle kesin sonuç yerine yaklaşık bir sonuç elde edilmekte, ancak bu sonucun çözüm için daha fazla çaba harcayarak iyileştirilmesi ve kesin sonuca çok yaklaşılması, hatta kesin sonuca ulaşılması mümkün olmaktadır.



Şekil 3.1. Dairenin çevresinin sonlu elemanlar yaklaşımı ile bulunması [38]

Sonlu elemanlar metodunda çözüm bölgesi çok sayıda basit, küçük ve birbirine bağlı sonlu elemanlar adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır. İlk matematikçiler bir dairenin çevresini, Şekil 3.1’de görüldüğü gibi daireyi çokgene indirgeyerek hesaplamışlardır. Bu çokgenin her kenarı bir sonlu elemandır. Bu basit çözümün incelenmesi sonucunda genel sonlu elemanlar uygulamaları için geçerli olan iki özellik ortaya çıkmıştır. Dairenin dışındaki ve içindeki çokgenlerin çevreleri, dairenin çevresinin üst ve alt sınırlarıdır.

Çokgenin kenar sayısının artırılması ile bu yöntemle bulunacak olan yaklaşık çözüm yukarıdan veya aşağıdan gerçek çözüme ulaşacaktır.

Sonlu elemanlar metodu yapısal mekanik problemlerinin yanı sıra, inşaat mühendisliği, uçak mühendisliği, ısı iletimi, jeomekanik, nükleer mühendisliği, biyomedikal mühendisliği ve mekanik tasarım alanları ile ilgili problemlerin çözümü için de başarı ile kullanılmaktadır. Metodun bu kadar çok uygulama alanı bulmasının nedenlerinden birisi, değişik mühendislik problemlerinin arasındaki benzerliklerdir [38].

Sonlu elemanlar metodu için biyomekanikteki uygulama örnekleri alyuvarların ve plasmanın kılcal damarlardaki hareketlerinin incelenmesi, eklemlerde yağlama analizi, kalbin gerilme analizi, kemiklerin gerilme analizi ve kafatasının analizleri gösterilebilir.

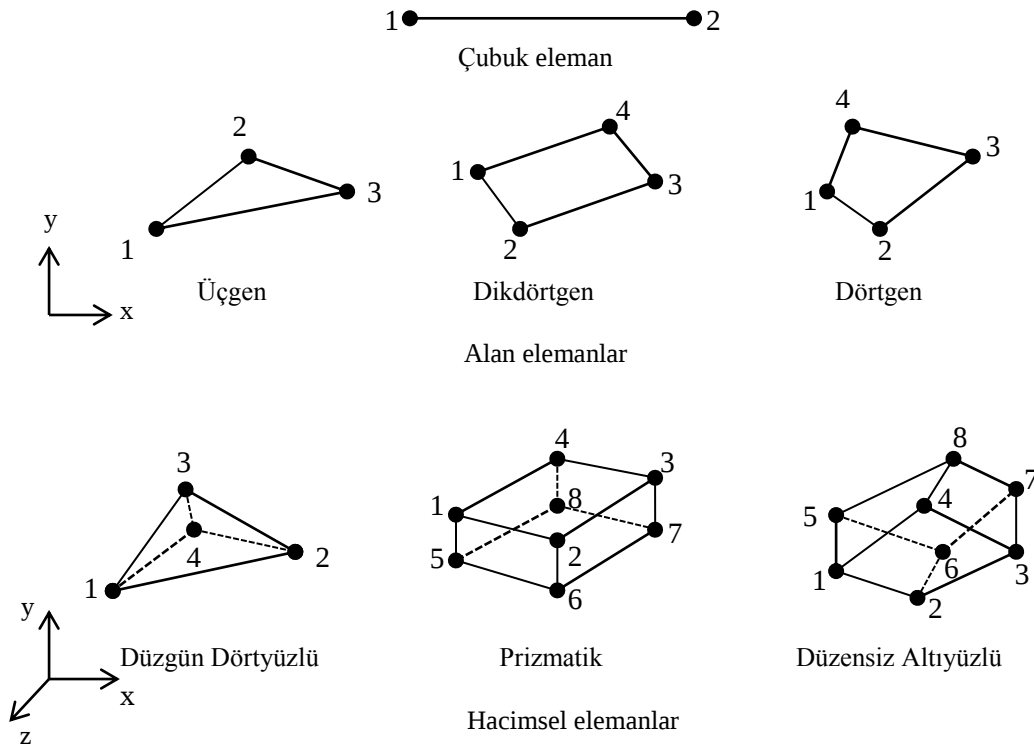
Sonlu elemanlar metodunda katı, sıvı veya gaz gibi gerçek cisimler birbirine bağlı, sonlu elemanlar adı verilen alt bölümler ile tarif edilmektedir. Bu elemanlar birbirlerine düğüm noktası adı verilen özel noktalardan bağlanmışlardır. Düğüm noktaları genellikle elemanların birbirine bağlandıkları yerler olan eleman sınırlarında bulunmaktadır. Yerdeğiştirme, gerilme, sıcaklık, basınç, hız vs. gibi değişkenlerin gerçekte nasıl değiştiği bilinemediğinden, bunların basit fonksiyonlar ile yaklaşık olarak ifade edilebildikleri varsayılmaktadır. Bu yaklaşık fonksiyonlar, değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri cinsinden ifade edilmektedir. Sistem için denge denklemleri gibi yeni denklemler yazıldığı zaman, bilinmeyenleri değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri olan ve ortak çözümleri gereken yeni denklemler ortaya çıkmaktadır. Genellikle matris denklemleri şeklinde olan bu denklemlerin çözülmesi ile de değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri elde edilmektedir. Yaklaşık fonksiyonların, değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri cinsinden ifade edilmiş olmaları nedeni ile de, bu fonksiyonların eleman içerisindeki ve sonuç olarak ta bütün yapı içerisindeki değerleri bulmakta ve istenilen sonuçlar elde edilmiş olmaktadır [38].

Genel bir problemi sonlu elemanlar metodu ile çözümü daima belirli basamaklardan oluşan bir yöntem ile elde edilmektedir. Bu basamaklar:

1) Yapının veya çözüm bölgesinin elemanlara ayrılması: Sonlu elemanlar metodunda ilk basamak yapıyı veya çözüm bölgesini alt bölümlere yani sonlu elemanlara ayırmaktır. Bu ayırmada uygun sonlu elemanlar kullanılmalı, elemanların cinsi, sayısı ve düzeni tespit edilmelidir. Şekil 3.2’ de bazı sonlu eleman örnekleri verilmiştir. Basit geometriler veya az sayıda eleman için manuel olarak yapılabilecek bu modelleme işleminin, karmaşık

geometriler veya çok sayıda eleman için bu şekilde yapılabilmesi imkansız hale gelmekte ve bu iş için paket programlar kullanılmaktadır.

2) Her elemanın özelliklerinin formüle edilmesi, eleman rijitlik matrislerinin ve yük vektörlerinin bulunması: Karmaşık bir yapının herhangi bir yük altındaki deplasmanının kesin olarak tahmin edilmesi imkansız olduğundan, bir eleman için bilinmeyen çözümü yaklaşık olarak ifade edebilecek uygun bir deplasman modeli seçilmelidir. Bu model hesaplamalar açısından basit olmalı, ancak bazı yakınsama değerlerini de yerine getirmelidir. Çoğunlukla bu model bir polinom şeklinde olmaktadır. Denge denklemleri, varyasyonel prensipler ve yaklaşık deplasman modeli kullanılarak eleman rijitlik matrisleri ve yük vektörleri bulunmalıdır.



Şekil 3.2. Nokta sayıları ile birlikte çizgi, alan ve hacim eleman çeşitleri

3) Yapının veya çözüm bölgesinin sonlu elemanlar modelinin elde edilebilmesi için elemanların birleştirilmesi: Yapının çok sayıda elemandan oluşmuş olması nedeni ile, her bir eleman için bulunmuş olan rijitlik matrisleri, yük vektörleri ve denge denklemleri uygun bir şekilde birleştirilmeli ve genel denge denklemleri elde edilmelidir.

4) Bilinen yüklerin kuvvet ve/veya moment uygulanması.

5) Yapının nasıl desteklendiğinin belirtilmesi: Düğüm noktaları için bilinen deplasman değerleri (genellikle sıfır) belirtilmelidir.

6) Bilinmeyen düğüm noktası deplasmanlarının bulunması: Genel denge denklemleri problemin sınır şartları uygulanarak düzeltilmeli ve daha sonra düğüm noktalarının deplasmanları çözülmelidir.

7) Eleman gerilme ve birim uzamalarının hesaplanması: Düğüm noktalarının deplasmanları ile gerekli denklemler kullanılarak eleman birim uzamaları ve gerilmeleri hesaplanabilir.

Bir programının çıktısı, yukarıda hesaplanan değişkenlerin düğüm noktalarındaki ve/veya elemanlardaki değerlerinden oluşmaktadır. Bu değerlerin anlaşılmasının ve değerlendirilmesinin basit geometriler veya az sayıda eleman için kolay olmasına karşılık, karmaşık geometriler veya çok sayıda eleman için bu iş zorlaşmakta ve sonuçlar kullanıcıya kolay anlaşılabilir bir şekilde örneğin grafik yöntemler ile paket bilgisayar programları kullanılarak verilmektedir.

Özel problemlerin çözümü için genel bir programın kullanılabilmesi, sonlu elemanlar metodunun güçlü ve çok amaçlı bir araç olmasına neden olmuş ve çok sayıda genel amaçlı sonlu elemanlar program paketi geliştirilmiştir. Bu paketlerden bazıları oldukça genel amaçlı olup, değişik mühendislik alanlarındaki problemlerin çözümü için çok az veya hiçbir değişikliğe gerek duyulmadan kullanılabilir. Bu programlardan ANSYS 1971'de ilk kez yayınlandı [39].

ANSYS paket programı yardımıyla statik, dinamik, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromagnetik analizler yapılabilir. Bugün havacılık, otomotiv, elektronik ve nükleer alanlarını kapsayan bir çok mühendislik alanında ANSYS kullanılmaktadır. ANSYS çeşitli problemler çözmek için kullanılabilecek çok güçlü ve etkili bir paket programdır.

4. ZAMANA BAĞLI DAVRANIŞ VE YORULMA

Elemanlara etkiyen kuvvetleri zamanın fonksiyonu olarak üçe ayırmak mümkündür. Deney esnasında numuneye sıfırdan başlayarak kalıcı deformasyon meydana gelinceye kadar sürekli artan bir kuvvet tatbik edilerek uygulanan kuvvete sürekli artan kuvvet denir ve sadece malzeme muayene deneylerinde kullanılan bir kuvvettir. Değeri zamanla değişmeyip sabit kalan kuvvetlere statik yük denir. Malzemeye etkiyen kuvvet statik karakterli ise oluşturduğu gerilmenin, malzemenin emniyet gerilmesinden küçük olup olmadığı kontrol edilir. Değeri zamanla değişen kuvvetlere dinamik yük denir. Makine elemanlarına etkiyen dinamik kuvvetlerde değişme çoğunlukla periyodiktir [40].

Makine elemanları genel olarak değişken yüklerin ve gerilmelerin etkisi altındadır. Elemana etki eden yükler statik olsa bile kesitinde meydana gelen gerilmeler değişken olabilir. Değişken gerilmelerin etkisi altındaki elemanlarda gerilmelerin maksimum değerleri değil tekrar sayısı önemlidir. Çevrimsel olarak değişen gerilmeler malzemenin iç yapısında bazı yıpranmalara sebep olur. Böylece kopma olayı statik sınırların çok altında meydana gelir. Değişken gerilmelerin etkisi altında malzemenin iç yapısındaki değişikliklere yorulma ve eleman kopuncaya kadar dayandığı süreye ömür adı verilir. Eleman ömrü genellikle çevrim sayısı ile tarif edilir. Değişken zorlanmada kopma iç yapıdaki veya dış yüzeydeki bir süreksizlik noktasından başlar. Bu nokta civarında malzeme yorulur bir çatlak meydana gelir.

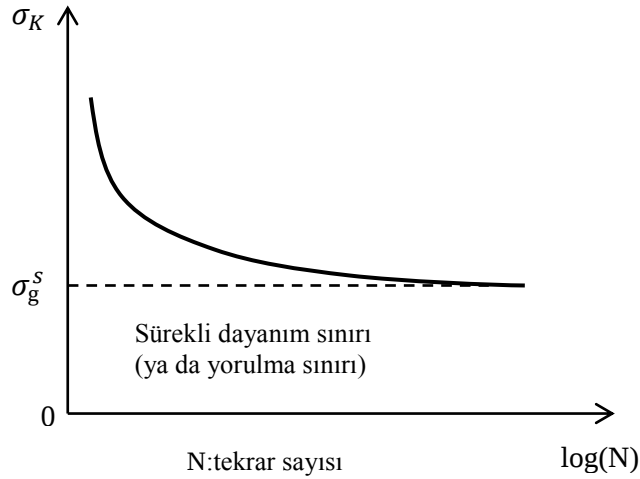
Makine parçaları çalışma sırasında genellikle tekrarlı yüklemelere maruz kalırlar. Zamana göre değişen gerilmelerle zorlanan parçaların çekme hatta akma mukavemetinin altındaki düşük gerilmelerde bile, belirli bir çalışma süresi sonunda (veya yük tekrar sayısında) tahrip olmasına “yorulma” yükleme sonundaki kırılmaya “yorulma kırılması” denir. Yorulma kırılması sadece tekrarlı çekme ve basma zorlamalarında değil, eğme ve burulma tekrarlarında da olabilir. Tekrarlı zorlanan malzemelerin yorulma davranışı, yüklemenin cinsine, büyüklüğüne ve yük tekrar sayısına bağlıdır [41].

Yorulma yüzey düzgünlüğünü bozan çentik, keskin köşe, girinti çıkıntı ve de benzeri gibi yüzey kusurlarından ya da iç yapı içinde eş dağılımlılığı bozan kalıntı, kılcal çatlak, keskin uçlu çökelti ve parçacıklardan kaynaklanabilir. Önce bir kılcal çatlak oluşur, kılcal çatlak hemen kırılmaya yol açmaz; uygulanan çevrimsel gerilimin her çevrimiyle birlikte malzeme içinde çok yavaş olarak ilerler ve sonra aniden karasız hale gelerek kırılmaya

sebeptir. Kırılma olan yüzeyde yorulma olup olmadığı yüzey şekillerinden kolaylıkla ayırt edilebilir [42].

Yorulma kırılması, küçük bir çatlak ile başlar. İlk çatlak o kadar küçüktür ki, çıplak gözle tespit edilemez ve X ışınları ile yerinin tespiti ise oldukça zordur. Yorulma kırılmasında görülen küçük açık noktalar, muhtemelen muayene veya marka işaretleme, iç çatlaklar veya işlemenin sebep olduğu hatalarla başlar. Çatlak bir defa oluştuğunda gerilme yığılmasının tesiriyle daha da büyür ve gerilmeli alanın büyüklüğü azaldığı gibi gerilmenin genliği artar ve sonuçta yapı aniden tahrip olur.

Mühendislik uygulamaları için, bir malzemenin tekrarlı zorlanmasında hangi yüklemde, hangi yüklemde kırılma beklendiğini bilmekten ziyade, hangi gerilme genliğinde artık kırılmanın olmayacağını bilmek gerekir. Sabit tutulan belirli bir ortalama gerilmede hangi yüklemde seçilen malzemenin sonsuz yük tekrarını taşıyabileceğinin bilinmesi mühendislik uygulamaları açısından önem taşır [41].

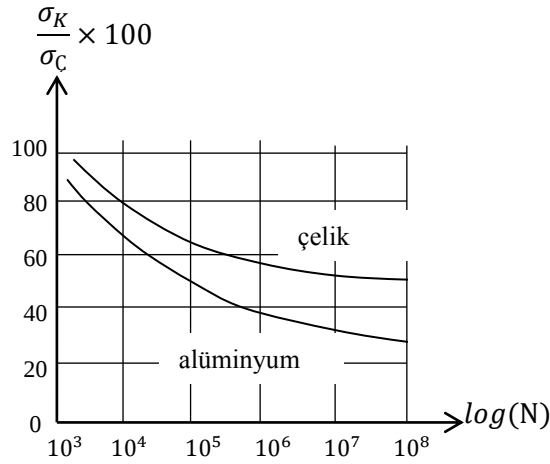


Şekil 4.1. Kopma gerilmesi ile tekrar sayısı arasındaki Wöhler eğrisi [43]

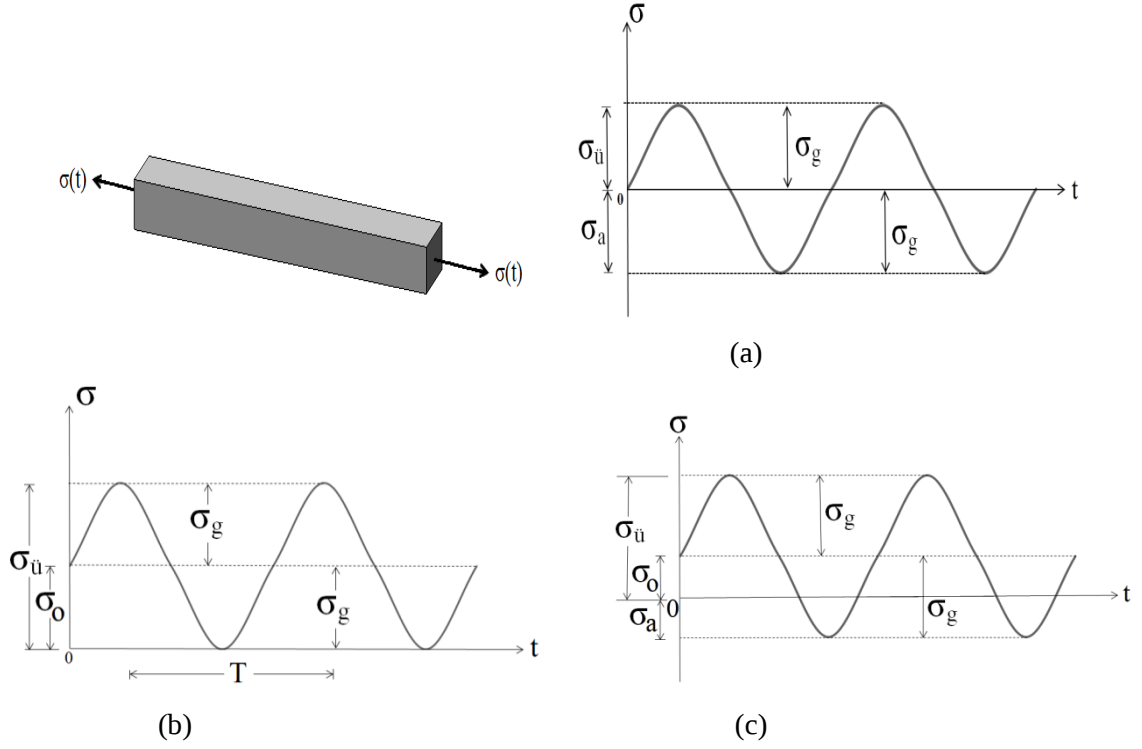
İzin verilen şekil değiştirme miktarı yorulma değerinin yapıldığı şartlara veya deney malzemesi cinsine bağlıdır. Sonsuz sayıda yük tekrarını kırılmadan veya aşırı şekil değişimine uğramadan taşıyabilen bir yapı elemanı, yorulmaya karşı dayanıklıdır denir. Taşınabilir maksimum gerilme genliği de yapı elemanının sürekli dayanım sınırı (ya da yorulma sınırı) olarak adlandırılır. Uygulama bakımından bu yorulma sınırının bilinmesi çok yararlıdır. Şekil 4.1’de kopma gerilmesi σ_K ile tekrar sayısı N arasında Wöhler eğrisi olarak bilinen grafik ilişkisi görülmektedir. Wöhler diyagramının düşey eksenini gerilme aralığını yatay eksenini ise çevrim sayısını gösterir. Wöhler diyagramı malzemenin yorulma

dayanımı ve yorulma ömrü hakkında yararlı bilgiler verir. Bir yapı elemanının yorulma dayanımı sadece bir malzeme özelliği olmayıp, bunun yanında parçanın büyüklüğü, biçimi ve üretim şekline bağlı olduğundan yorulma dayanımı, belirli bir biçim ve yüzey kalitesindeki parçanın konstrüktif dayanımı olarak tanımlanır [43]. Yorulma dayanımında daha büyük gerilme genliklerinin bir süre uygulamasının mutlaka hasara veya diğer bir deyişle yorulma dayanımının azalmasına yol açacağı söylenemez. Önemli olan bu aşırı yükün seviyesi ve bunlara ait çevrim sayısıdır [44].

Yorulmanın çok küçük bir çatlak genişletebileceği düşünülürse, cilalı yüzeyin önemi ortaya çıkar. Yüzeyi çok iyi cilalanmış numunelerde sürekli dayanım sınırı daha yüksek çıkar. Örneğin paslanma nedeniyle yüzeyde oluşan düzensizlikler çelikte yorulma sınırını % 50 azaltmaktadır. O nedenle çelikte paslanmayı önleyici tedbirler elden bırakılmamalıdır. Alüminyum ve çeliğin çift işaretli periyodik yükleme altında yorulma sınırıyla ilgili eğriler Şekil 4.2’ de görülmektedir. Burada düşey eksen kopma gerilmesinin çekme gerilmesine oranının yüzdesi, yatay eksen ise logaritmik ölçekte tekrar sayısı N ’dir. Anlaşılabacağı gibi tekrar sayısındaki artış, sürekli dayanım sınırını aşağıya çekmektedir.



Şekil 4.2. Alüminyum ve çeliğin periyodik yükleme altında yorulma sınır eğrileri [43]



Şekil 4.3. Bir çubuğa etki eden üç farklı gerilme fonksiyonları [43]

Şekil 4.3’de bir çubuğa etki eden üç farklı gerilme fonksiyonu $\sigma = \sigma(t)$ çizilmiştir. Buradaki gerilme büyüklükleri; $\sigma_{\bar{u}}$: üst sınır gerilmesi ($\sigma_{\max}$), σ_a : alt sınır gerilmesi ($\sigma_{\min}$), σ_o : ortalama gerilme, σ_g : genlik gerilmesi, σ_t : titreşim mukavemeti, σ_g^s : sürekli dayanım sınırı, $\sigma_{\bar{u}}^s$: sürekli üst dayanım sınırı, σ_a^s : sürekli alt dayanım sınırı olarak tanımlanmıştır. $\sigma_{\bar{u}}$, σ_a , σ_o ve σ_g arasındaki ilişkiler eğer $\sigma_{\bar{u}}$ ile σ_a belliyse,

$$\sigma_o = \frac{1}{2}(\sigma_{\bar{u}} + \sigma_a) \quad \sigma_g = \frac{1}{2}(\sigma_{\bar{u}} - \sigma_a) \quad (4.1)$$

olur, ya da σ_o ve σ_g belliyse,

$$\sigma_{\bar{u}} = \sigma_o + \sigma_g \quad \sigma_a = \sigma_o - \sigma_g \quad (4.2)$$

biçimindedir. Bir çubuğa etki eden yükün bir tam devri için periyot T ile gösterilirse, frekans $f = 1/T$ olur. Periyodik yüklemede $\sigma_{\bar{u}}$ ve σ_a sınırlarının aynı ya da farklı işaretli olması numunenin dayanımı üzerinde çok etkindir. İşaret değiştiren yükleme cisimde iç yıpranmayı artırır. Eğer Şekil 4.3(a)’daki gibi $\sigma_{\bar{u}} = -\sigma_a$ ise buna tam harmonik titreşim

denir. Keyfi bir periyodik yükleme, bir σ_o ortalama gerilmesinin üstüne bir harmonik gerilme değişiminin eklenmesiyle,

$$\sigma(t) = \sigma_o + \sigma_g \sin(\omega t) \quad (4.3)$$

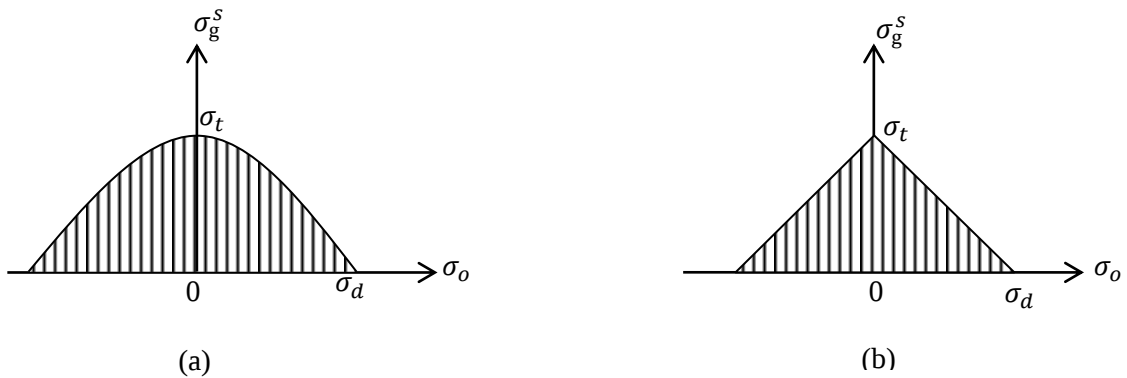
elde edilir. Genlik gerilmesi σ_g azaltılarak, sürekli dayanım sınırına çekilirse $\sigma_g \rightarrow \sigma_g^s$ olur. O zaman (4.2) ye göre belli bir sabit σ_o değeri için,

$$\sigma_{\bar{u}}^s = \sigma_o + \sigma_g^s \quad \text{ve} \quad \sigma_a^s = \sigma_o - \sigma_g^s \quad (\sigma_o = sbt) \quad (4.4)$$

iki tane sınır gerilme elde edilir. Burada $\sigma_{\bar{u}}^s$ ve σ_a^s sürekli üst dayanım ve sürekli alt dayanım sınırlarıdır. Yükleme süresince malzemede güvenlik koşulu $\sigma_a^s \leq \sigma(t) \leq \sigma_{\bar{u}}^s$ sağlandığı kadar, tekrar sayısı ne kadar arttırılırsa arttırılsın cisim kopmaz. Sürekli dayanım sınırlarının dışında zorlanan cisimlerde sonlu bir N sayısından sonra yorulma meydana gelir [43].

4.1. Sürekli Dayanım Eğrileri

Ortalama gerilme σ_o değişirse Şekil 4.4'teki sürekli dayanım sınırları $\sigma_{\bar{u}}^s$ ile σ_a^s da değişecektir. Şekil 4.4(a)'da çelik için ortalama gerilme σ_o ile sürekli dayanım sınırı σ_g^s arasındaki parabolik ilişki çizilmiştir. Ortalama gerilme değeri σ_d , akma gerilmesi σ_A olarak tanımlanmıştır.



Şekil 4.4. Ortalama gerilme ile sürekli dayanım sınırı arasındaki ilişki [43]

Görüldüğü gibi σ_o arttıkça σ_g^s azalır ve (4.4) e göre sürekli dayanım sınırları σ_u^s ile σ_a^s da birbirlerine yaklaşır. Yalnız bütün metaller için durum böyle olmayıp Şekil 4.4(b)'de görülen doğrusal ilişkide karşımıza çıkabilir. Şekil 4.4'deki grafikler düşey eksen σ_g^s/σ_t ve yatay eksen σ_o/σ_d biçiminde boyutsuzlaştırılarak çizilirse, Şekil 4.5'de görülmekte olan Gerber parabolünün denklemi,

$$\frac{\sigma_g^s}{\sigma_t} = 1 - \left(\frac{\sigma_o}{\sigma_d} \right)^2 \quad (\text{Gerber parabolü}) \quad (4.5)$$

dir. Burada σ_o serbest değişken, σ_g^s de bağlı değişkendir. Şekil 4.5'de kesikli çizgiler Goodman doğrusu olup denklemi,

$$\begin{aligned} \frac{\sigma_g^s}{\sigma_t} + \frac{\sigma_o}{\sigma_d} &= 1 & \sigma_o > 0 \\ \frac{\sigma_g^s}{\sigma_t} - \frac{\sigma_o}{\sigma_d} &= 1 & \sigma_o < 0 \end{aligned} \quad (\text{Goodman doğrusu}) \quad (4.6)$$

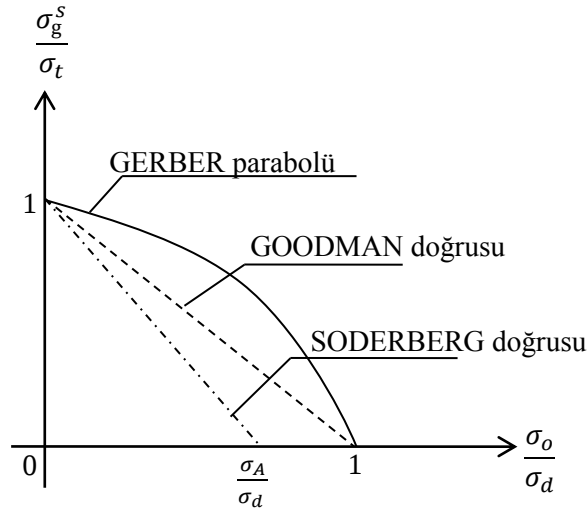
dir. Eğer doğru Soderberg tarafından önerildiği gibi akma gerilmesine göre düzenlenirse denklem,

$$\begin{aligned} \frac{\sigma_g^s}{\sigma_t} + \frac{\sigma_o}{\sigma_A} &= 1 & \sigma_o > 0 \\ \frac{\sigma_g^s}{\sigma_t} - \frac{\sigma_o}{\sigma_A} &= 1 & \sigma_o < 0 \end{aligned} \quad (\text{Soderberg doğrusu}) \quad (4.7)$$

olur. (4.4) de (4.5), (4.6) ve (4.7) yerleştirilirse ve ortalama gerilme σ_o serbest değişken olarak seçilirse, sürekli dayanım sınırları,

$$\sigma_u^s = f(\sigma_o) \quad \text{ve} \quad \sigma_a^s = g(\sigma_o) \quad (4.8)$$

biçiminde σ_o ın fonksiyonudur [43].



Şekil 4.5. Yorulma eğrileri [43]

4.2. Yorulma Ömrü Tahmin Metotları

Tasarım ve analizlerde üç temel yorulma metodu; gerilme-yorulma ömrü tayin metodu (stress-life), şekil değiştirme- yorulma ömrü tayin metodu (strain-life), kırılma mekaniği (fracture mechanics) metotlarıdır. Bu metotlar ömrün çevrim sayısı cinsinden tahminine bağlıdır. Ömrün $1 \leq N \leq 10^3$ olduğu durumlar düşük çevrimli (low-cycle) $N > 10^3$ olduğu durumlar ise (high-cycle fatigue) yüksek çevrimli yorulma olarak tanımlanır.

Gerilme-yorulma ömrü tayin metodu gerilme seviyelerine bağlıdır, en düşük yaklaşıma sahiptir ve düşük çevrimli yorulma uygulamalarında kullanılır ve kullanılan en geleneksel metottur. Geniş tasarım uygulamalarında kolaylıkla uygulanan metot birçok veri sağlar ve yüksek çevrimli yorulma ömür uygulamalarına uyarlanabilir [45]. Parçanın toplam ömrü ile ilgilenir bunun için çatlak başlangıcını ve çatlak ilerleyişini kapsamaz.

Yorulma yükleme etkisi altında malzemelerin mukavemetini hesaplamak için numuneler tekrarlanan veya değişken yüklerin etkisiyle istenen genlikte hasara uğraması için geçen çevrim sayısı sayılır. Malzemelerin yorulma mukavemetini tespit etmek için birden fazla test yapma gerekliliği yorulmanın istatistiksel doğasından kaynaklanır. Dönen kiriş testi için sabit eğilme yükü uygulanır ve kirişin hasara uğraması için gereken dönüş sayısı kaydedilir. İlk test malzemenin akma mukavemet noktasının altında bir değerle yapılır. İkinci test ilk testten daha düşük gerilme ile yapılır. Bu işleme devam edilir ve

sonuçlar S-N diyagramında çizilir [46]. Bu diyagram yarı logaritmik olabileceği gibi logaritmik de olabilir. S-N diyagramı genellikle tam değişken (eşit çekme ve basma yükü etkisinde) gerilme çevrimleriyle bulunur. Bir evrim ($N=1$) yükün bir yönde uygulanması sonra kaldırılması ve zıt yönde tekrar uygulanmasından ibarettir. Bundan dolayı $N=1/2$ yükün sadece bir kere uygulanması ve kaldırılması demektir.

şekil değiştirme yorulma ömrü tayin metodu gerilme ve şekil değiştirmeler dikkate alındığı lokal bölgelerde plastik deformasyonun daha detaylı analiziyle yorulma ömrünü hesaplar. Bu metot özellikle yorulmanın düşük çevrim sayılarını karakterize eden, tipik olarak çatlak başlangıcını kapsayan bir metottur. Yorulma hasarı neredeyse her zaman çentik gibi yerel geometrik süreksizlik noktalarında veya başka gerilme yoğunlaşma bölgelerinden başlar. Geometrik süreksizlik noktalarında meydana gelen gerilme elastik sınır aştığı zaman plastik şekil değiştirme meydana gelir. Yorulma atlağı oluşmuşsa döngüsel plastik şekil değişimi oluşmuştur.

Kırılma mekaniği varsayılan bir kusur veya boyutu bilinen bir hasar ile başlar ve çatlağın ilerlemesini inceler bu yüzden bazen de çatlak ömrü diye bilinir. Çatlağın büyüme hızı, çatlağın ömrü sürecindeki bölgeler ve kritik çatlak boyu hakkındaki bilgileri kapsar.

Malzemenin yorulma özellikleri ile ilgili testler genellikle çok özel ve kontrollü koşullar altında gerçekleştirilir. Eğer analiz edilecek parça test koşullarından farklı ise modifikasyon faktörü aradaki farkları hesaplamak için kullanılabilir. Yorulma mukavemet faktörü (k_f) değeri 1 veya 1'den küçük alınır. Bu faktör sadece gerilme genlikleri için kullanılır ve ortalama gerilmeleri etkilemez.

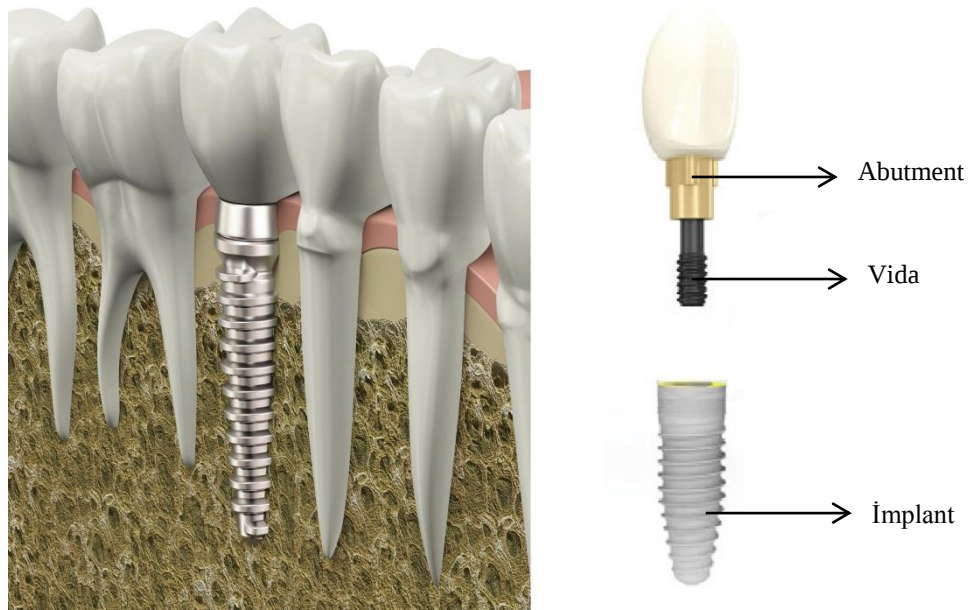
Malzemelerin ömürlerini belirlemek için yorulma cihazı yardımıyla yorulma deneyleri yapılır. Yorulma deneyleri, eksenel, eğilme, burulma veya bunların herhangi bir kombinasyonu olan tekrarlı yük veya gerilmelerin etkisi altında gerçekleştirilir. Dönel eğmeli yorulma deneyleri numuneye aynı büyüklükte alternatif olarak sinüzoidal değişim gösteren tekrarlı yükler uygulamak suretiyle gerçekleştirilir [47].

5. MATERYAL VE METOT

Bir malzemenin devirli olarak sürekli yüklemeye maruz kalması sonucu ilerlemeli ve yerel yapısal hasar oluşur buna yorulma ve malzemenin kopuncaya kadar dayandığı süreye ömür denir. Bu çalışmada çene kemiğine montajı yapılan implant sisteminin maruz kaldığı tekrarlı kuvvetlerin etkisiyle yorulma ömrü sayısal olarak araştırılmış ve implant modelindeki parametrelerin değişiminin implant ömrüne etkisi incelenmiştir. İmplant sistemi ve çene kemiği kesiti *SolidWorks* paket programı yardımıyla oluşturulmuş ve *ANSYS Workbench* yazılımına aktararak gerilme-yorulma ömrü tayini metodu yaklaşımıyla yorulma analizleri gerçekleştirilmiştir. Yorulma ömrünü belirlemek için ISO 14801’de belirtilen düzenek bilgisayar ortamında oluşturulmuş ve ISO 14801’ deki yorulma kriterleri göz önüne alınarak analizler yapılmıştır.

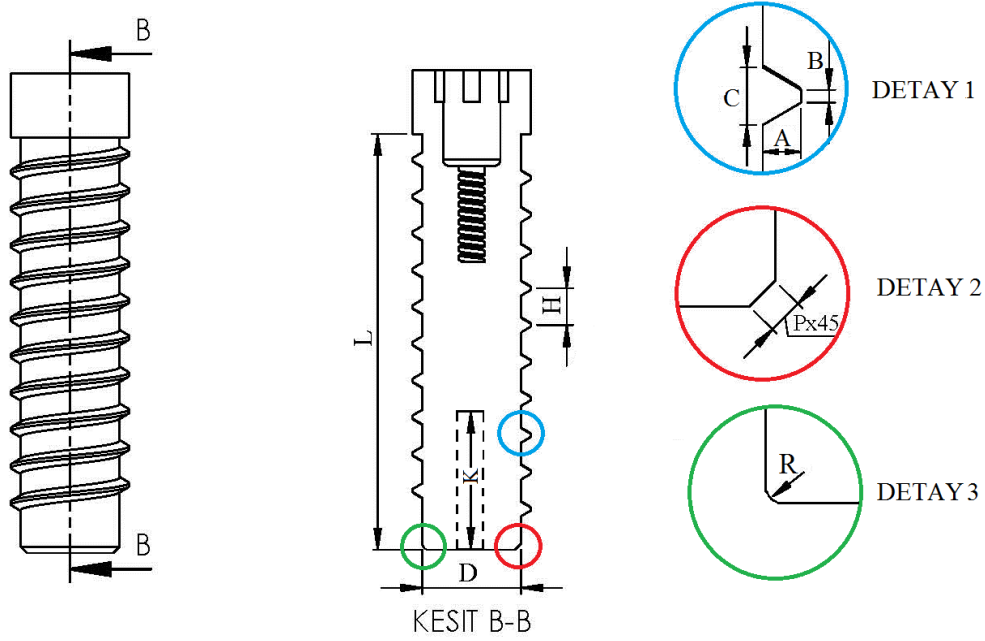
5.1. İmplant Sisteminin ve Kemik Kesitinin Modellenmesi

Şekil 5.1’ de çene kemiğine montajı yapılan implant sistemi ve parçaları gösterilmiştir. Kullanılan implant modeli diş eksikliklerinin giderilmesinde en çok kullanılan model olan vida implanttır.



Şekil 5.1. İmplant montajı ve parçaları

Vida implantlar genellikle 8-16 mm uzunluğunda ve 3.5-4 mm çapında olurlar. Şekil 5.2’ de çalışmada kullanılan implantın boyutları ve Tablo 5.1’ de ise seçilen değerler verilmiştir.



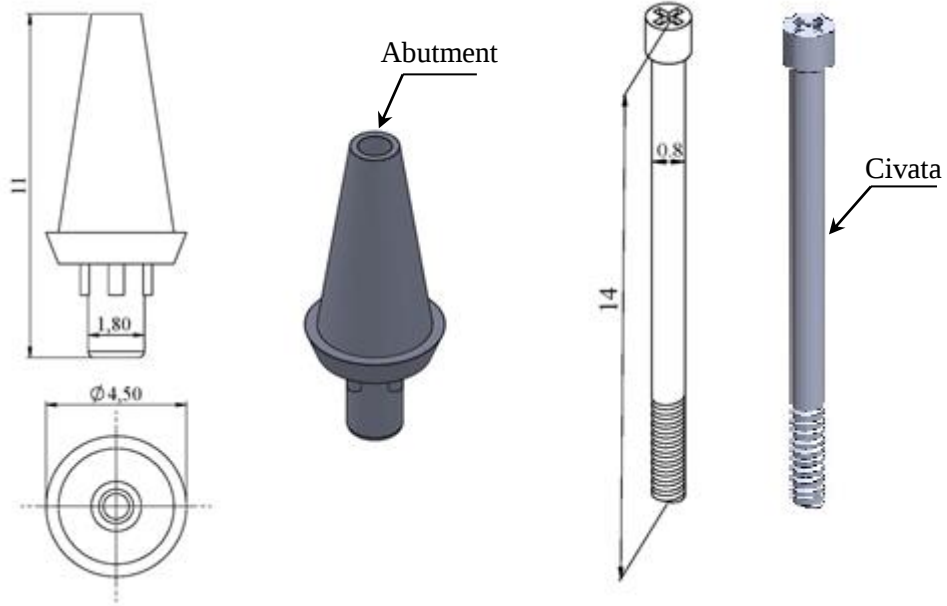
Şekil 5.2. İmplant boyutları

Tablo 5.1. Kullanılan parametrelere verilen değerler

Parametre	(mm)			
A	0.10	0.20	0.30 [48]	0.40
B	0.10 [48]	0.15	0.30	0.45
C	0.10	0.15	0.30	0.45 [48]
D	3.00	3.10[48]	3.20	3.30
H	0.85	1.00	1.15[48]	1.30
K/L	0	0.3	0.4	0.5
L	12.00	13.00[48]	14.00	15.00
P	0	0.2×45° [48]	0.4×45°	0.6×45°
R	0	0.5	1	1.55

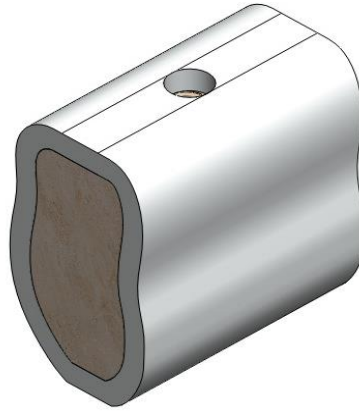
Abutment, kemik içerisine yerleştirilen implant ile implant üzerine yerleştirilecek olan üst yapının (metal destek, protez vs.) bağlantısının gerçekleştirilmesi amacıyla kullanılır. Kemik miktarının yetersizliği ya da çene kemiğinin implantı düz yerleştirmeye uygun olmaması durumunda açılı yerleştirilen implantlara üst yapının montajı sırasında

açılı abutmentlerde kullanılabilir. Çalışmada kullanılan abutment ve abutmenti implanta sabitlemek için kullanılan civatanın boyutları Şekil 5.3’ de verilmiştir.



Şekil 5.3. Abutment ve civata

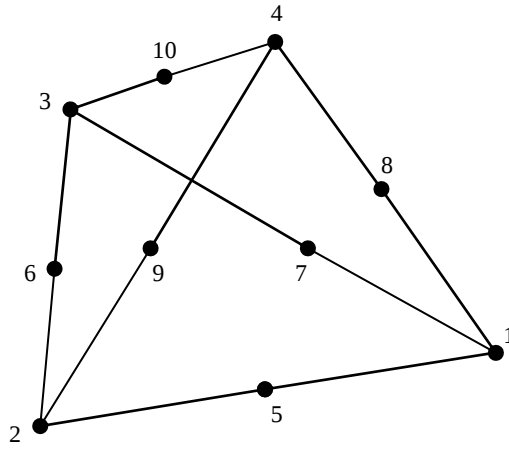
Statik gerilme analizleri yapılırken oluşturulan çene kemiği kesiti Şekil 5.4’ te verilmiştir. Şekilde görülen modelde beyaz dış kısım kortikal kemik tabakasını içte kalan kısım ise trabeküler kemik tabakasını göstermektedir.



Şekil 5.4. Kortikal ve trabeküler kemik

5.2. İmplant Sisteminin Sonlu Eleman Modeli

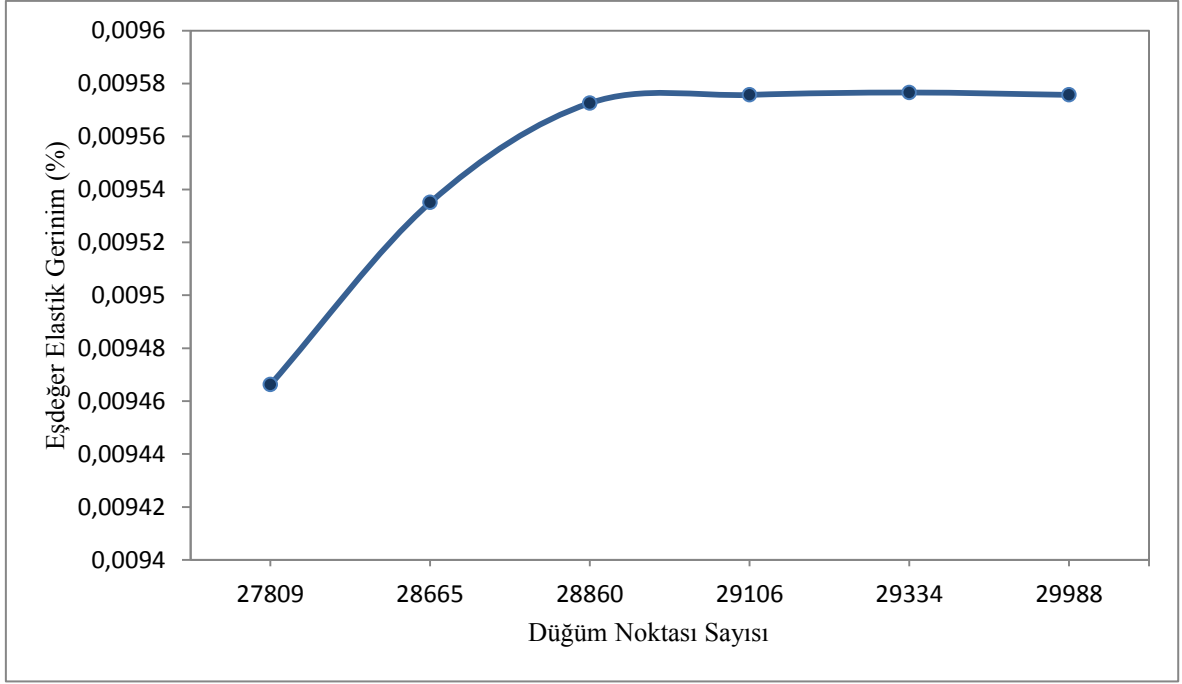
Çene kemiğine montajı yapılan implant sisteminin analizleri sonlu elemanlar paket programı olan *ANSYS Workbench* yardımıyla yapılmıştır. Yapılan analizlerde eleman tipi olarak düzgün dört yüzlü kullanılmıştır. Şekil 5.5’ te verilen düzgün dört yüzlü eleman tipinin 10 düğümü vardır. Düğümler yardımıyla birbirleriyle birleşen elemanlar sonlu elemanlar ağ yapısını oluşturur. Sonlu elemanlar ağ yapısında eleman boylarının küçültülmesi cisimlerin daha fazla elemana bölünmesini sağlar. Buda; gerçekleştirilen analizlerin hassasiyetini artırır. Ancak fazla eleman sayısı çözüm süresini uzatır.



Şekil 5.5. Düzgün dört yüzlü eleman tipi

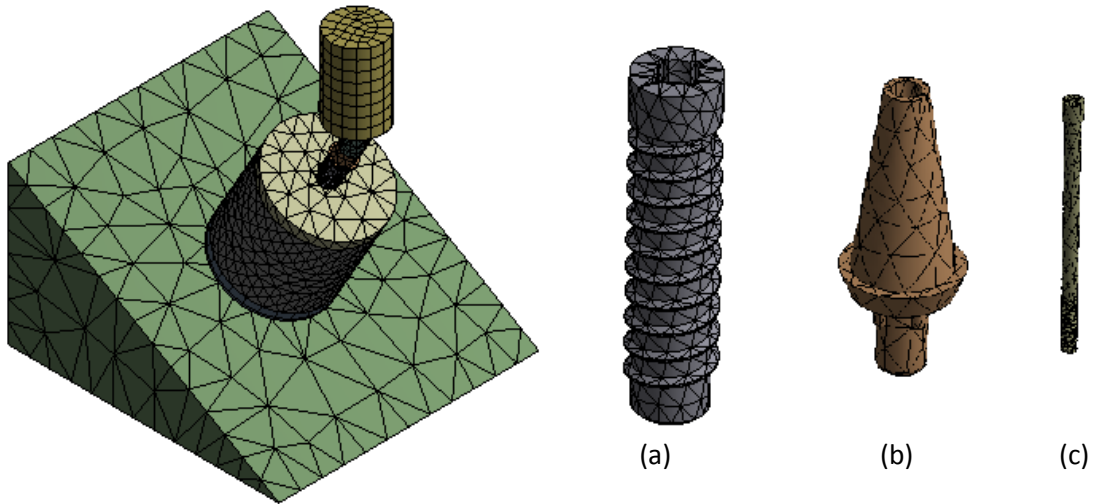
Uygun eleman sayısının belirlenmesi amacıyla ağ yapısı optimizasyonu gerçekleştirilir. Gerçekleştirilen çalışmada ISO 14801 standardına göre oluşturulan model için şekil değişiminin düğüm noktası sayısı ile değişimi Şekil 5.6’ da verilmiştir. Grafiğin yatay seyretmeye başladığı nokta en uygun düğüm noktası sayısını vermektedir. Yapılan çalışma için en uygun düğüm noktası sayısı 28.860 ile 29.000 aralığındadır.

Darwish ve diğ. [49] sekiz tabaka karbon-epoksiden oluşturdukları kompozit malzeme numunelerine perçin deliği açarak *ANSYS 13.0* klasikte eleman tipini altı yüzlü solid45 olarak belirleyip analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Kontrol analizi yapmak için oluşturdukları bağımsız modelde perçin deliğinin yarı çapının delikteki element boyutuna oranının teorik gerilme konsantrasyon faktörüne bağlı olarak grafiğini çizmişlerdir. Grafikte değer sabitlenmeye başladığındaki eleman sayısını uygun değer kabul ederek analizlerini yapmışlardır.



Şekil 5.6. Şekil Değişiminin Düğüm Noktası Sayısı ile Değişimi

Şekil 5.7 'de çene kemiğine montajı yapılmış implant sisteminin, implantın, abutmentin ve vidanın ağ yapıları gösterilmiştir.



Şekil 5.7. Ağ yapıları (a) implant, (b) abutment, (c) vida

İmplant malzemesinde aranılan özelliklerin başında kemik dokuya zarar vermemesi ve biyolojik olarak uyumlu olması istenmektedir. Bunun için dental implantların

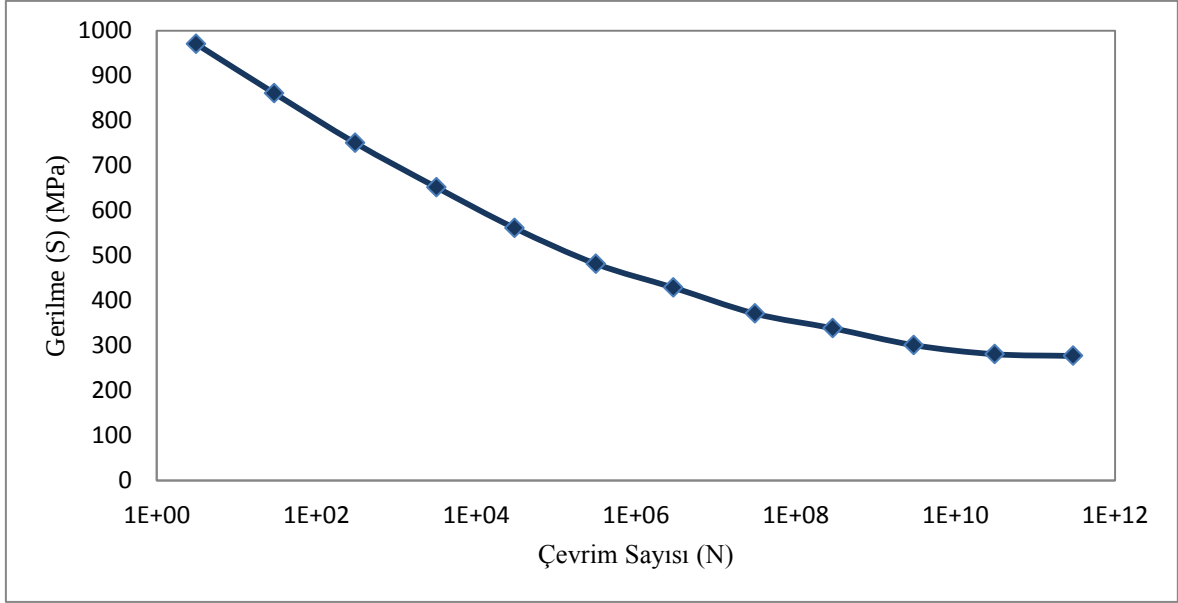
üretiminde kullanılan malzemelerin başında Titanyum alaşımları ve Zirkonyum gelmektedir. Titanyum oda sıcaklığında, hava veya su ile temas ettiğinde yüzeyinde 3-5 nm (nanometre) kalınlığında oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakası malzemenin fizyolojik çevrede stabil kalmasını sağlar ve vücut içinde korozyona karşı dirençli duruma getirir. Titanyumun Elastisite modülü diğer implant malzemelerine karşı kemiğin Elastisite modülüne en yakın olduğundan kemik implant yüzeyinde kuvvet dağılımı daha düzenli olur. Bu sebepten implant malzemesi olarak Titanyum alaşımları kullanılması tercih edilir.

Gerçekleştirilen çalışmada implant, abutment ve abutmenti implanta sabitlemek için kullanılan civata malzemesi olarak Titanyum alaşımı olan *Ti6Al4V* kullanılmıştır. Kemiğin sert ve mukavim kısmı olan kortikal kemik ile içte kalan trabeküler kemik lineer izotropik kabul edilmiştir. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri Tablo 5.2’ de verilmiştir.

Tablo 5.2. Malzeme Özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
<i>Ti6Al4V</i> [7,48,50]	110	0.35
Kortikal Kemik [7,48]	13.7	0.3
Trabeküler Kemik [7,48]	1.37	0.3

Yorulma analizlerinin yapılabilmesi için yorulma parametrelerinin tanımlanması gerekir. Gerçekleştirilen çalışma gerilme tabanlı yorulma analizi olduğu için implant malzemesinin gerilme-çevrim sayısı (S-N) grafiğinin tanımlanması yeterlidir. *Ti6Al4V* için S-N eğrisi Şekil 5.8’ de verilmiştir.



Şekil 5.8. *Ti6Al4V* için S-N Grafiği [4,51]

5.3. Yükleme ve Sınır Şartları

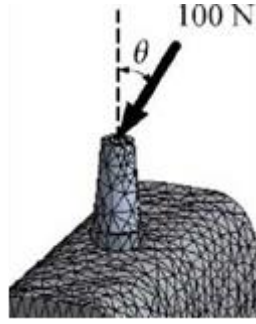
Dental implantlar üzerinde çiğneme fonksiyonu sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir. Yani pasif uyuma sahip üstyapılar olan implantlarda bile yüzeysel yükler gelmezken dental implantlar üzerinde birtakım kuvvetler etkili olmaktadır [52]. İmplantlarda kuvvet dağılımı olmaz ve kuvvetin büyük bir kısmı kret tepesinde yoğunlaşır [36].

İmplantı çevreleyen kemik dokuya kuvvet iletiminde yükleme tipi ve şiddeti oluşan gerilmeyi etkileyen faktörlerdir. İmplantın malzeme, geometri ve yüzey özelliklerine bağlı olarak implantı çevreleyen kemikte ve implantta oluşan hasar değişir. Oluşan hasarlar implantın ömrünü etkiler.

5.3.1. Statik Gerilme Analizi İçin Yükleme ve Sınır Şartları

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında sonlu elemanlar gerilme analizinde gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için sadece düşey veya yatay yükleme değil açılı yüklemelerde özellikle yapılmalıdır. Çiğneme kuvvetleri değiştirilemeyeceğine göre bu yüklerden kemiğe iletilecek gerilmeleri azaltma yöntemleri araştırılmalıdır.

Analizi yapılan modelde abutment üzerine $\theta = 0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 75^\circ$ açılarla 100 N' luk basınç uygulanmıştır. Çene kemiğinin alt yüzeyi sabit tutularak, alt yüzey boyunca düğümlerdeki yer değiştirmeler sıfır kabul edilmiştir. Şekil 5.9' da statik gerilme analizi için modele uygulanan yükleme şekli gösterilmiştir.



Şekil 5.9. Statik gerilme analizi için yükleme şekli

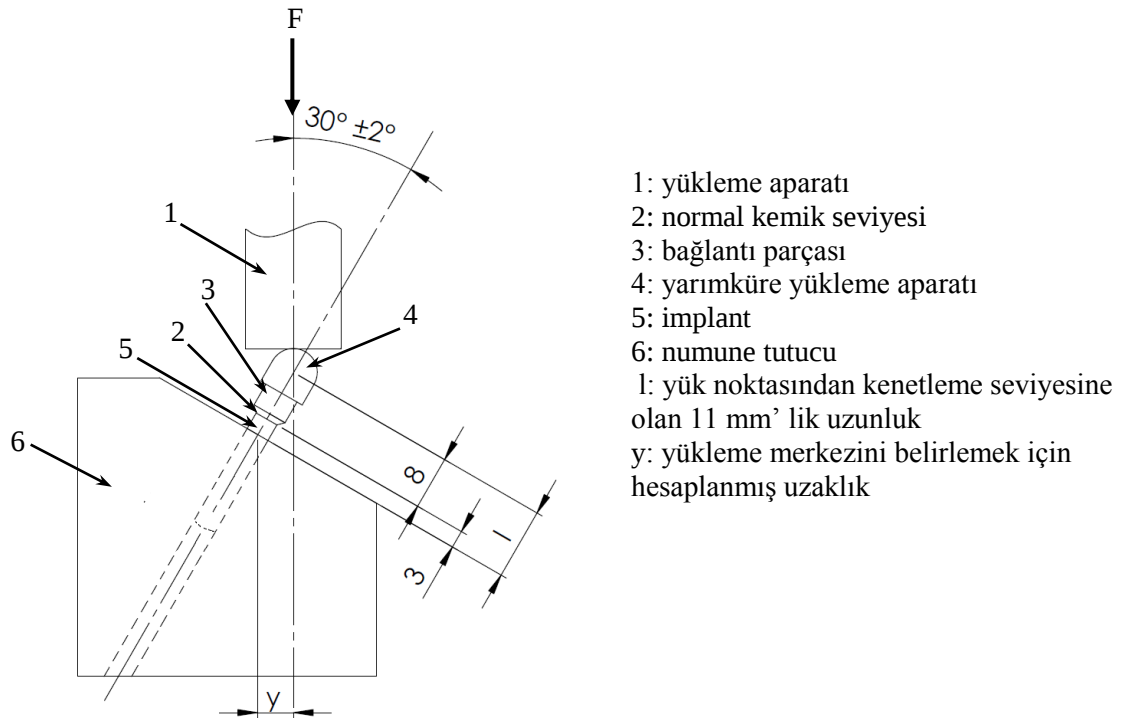
5.3.2. Yorulma Analizi İçin Yükleme ve Sınır Şartları

Elastisite teorisine göre akma gerilmesinin altında yüklemeye maruz kalan parçalarda sadece elastik deformasyon meydana geleceği kabul edilmektedir. Dinamik yükler altında akma gerilmesinin altında çalıştırılan malzemelerde bir süre sonra hasar meydana geldiği saptanmıştır. Değişen yükler altında malzemelerin yüzeyinde çatlak oluşması genellikle yüzeydeki bir pürüzde bir çentikte, bir çizikte, bir kılcal çatlakta veya ani kesit değişimlerinin olduğu yerde başlar. Çatlak oluşumunda yüzey kalitesi, korozyon, sıcaklık, aşırı yükleme, uygulanan yükün tekrar sayısı, mikroyapı ve frekans etkilidir.

Dental implantların yorulma davranışlarını incelerken ISO 14801 standartındaki şartlar göz önünde bulundurulmaktadır. ISO 14801 farklı tasarımlar ve boyutlarda imal edilen kemik içi dental implantları karşılaştırmak için faydalı bir test yöntemi olup ISO 1099, ISO 1942, ISO 4965, ISO 7500-1 bu uygulama için referans olmuşlardır [53]. ISO 14801' e göre yorulma testlerini yapacak makinaların:

- Öngörülen frekansta yük uygulama yeteneğine sahip,
- Maksimum ve minimum yük ve yükleme frekans değerlerini izleyebilmeli, numunelerdeki hasarları tespit edebilmeli,
- Test boyunca yükleme çevrim sayısını kaydedebilmeli,
- Maksimum yükte $\pm \%5$ hatada çalışmalıdır.

ISO 14801' e göre yorulma testi 0,1 yük oranlı yinelenen yük altında gerçekleştirilir. İmplant hem mesnetle hem de mesnet üzerine yarıküre biçimli yük elemanı takılarak test edilmektedir. Yük, implant eksenine $30^\circ \pm 2^\circ$ altında bir eğimle uygulanır ve İmplant, nominal kemik seviyesinden 3 mm uzakta sabitlenmiştir. Standarda uygun yapılan deneylerde yük frekansı azami 15 Hz olarak belirlenmiştir. Yarıküre biçimindeki yük elemanının boyutu, yük noktasından kenetleme seviyesine olan 11 mm' lik uzaklığı belirleyecek biçimde tanımlanmıştır. Test numunelerinin yükleme ve sınır şartları Şekil 5.10' da gösterildiği gibidir[53].



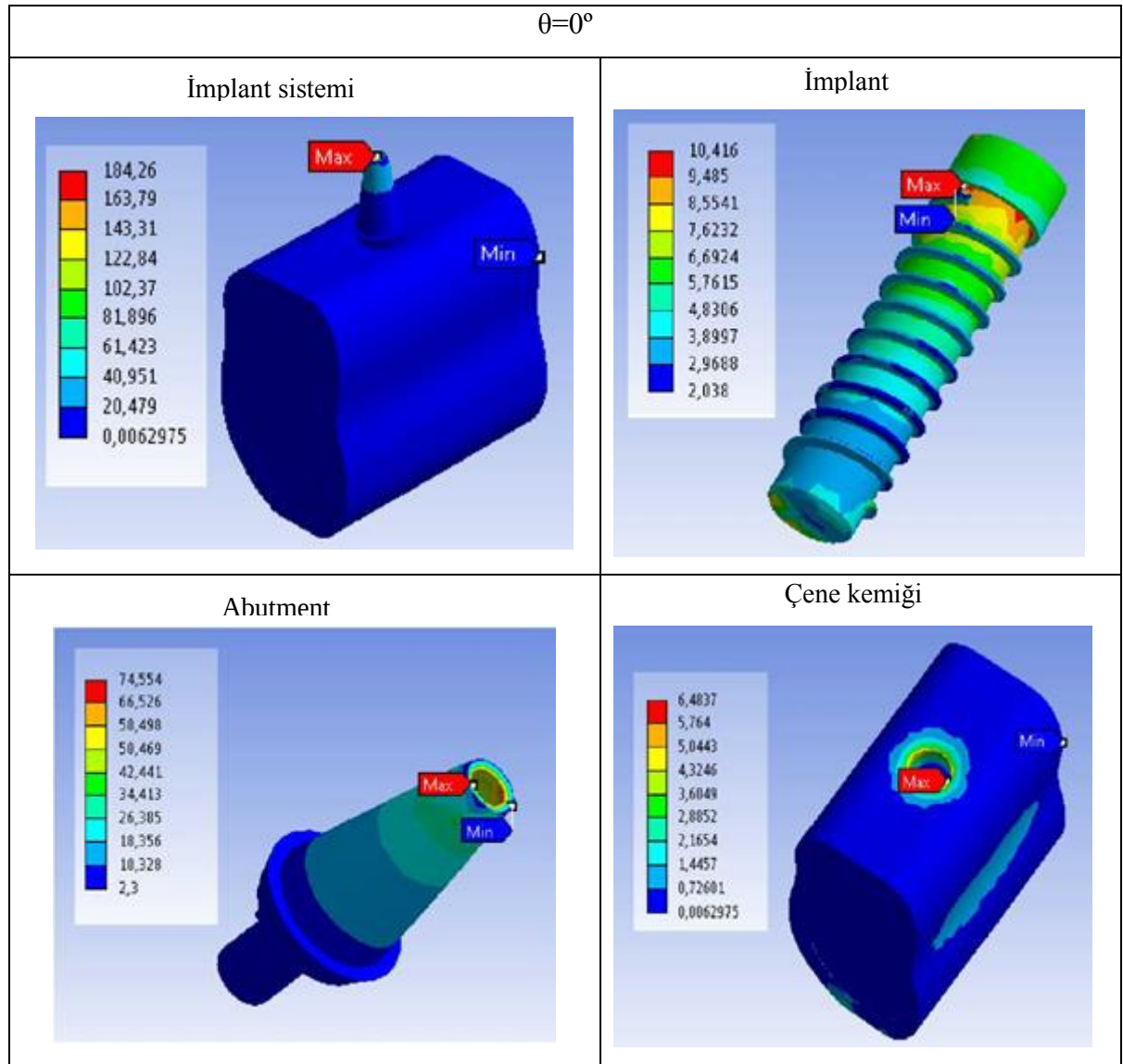
Şekil 5.10. ISO 14801' e göre yorulma yükleme ve sınır şartları [53]

6. BULGULAR

6.1. Statik Gerilme Analizi İçin Kullanılan Metodun Literatürle Doğrulanması

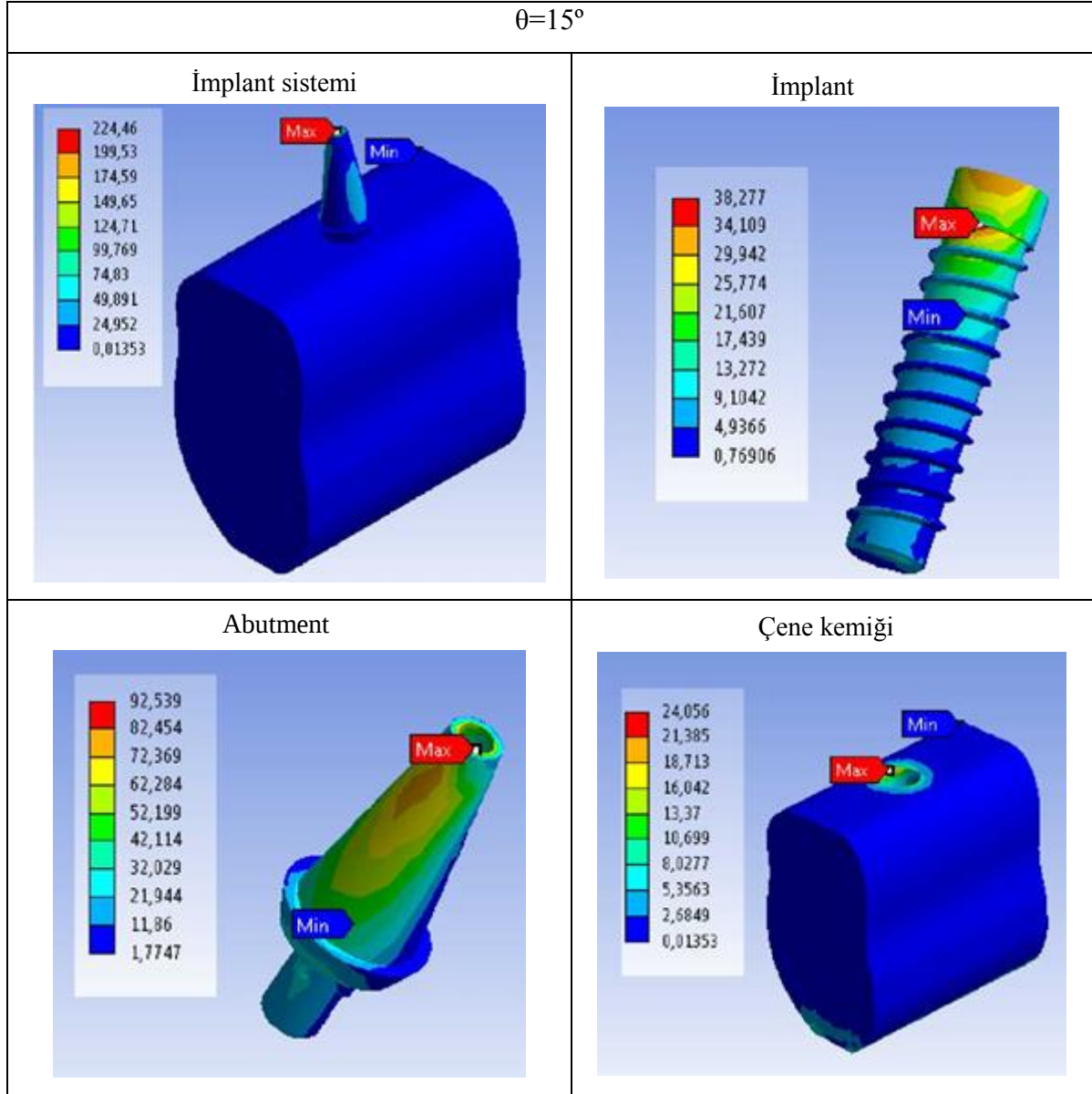
Modellemesi yapılan implant sistemi için farklı yükleme açlarına göre implanta oluşan von Mises gerilme dağılımları incelenmiştir. İmplant sisteminin kabul edilen sınır şartlarına göre gerilme analizleri yapılırken yükleme açısı 0° olan model için von Mises gerilme dağılımları Tablo 6.1’ de verilmiştir.

Tablo 6.1. $\theta=0^\circ$ von Mises gerilme dağılımları (MPa)



İmplant sisteminde yükleme açısı 15° olduğunda oluşan von Mises gerilme dağılımı Tablo 6.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 6.2. $\theta=15^\circ$ von Mises gerilme dağılımları (MPa)



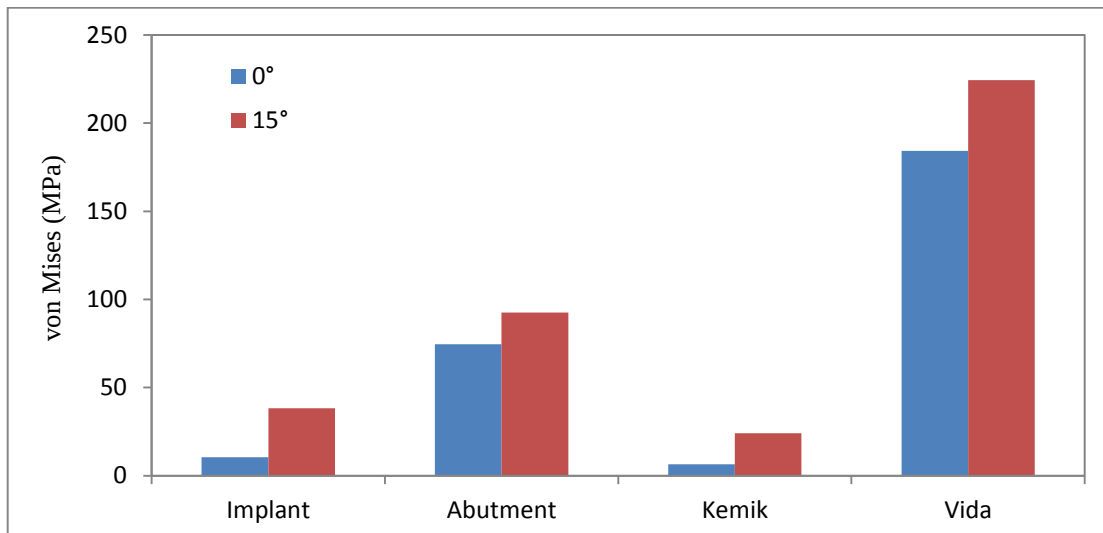
$\theta=15^\circ$ de oluşan gerilmelerin $\theta=0^\circ$ de oluşan gerilmelere göre daha yüksek olduğu görülmektedir. Gerilme dağılımı incelenen implant modelinde oluşan maksimum gerilme değeri implantın trabeküler kemikle birleştiği noktada oluşmuştur. Abutment ve vidada oluşan gerilme değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi implant sisteminde yüklemenin abutment üzerinden yapılmasıdır. İmplant sistemine uygulanan yükün açısına göre

implantda oluşan von Mises gerilme değerlerinin literatür sonuçları ile karşılaştırılması Tablo 6.3’ de gösterilmiştir.

Tablo 6.3. İmplant üzerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerlerinin literatür sonuçları ile karşılaştırılması

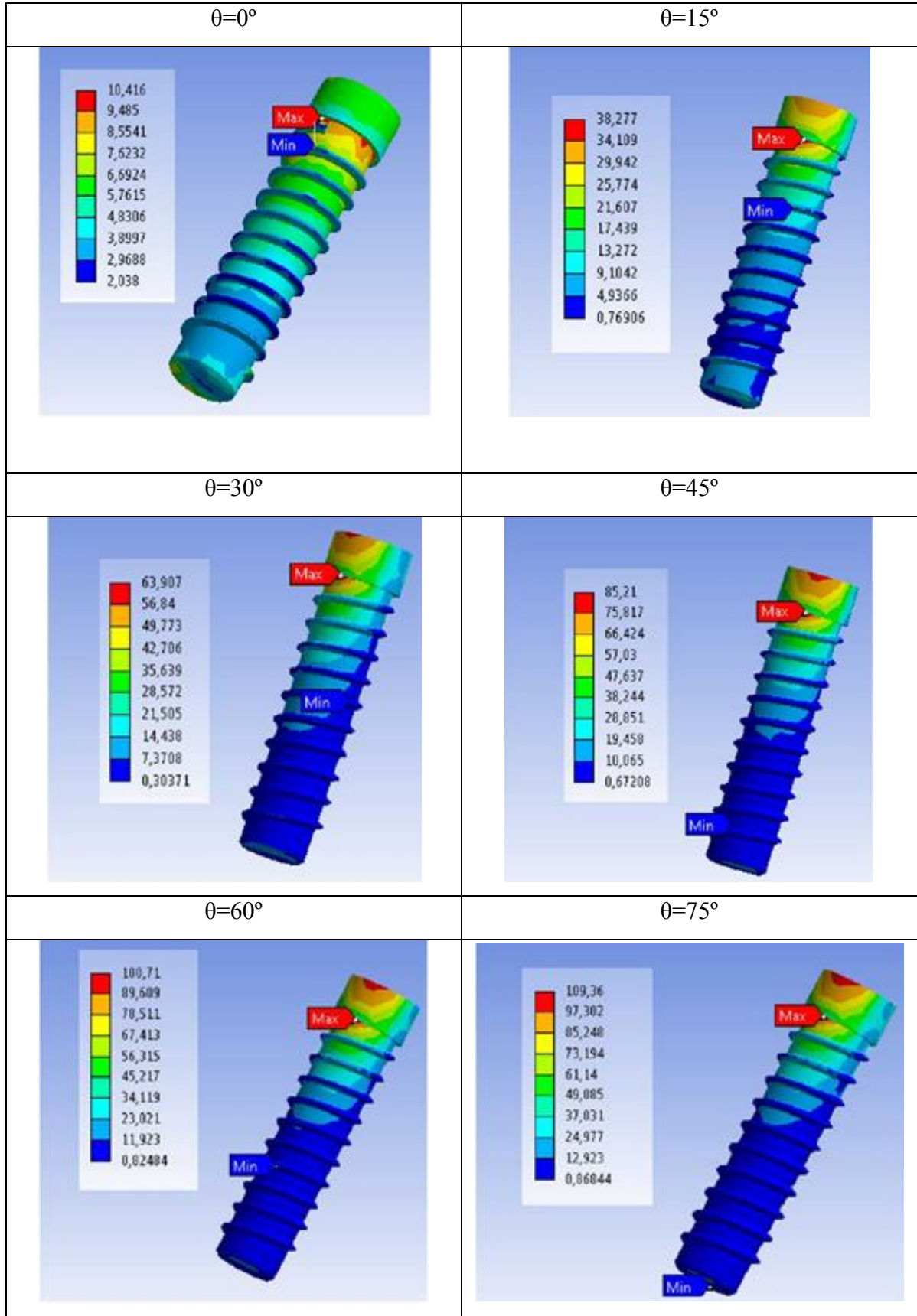
$\theta=0^\circ$		$\theta=15^\circ$	
Çalışma	Maksimum von Mises gerilmesi (MPa)	Çalışma	Maksimum von Mises gerilmesi (MPa)
Yang ve Xiang [48] (3D)	10.580	Yang ve Xiang [48] (3D)	41.034
Chun ve diğ. [54] (2D)	14.461	Chun ve diğ. [54] (2D)	29.926
Kaman ve Çelik [57] (3D)	12.437	Kaman ve Çelik [57] (3D)	39.709
Mevcut çalışma (3D)	10.416	Mevcut çalışma (3D)	38.277

Şekil 6.1’ de yükleme açısının 0° ve 15° olduğu durumlarda implant, abutment, kemik ve vidada oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri karşılaştırılmıştır. Tablo 6.4’ te farklı yükleme açılarına göre implantta oluşan von Mises gerilme dağılımları gösterilmiştir. Yapılan gerilme analizlerinde implanta etkiyen kuvvetin açısının oluşan gerilme değerini doğrudan etkilediği görülmüştür. İmplantta etkiyen kuvvetin radyal bileşenin artması sonucu oluşan maksimum gerilme değerinin de artması implantın abutment ile birleştiği noktada gerilme yoğunlaşmasının oluşmasına sebep olmuştur.



Şekil 6.1. Yükleme açısına göre implant sisteminde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri

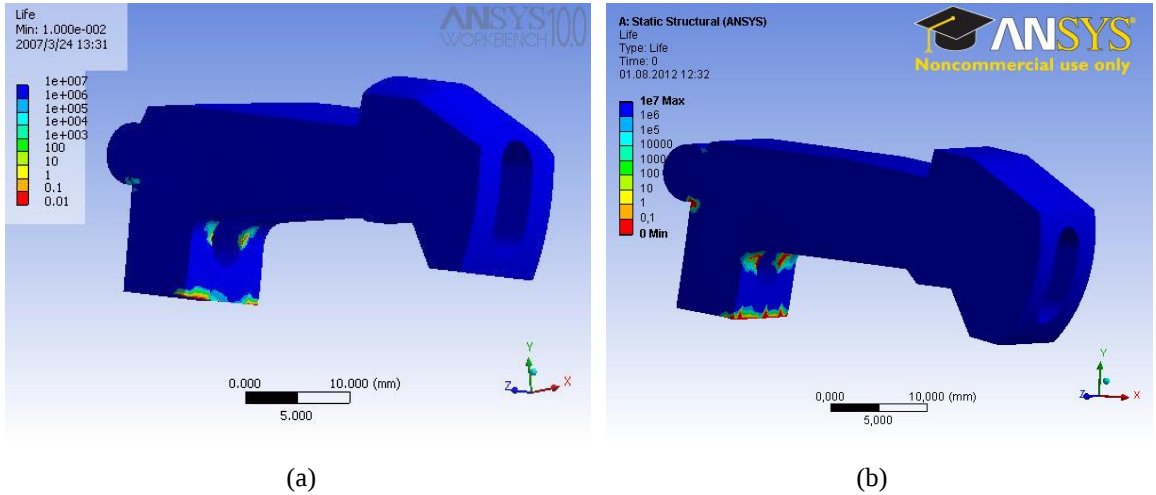
Tablo 6.4. Farklı yükleme açılarına göre implantta oluşan von Mises gerilme dağılımları (MPa)



6.2. Yorulma Analizi İçin Kullanılan Metodun Literatürle Doğrulanması

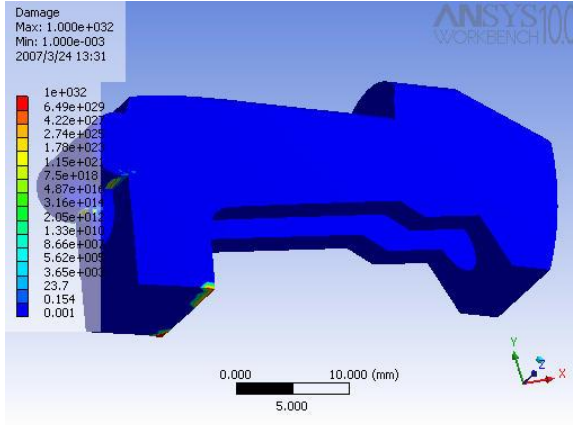
Ansys Workbench yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilen yorulma analizleri çözüm tekniği literatürde yapılan çalışmalardan Özmen [44,55] ve Koca [56]'nın gerçekleştirdiği çalışmalarla doğrulanmıştır. Elde edilen sonuçlar karşılaştırmalı olarak aşağıda verilmiştir.

Özmen [44] gerçekleştirdiği çalışmada yarı otomatik av tüfeği mekanizmasının yorulma davranışını sayısal olarak gerilme tabanlı yaklaşımla araştırmıştır. Analizlerinde sonsuz ömür olarak 10^7 ve kilidin tasarım ömrünü 10^4 yük tekrarına karşılık gelen yorulma ömrü olarak kabul etmiştir. Tasarımı yapılan kilit aşırı yüklemeye maruz kaldığı için hedeflenen tasarım ömrüne ulaşmadan gerilme yoğunluğunun yüksek olduğu bölgelerde hasar tespit etmiştir. Şekil 6.2 (a)'da yarı otomatik av tüfeği mekanizmasına ait Özmen' in çalışmasındaki, Şekil 6.2 (b)'de mevcut çalışmadaki yorulma dağılımı verilmiştir. Şekil 6.2' den anlaşılacağı üzere iki çalışmada ki yorulma değerleri ve yorulmanın oluştuğu bölgeler benzerlik göstermektedir.

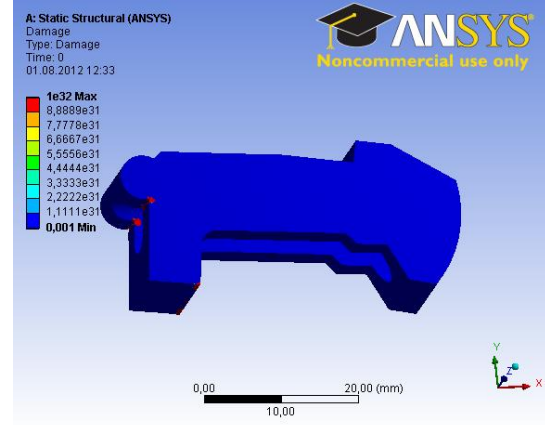


Şekil 6.2. Yarı otomatik av tüfeği mekanizmasına ait yorulma dağılımı (a) Özmen[44], (b) Mevcut çalışma

Modellerde oluşan yorulmanın ne derece olduğuna ilişkin diğer temel parametreler hasar kriteri ve güvenlik faktörüdür. Güvenlik faktörü kilidin tasarım ömrüne ulaşmadan yorulma bölgelerini ve hasar kriteri ise kilidin tasarımda belirlenen kriterlere ulaşmadan hasar gören bölgelerini göstermektedir. Şekil 6.3 ve 6.4' te sırasıyla model üzerindeki hasar ve güvenlik faktörü dağılımı verilmiştir. Tıpkı yorulma dağılımında olduğu gibi hasar ve güvenlik faktörünün de dağılımı iki çalışmada benzerlik göstermiştir.

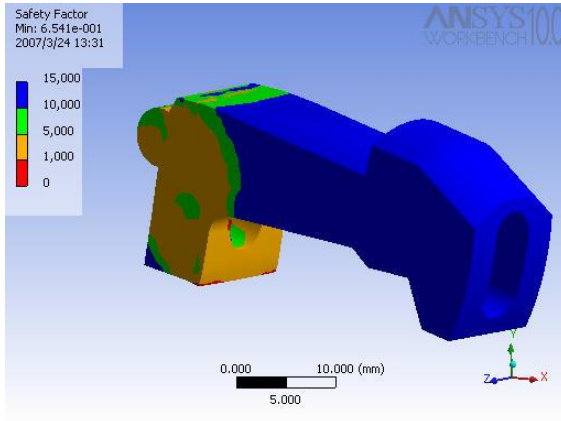


(a)

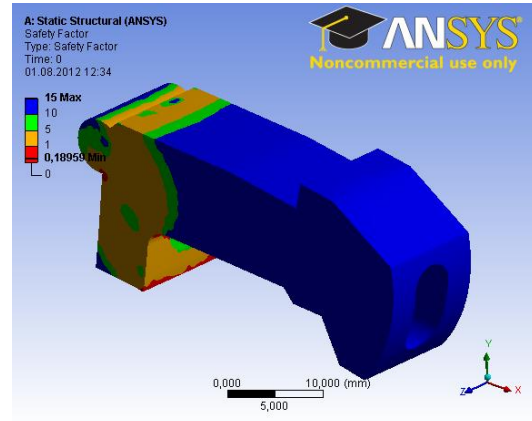


(b)

Şekil 6.3. Yarı otomatik av tüfeği Mekanizmasına ait hasar dağılımı (a) Özmen[44], (b) Mevcut çalışma



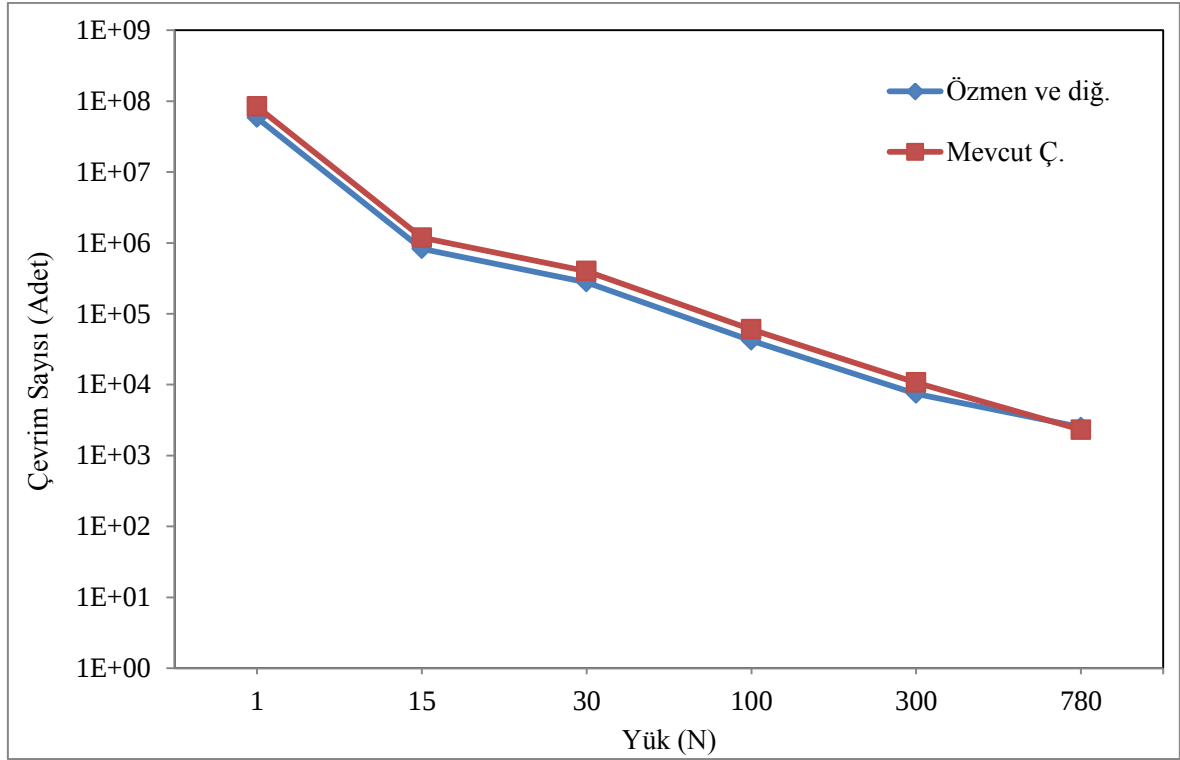
(a)



(b)

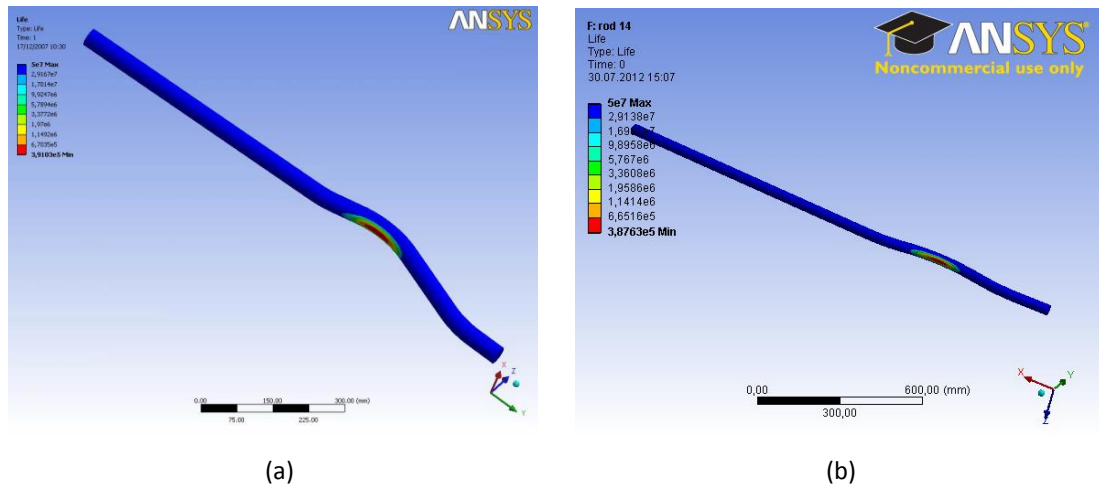
Şekil 6.4. Yarı otomatik av tüfeği Mekanizmasına ait güvenlik faktörü dağılımı (a) Özmen[44], (b) Mevcut çalışma

Özmen [44] çalışmasında çarpma sonucunda yüksek gerilme dağılımının kilit üzerinde aşırı yüklemenin olduğu durumlarda ani kırılmaların ve kilit tasarım ömrünün çok altındaki tekrar sayılarında kırılabilceğini tespit etmiştir. Yapılan analizler sonucunda kilidin kilitleme yüzeyindeki radüslü ve arka kısmındaki keskin köşelerde gerilme yığılmasına bağlı yorulmaların olduğu gözlenmiştir. Şekil 6.5' te Özmen ve diğ. [55] gerçekleştirdikleri çalışmada elde ettiği sonuçlar ile mevcut çalışmada elde edilen sonuçlar farklı yük değerleri için karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



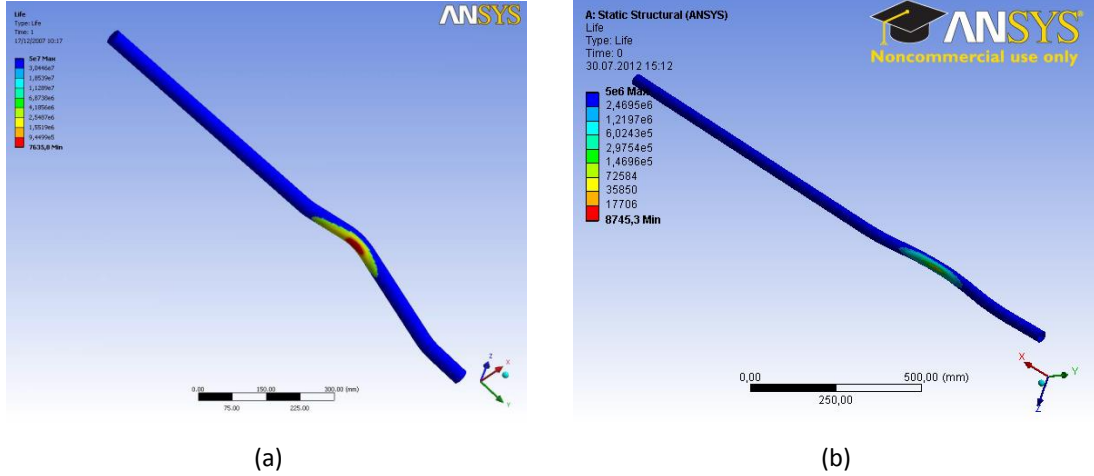
Şekil 6.5. Yarı otomatik av tüfeği Mekanizmasının farklı yük değerlerine karşılık gelen ömür değerleri

Yorulma analizlerinin doğrulaması amacıyla gerçekleştirilen bir diğer analiz Koca [56]'nın çalışmasında kullandığı modeldir. Koca [56] otomobil viraj denge çubuğunun yorulma davranışını sayısal metotla araştırmıştır. İçi dolu ve boş olmak üzere iki farklı model oluşturulan çalışmada malzeme olarak içi dolu model için SAE-1045, boş model için ise St-57 çeliğini kullanmıştır. Şekil 6.6' da içi dolu model için yorulma dağılımı verilmiştir.



Şekil 6.6. İçi dolu viraj denge çubuğu yorulma dağılımı (a) Koca[56], (b) Mevcut çalışma

Her iki çalışmada da minimum ömür değeri denge çubuğunun kavis yaptığı bölgede meydana gelmiş ve yakın değerler almıştır. Şekil 6.7’ de içi boş model için elde edilen yorulma değerleri verilmiştir. İçi boş modelde de içi dolu modelle aynı bölgede başlamıştır.



Şekil 6.7. İçi boş viraj denge çubuğu yorulma dağılımı (a) Koca[56], (b) Mevcut çalışma

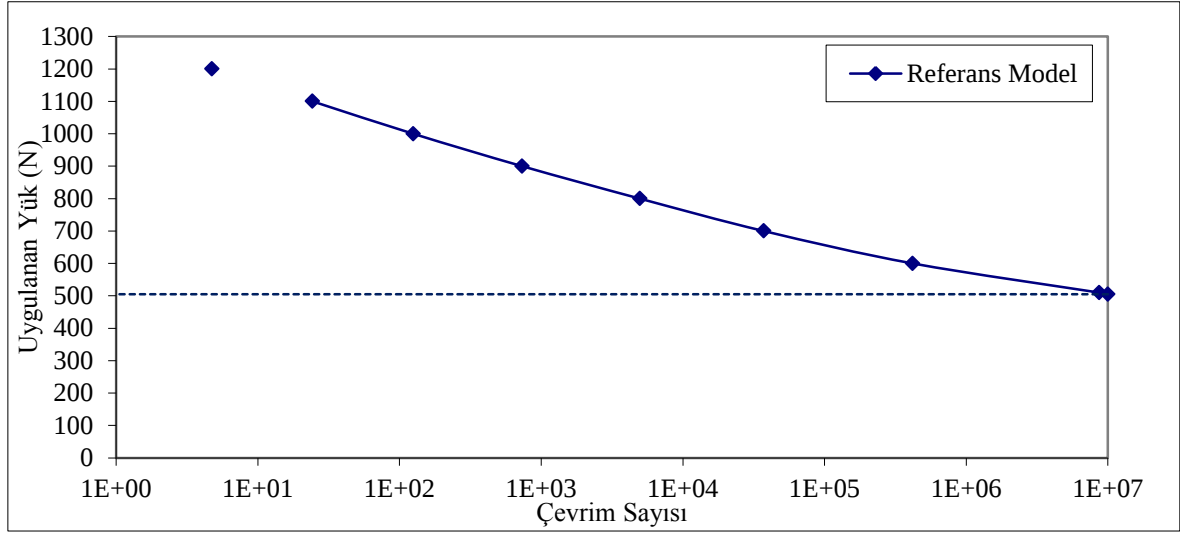
6.3. Yorulma Analizi Sonuçları

Yorulma analizleri gerçekleştirilirken Şekil 5.2’ de belirtilen parametreler göz önüne alınarak referans kabul edilen modelin ölçüleri ile birlikte her bir parametre için dört farklı model oluşturulmuştur. Referans model ölçüsü $A= 0.30$ mm, $B= 0.10$ mm, $C= 0.45$ mm, $D= 3.10$ mm, $H= 1.15$ mm, $L= 13$ mm, $P= 0.2 \times 45^\circ$ mm olarak alınmıştır. Parametrelerin etkisinin anlaşılabilmesi amacıyla hesaplamalar yapılırken yalnızca bir parametre değişken kabul edilmiş diğer değerler referans modeldeki haliyle kalmıştır. Aşağıdaki grafik ve şekillerde “ * ” ile gösterilen modeller referans modeli göstermektedir. Her bir parametre için elde edilen analiz sonuçları aşağıda verilmiştir.

6.3.1. Referans Alınan Model İçin Yorulma, Hasar ve Güvenlik Faktörünün İmplant Üzerine Dağılımı

Dental implantlarda gerilme analizi yapıldığında gerilmenin implantın çenesinde yoğunlaştığı ve maksimum gerilmenin bu bölgede meydana geldiği görülmektedir. ISO 14801 standardına göre yapılan yorulma analizinde ise minimum ömür implantın kortikal kemikle ilk temas noktasında meydana gelmiştir. Şekil 6.8 de referans alınan implant modeli için 510 N yük altında yorulmanın implant üzerindeki dağılımı verilmiştir.

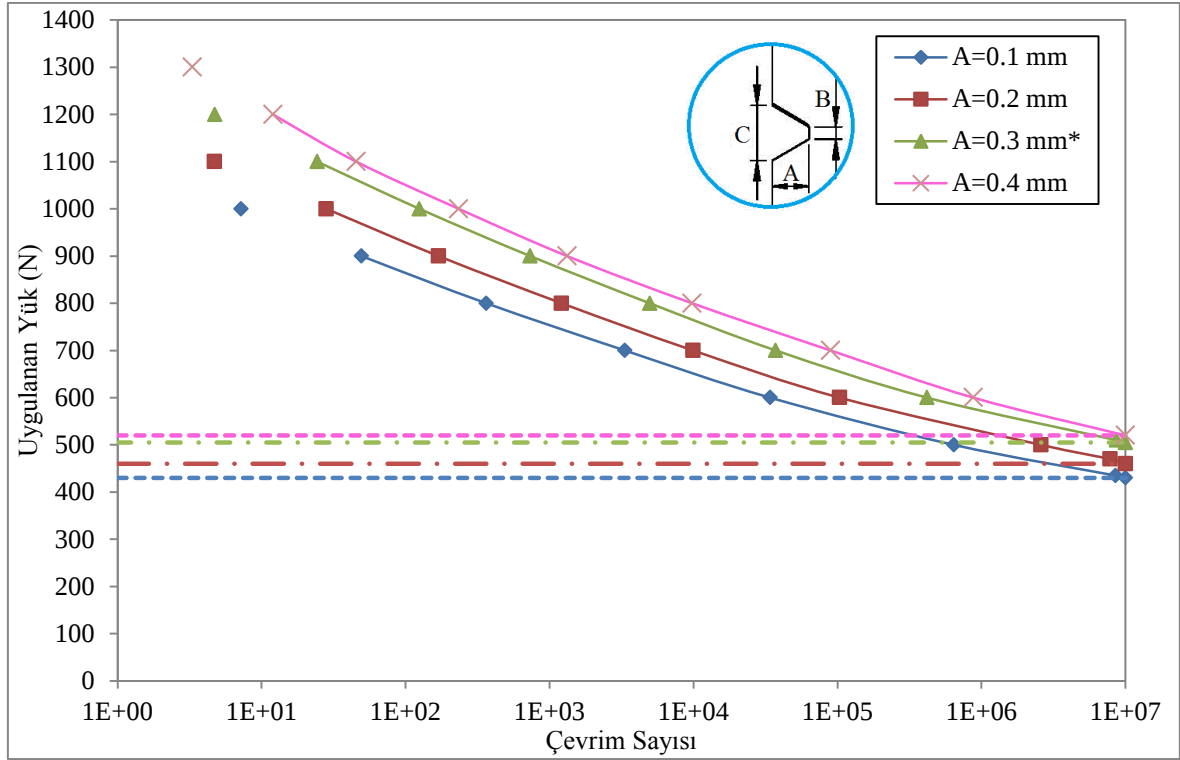
Şekil 6.8 ve 6.9 incelendiğinde implantta yorulmanın başladığı nokta aynı zamanda hasarın da başladığı noktaya denk gelmektedir. Aşağıda referans implant modeli için uygulanan yüke karşılık gelen çevrim sayısı eğrisi verilmiştir.



Şekil 6.10. Referans model için Uygulanan yüke karşılık çevrim sayısı eğrisi

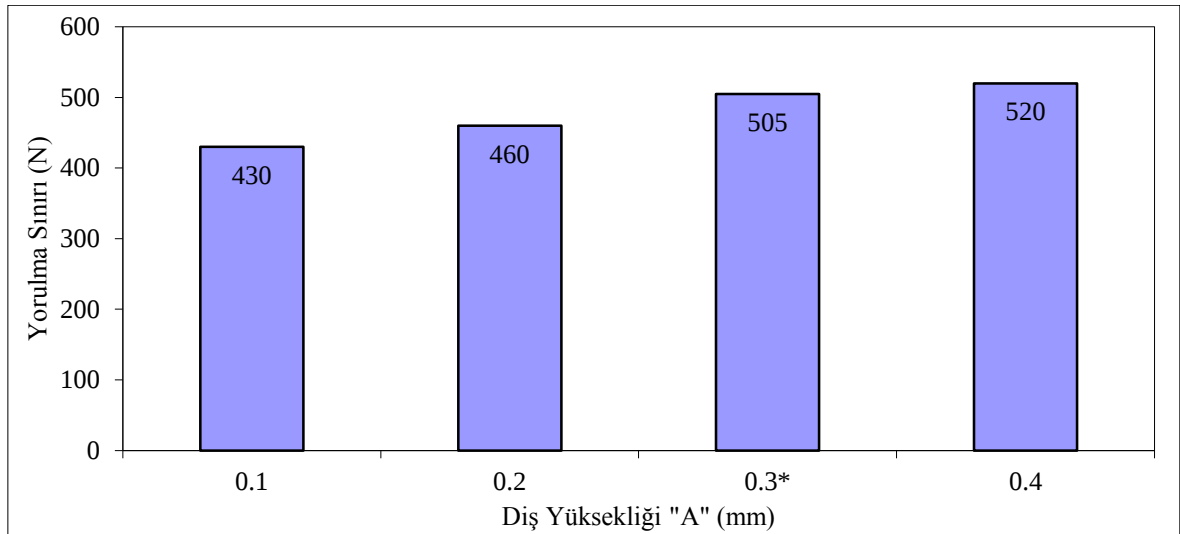
6.3.2. Diş Yüksekliğinin “A” Yorulma Davranışına Etkisi

İmplant dişi yüksekliğini tanımlamada kullandığımız A değerinin değişiminin implant ömrüne etkisi Şekil 6.11’ de, A değerinin değişiminin yorulma sınırına etkisi ise Şekil 6.12’ de verilmiştir.



Şekil 6.11. Diş yüksekliğinin “A” yorulma davranışına etkisi

Diş yüksekliğinin değişiminin implant ömrü üzerindeki etkisi Şekil 6.11’ de görülmektedir. A değerinin en düşük değeri olan 0.1 mm için implant ömrü en düşük değerleri almıştır. A değerinin artmasıyla implant ömrü de artmış ve en yüksek implant ömürleri A’ nın 0.4 mm olduğu modelde görülmüştür.

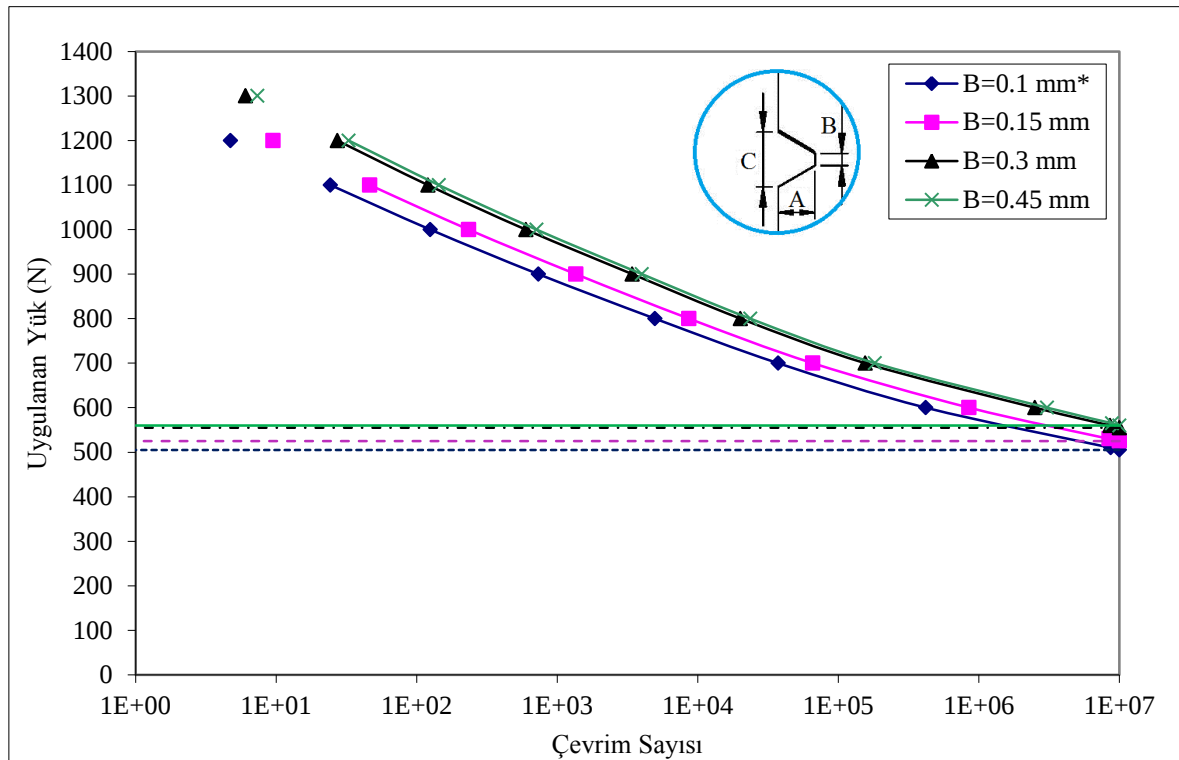


Şekil 6.12. Diş yüksekliği “A” değerlerine karşılık yorulma sınırları

Yorulma sınırı A' nın 0.1 mm olduğu modelde 430 N değerini almıştır. A' nın artması yorulma sınırını da arttırmış ve 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm olduğu modeller için yorulma sınırı sırasıyla 460 N, 505 N ve 520 N olmuştur.

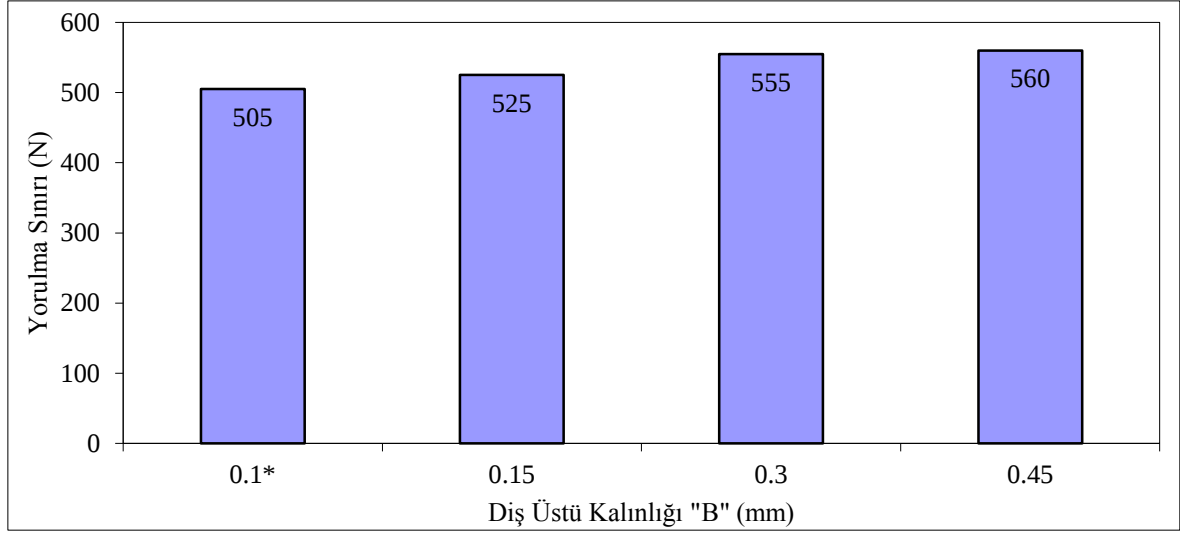
6.3.3. Diş Üstü Kalınlığı “B” Yorulma Davranışına Etkisi

Diş üstü kalınlığı “B” değerinin implant ömrüne etkisi Şekil 6.12’ de ve farklı B değerleri için yorulma sınırları Şekil 6.14’ te verilmiştir. Diş üstü kalınlığı değişiminin, diş yüksekliğine göre daha az etkili olduğu görülmektedir.



Şekil 6.13. Diş üstü kalınlığının “B” yorulma davranışına etkisi

Aynı yük değerleri için B’ nin 0.45 mm olduğu model diğer modellerden daha yüksek yorulma ömrüne sahiptir. Uygulanan yüklerin hepsinde implant ömürleri B’ nin artmasıyla artmıştır.

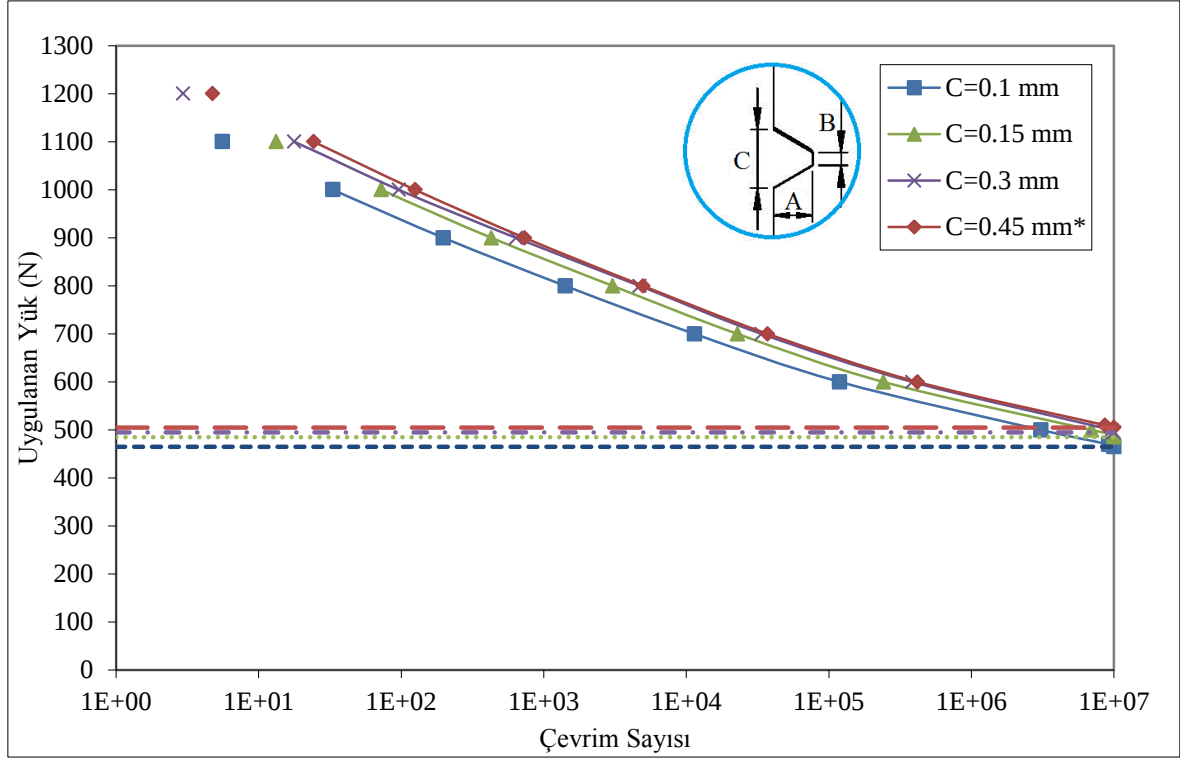


Şekil 6.14. Diş üstü kalınlığının “B” değerlerine karşılık yorulma sınırları

İmplantın sonsuz ömürden sonlu ömür değerine 505 N ile en düşük yük değerinde geçtiği model B’ nin 0.1 mm olduğu referans modeldir. B değerinin 0.15 mm değerine çıkması yorulma sınırını 525 N’ a çıkarmıştır. B değeri 0.3 mm iken 555 N olan yorulma sınırı B’ nin 0.45 mm olduğu modelde 560 N ile en yüksek değerini almıştır.

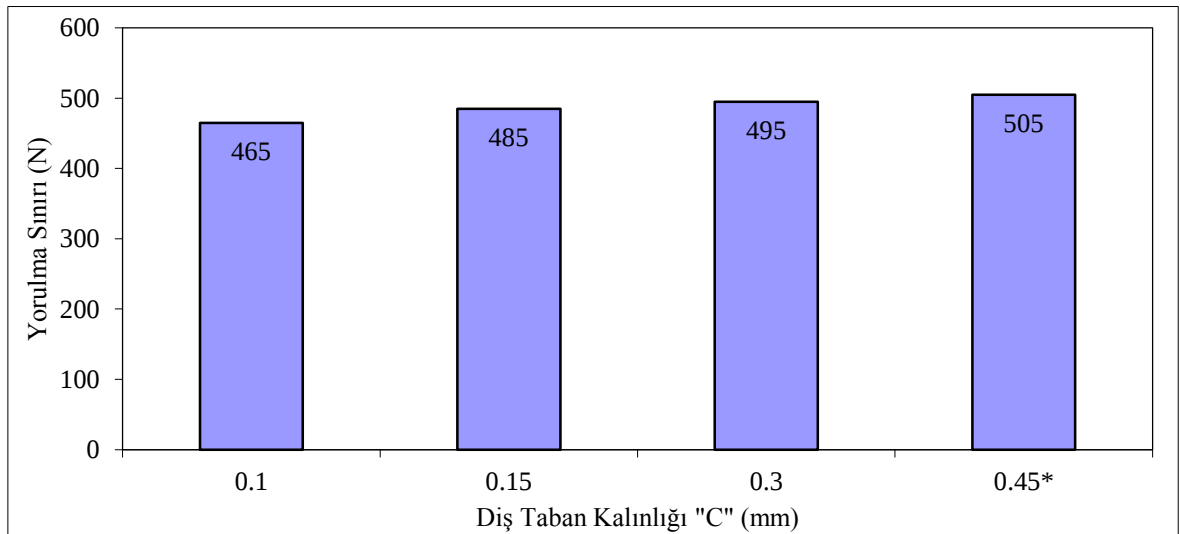
6.3.4. Diş Taban Kalınlığı “C” Yorulma Davranışına Etkisi

İmplantın kemiğe tutunması amacıyla kullanılan helisel vida dişinin tabanının temel model ile birlikte dört farklı değeri için yorulma analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu analiz neticesinde diş taban değerine karşılık gelen yorulma ömürleri Şekil 6.15’ te, farklı diş taban kalınlığı “C” değerlerine karşılık gelen yorulma sınırları Şekil 6.16’ da verilmiştir. Yapılan analizler sonucunda diş yüksekliğinin değişiminin implant ömrüne etkisi diş taban kalınlığı ve diş üstü kalınlığı değerlerinin değişiminden daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 6.15. Diş taban kalınlığı “C” yorulma davranışına etkisi

Şekil 6.15’ te görüldüğü gibi farklı yük değerlerine karşılık gelen ömür değerleri uygulanan yükün artmasıyla azalmıştır. C değerinin artması implant ömrünün artmasına sebep olmuştur. En yüksek yorulma ömrü referans model olan C değerinin 0.45 olduğu modelde gözlenmiştir. Yorulma yükü C değerinin 0.1 olduğu modelde 465 N ile en düşük değerini almıştır.

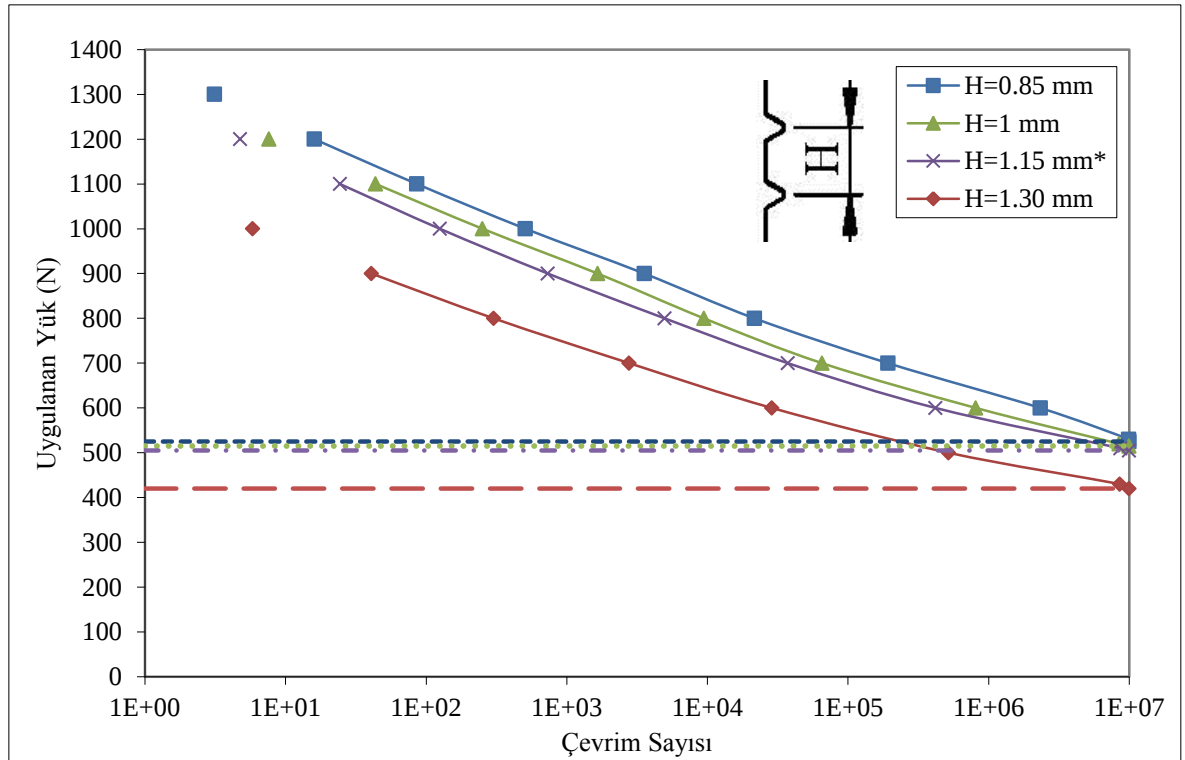


Şekil 6.16. Diş taban kalınlığı “C” değerlerine karşılık yorulma sınırları

C değerinin değişimi implantta yorulmanın başladığı yük değerinin de değişmesine neden olmuştur. C değerinin 0.1 mm olması implant ömrünün sonsuzdan sonlu bir değere 465 N yükte geçmesine sebep olmuştur. C' nin 0.15 mm, 0.3 mm ve 0.45 mm değerleri için yorulma sınırları sırasıyla 485 N, 495 N, 505 N' dur.

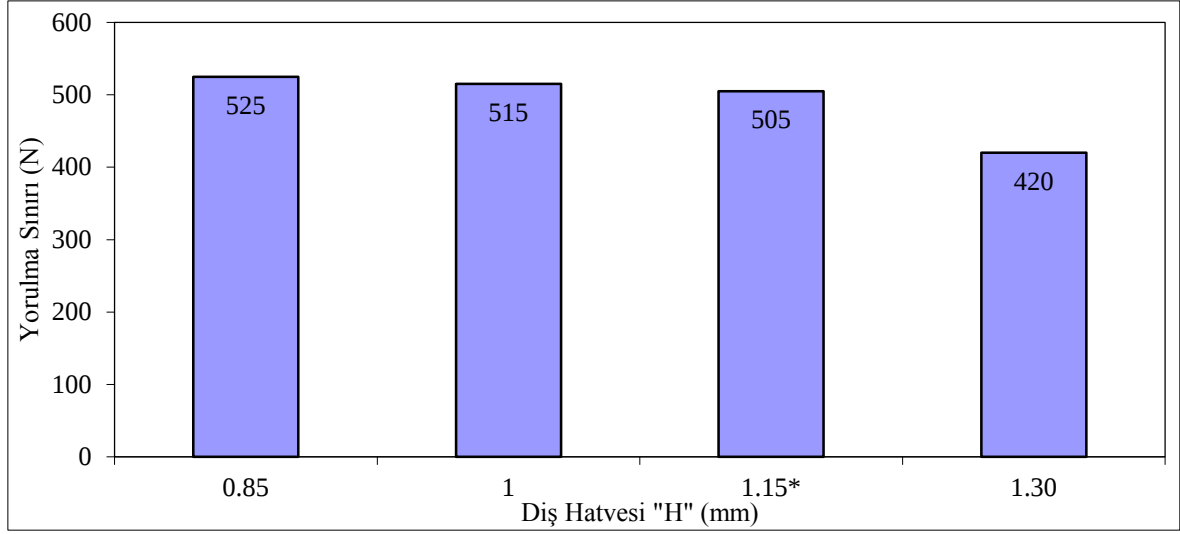
6.3.5. Diş Hatvesinin “H” Yorulma Davranışına Etkisi

İmplant dişinin iki dişi arasındaki mesafe olan hatvenin implant yorulmasına etkisi şekil 6.17' de ve hatvenin dört farklı değeri için yorulma sınırları Şekil 6.18' de verilmiştir.



Şekil 6.17. Diş hatvesinin “H” yorulma davranışına etkisi

Hatvenin en yüksek değeri olan 1.3 mm de implant yorulması minimum çıkmış ve hatvenin azalması implant yorulma mukavemetini arttırmıştır. En yüksek yorulma ömürleri hatvenin 0.85 mm olduğu modelde görülmüştür.

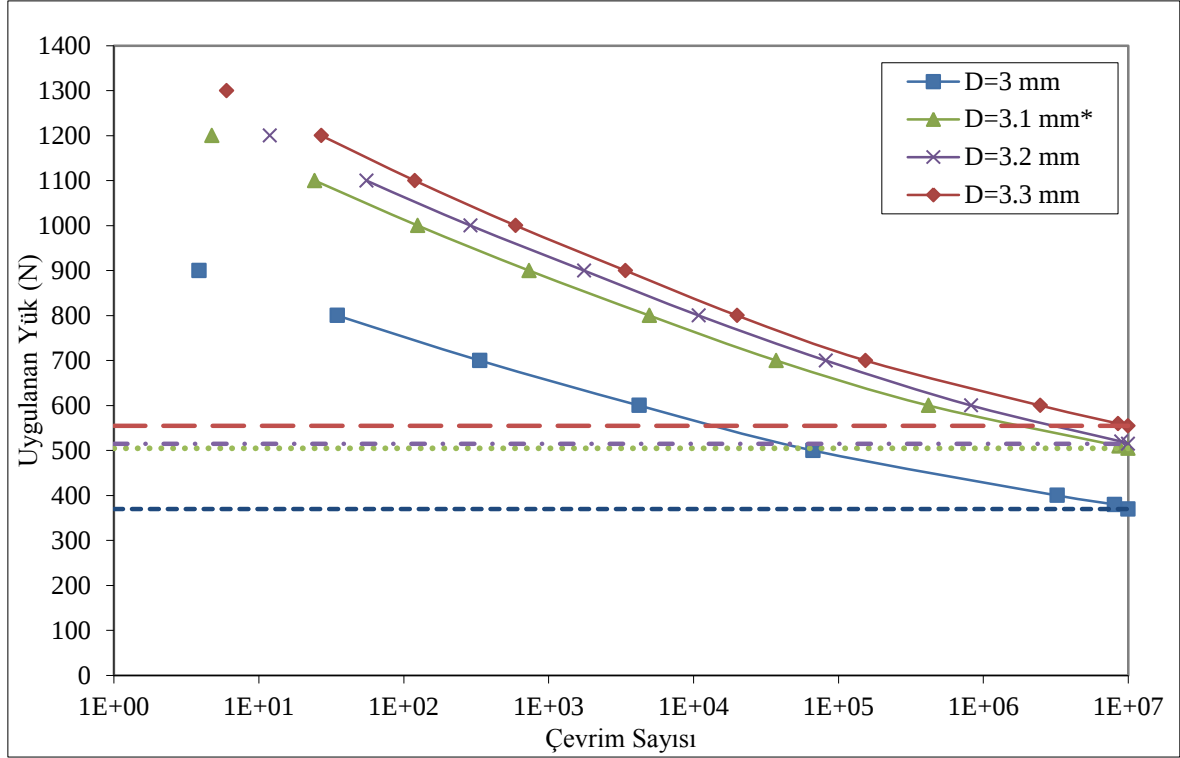


Şekil 6.18. Diş hatvesi “H” değerlerine karşılık yorulma sınırları

İmplant hatvesinin azalması implant dişlerinin daha sıkılaşmasını sağlamaktadır. Buda Şekil 6.18’ de görüldüğü gibi implant yorulma sınırını arttırmıştır. En yüksek yorulma sınırı hatvenin 0.85 mm olduğu modelde görülmüş ve 525 N değerini almıştır. Hatvenin 1.00 mm, 1.15 mm, 1.30 mm değerleri için yorulma sınırları sırasıyla 515 N, 505 N ve 420 N değerlerini almıştır.

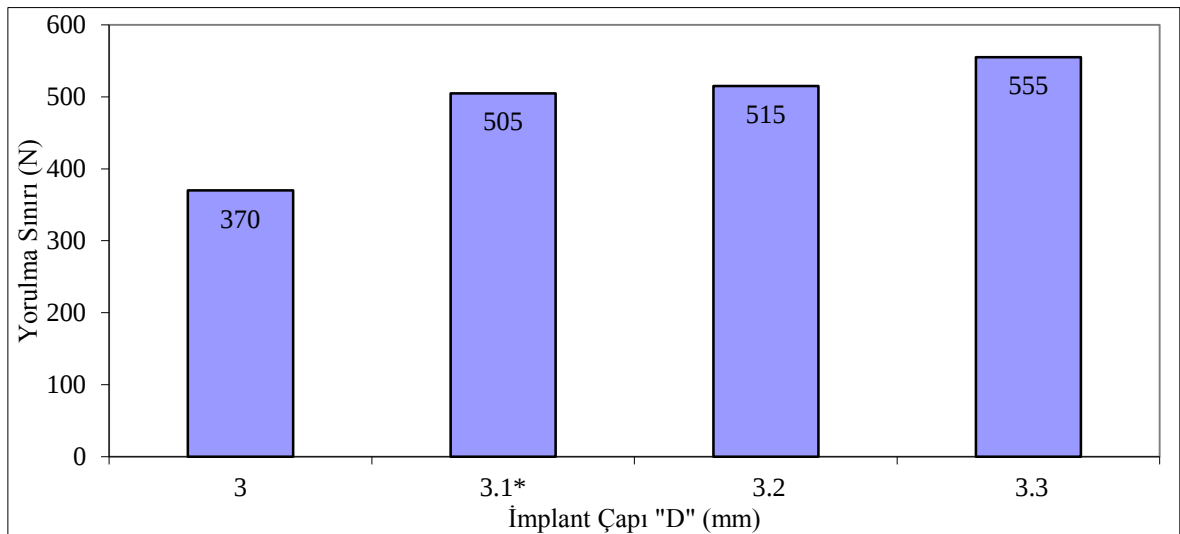
6.3.6. İmplant Çapının “D” Yorulma Davranışına Etkisi

Dental implantların seçiminde çenenin yapısına göre implant boyu ile birlikte implant çapı en kritik iki değerdir. Bundan dolayı diş hekimliğinde klinik uygulamalarda seçilecek implant için implant çapı en önemli parametredir. İmplant çapının yorulma davranışına etkisi Şekil 6.19’ da, farklı çap değerleri için yorulma sınırları Şekil 6.20’ de verilmiştir.



Şekil 6.19. İmplant çapının “D” yorulma davranışına etkisi

İmplant çapının en düşük değer olan 3.00 mm olması halinde implantın yorulma ömrü diğer çap değerlerine göre en düşük çıkmıştır. İmplant çapının artması implantın yorulma ömrünü arttırmıştır. Aynı zamanda çapın artış miktarı her model için aynı olmasına rağmen yorulma değerleri giderek birbirine yaklaşmıştır. En yüksek ömür değerleri implant çapının 3.3 mm olduğu modelde gözlenmiştir.

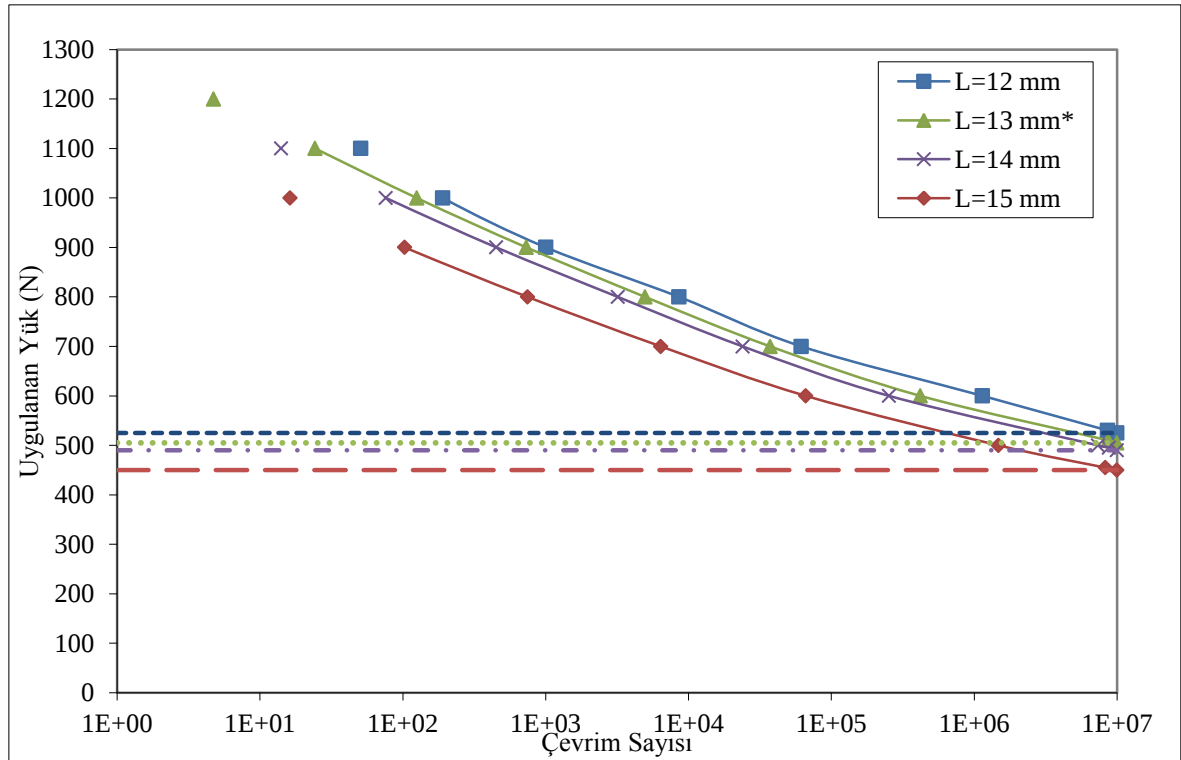


Şekil 6.20. İmplant çapı “D” değerlerine karşılık yorulma sınırları

Yorulma sınırı implant çapının en düşük değeri olan 3.00 mm çaplı implantta 370 N çıkmıştır. İmplant çapının artması yorulma sınırının artmasına sebep olmuştur. İmplant çapının 3.1 mm, 3.2 mm, 3.3 mm olduğu modellerde sırasıyla 505 N, 515 N ve 555 N yorulma sınırları gözlenmiştir.

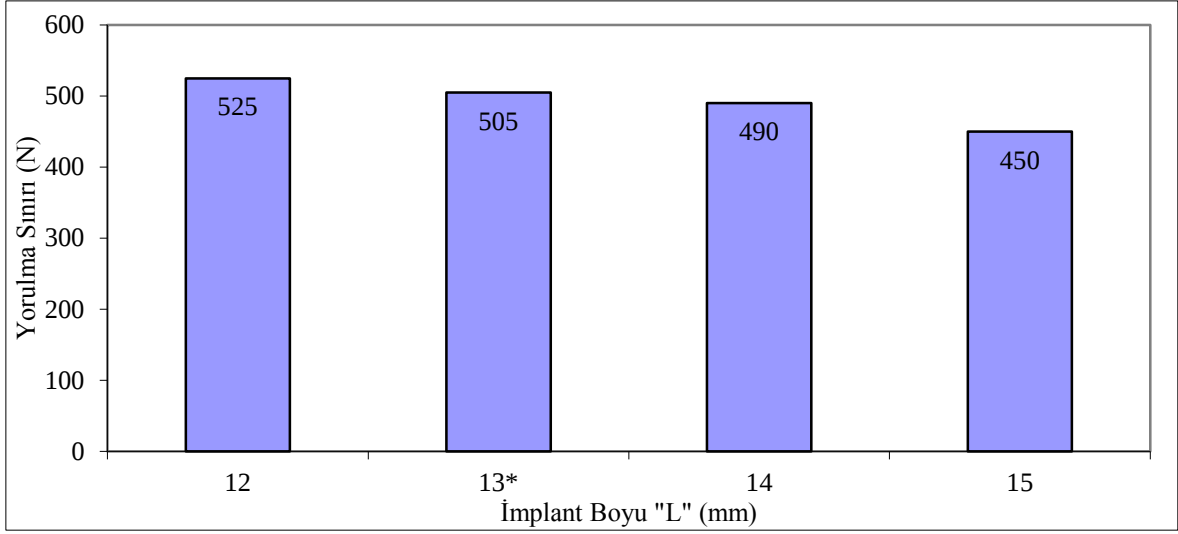
6.3.7. İmplant Boyunun “L” Yorulma Davranışına Etkisi

Dental implantların seçiminde implant çapı gibi implant boyu da kritik öneme sahiptir. İmplant boyunun yorulma davranışına etkisi Şekil 6.21’ de, farklı boy değerleri için yorulma sınırları Şekil 6.22’ de verilmiştir.



Şekil 6.21. İmplant boyunun “L” yorulma davranışına etkisi

İmplant boyunun artmasının implant ömrünün azalmasına sebep olduğu gözlenmiştir. En düşük ömür değerleri implant boyunun 15 mm olduğu modelde gözlenmiş ve implant boyu azaldıkça ömür artmıştır.

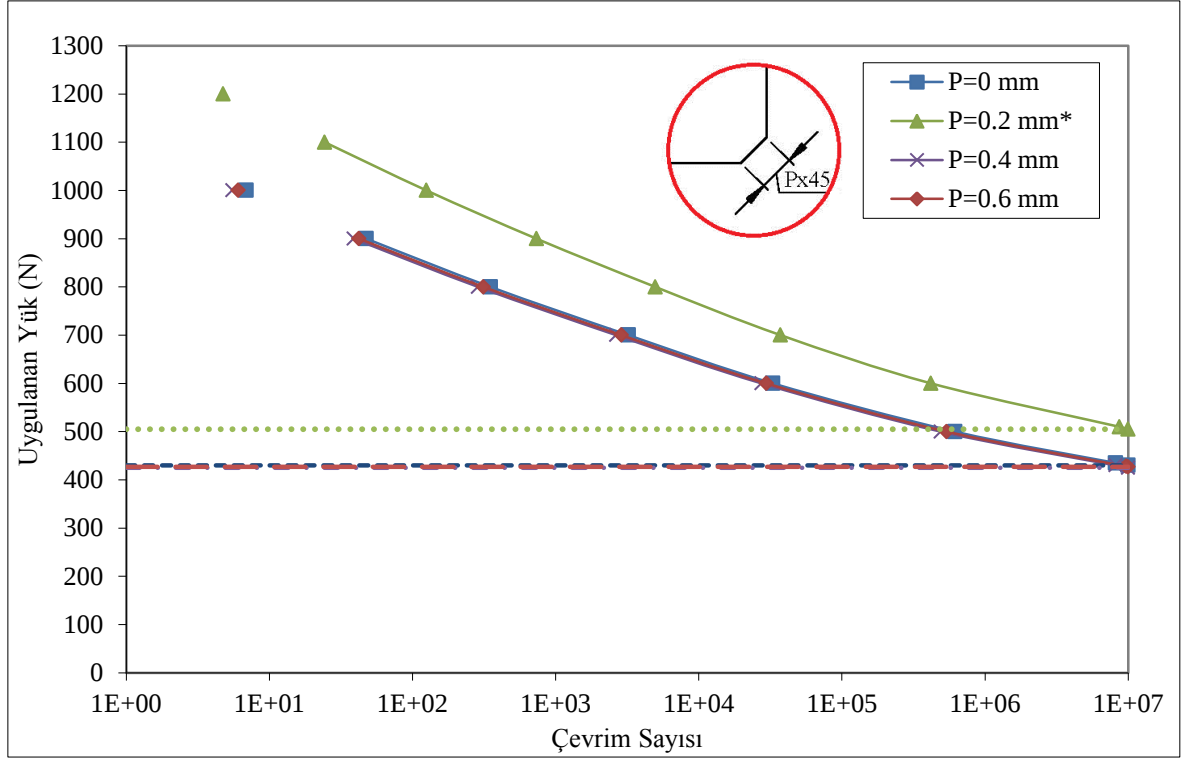


Şekil 6.22. İmplant boyu “L” değerlerine karşılık yorulma sınırları

Yorulma sınırı implant boyunun en büyük değeri olan 15 mm de 450 N çıkmıştır. İmplant boyunun azalmasıyla artan yorulma sınırı değerleri implant boyunun 14, 13, 12 mm değerleri için sırasıyla 490 N, 505 N ve 525 N’ dur.

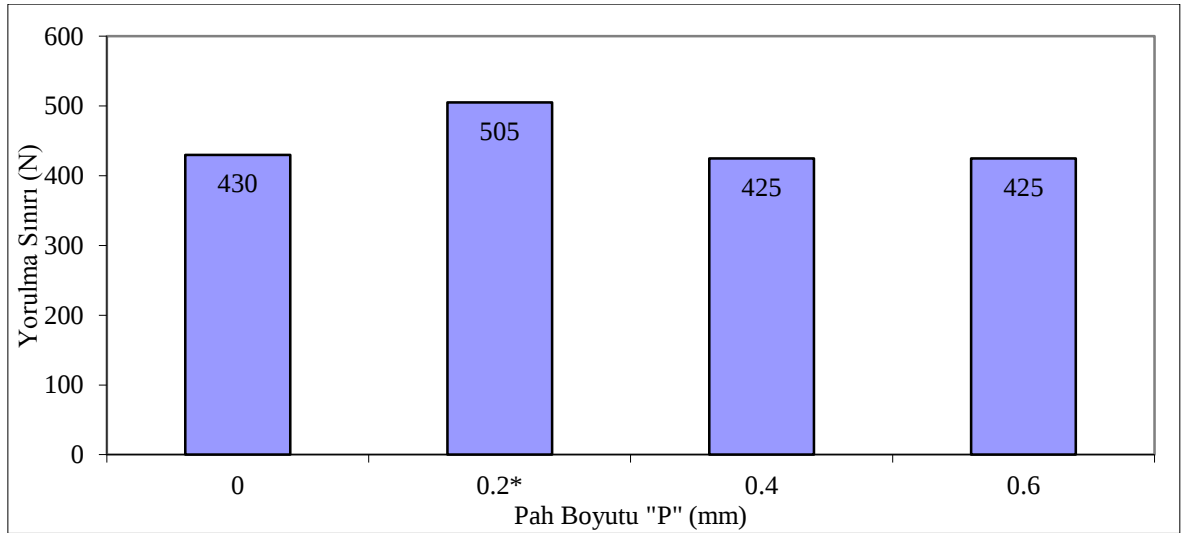
6.3.8. İmplant Tabanına Açılan Pahın “P” Boyutlarının Yorulma Davranışına Etkisi

İmplantın tabanında gerilme yığılmasını önlemek amacıyla pah ve radyüsler açılabilir. Referans alınan temel modelde 2X45° pah bulunmaktadır. İmplant tabanında bulunan pahın yorulma davranışına etkisi Şekil 6.23’ te, farklı pah değerleri için yorulma sınırları Şekil 6.24’ de verilmiştir.



Şekil 6.23. İmplant tabanına açılan pahın “P” yorulma davranışına etkisi

Pah değerinin 0.2 mm olduğu referans modelde en yüksek yorulma davranışı gözlenmiştir. Pahın 0 mm, 0.4 mm ve 0.6 mm olduğu modellerde ise yorulma davranışı yaklaşık olarak aynı seyretmiştir.

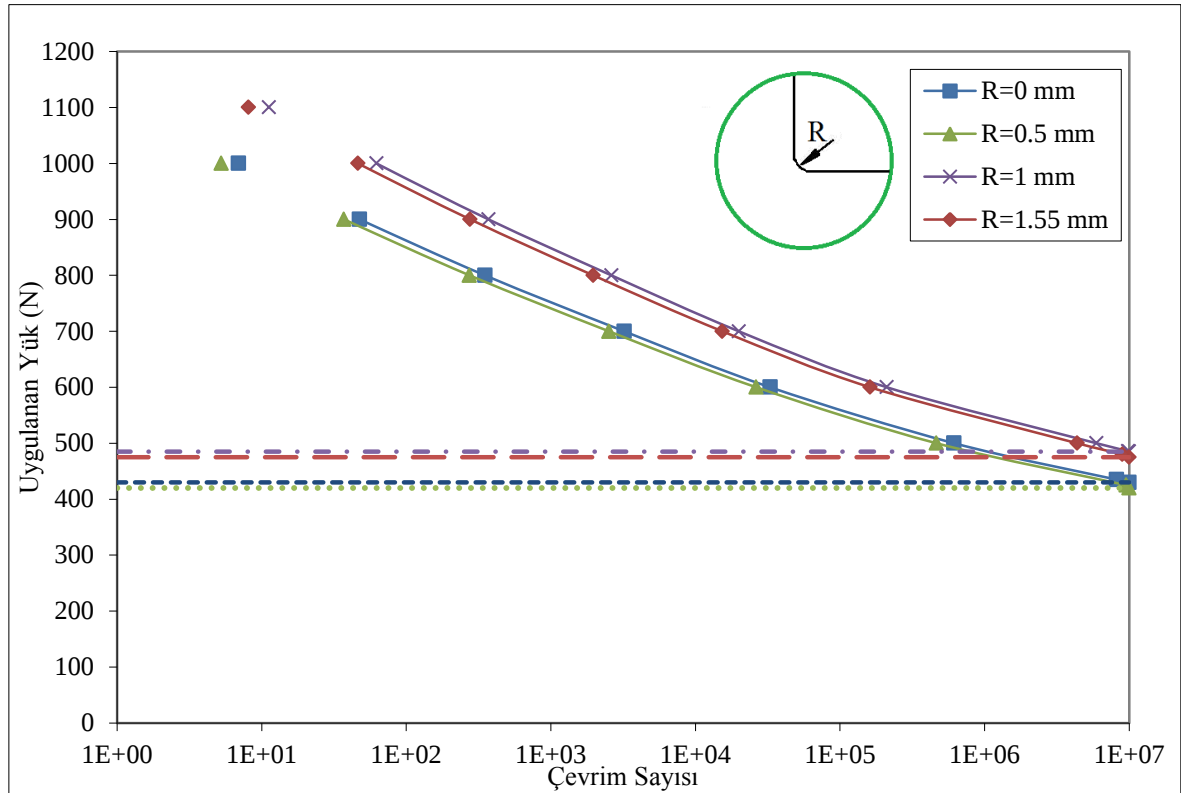


Şekil 6.24. İmplant tabanındaki pah “P” değerlerine karşılık yorulma sınırları

Yorulma sınırı pah değerinin 0 mm olduğu modelde 430 N, 0.2 mm olduğu modelde 505 N, 0.4 mm ve 0.6 mm olduğu modellerde 425 N’ dur.

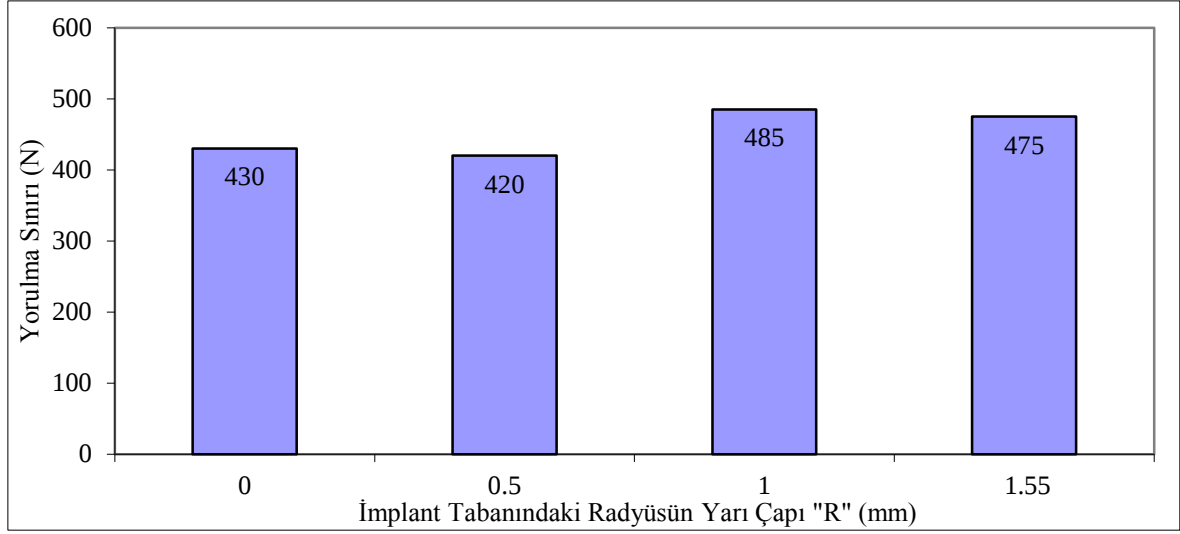
6.3.9. İmplant Tabanına Açılan Radyüsün “R” Yarıçapının Yorulma Davranışına Etkisi

İmplant tabanına açılan radyüsün yarıçapının yorulma davranışına etkisi Şekil 6.25’ te, farklı radyus yarıçapı değerleri için yorulma sınırları Şekil 6.26’ da verilmiştir.



Şekil 6.25. İmplant tabanına açılan radyüsün “R” yorulma davranışına etkisi

İmplant tabanına açılan radyüsün 1.55 mm ve 1 mm değerleri için yorulma davranışı benzerdir. Uygulanan yüke karşılık en yüksek ömür değerleri yarıçapın 1mm olduğu modelde gözlenmiştir. Radyus yarıçapının 0.5 mm değeri için en düşük ömürler gözlenmiştir.

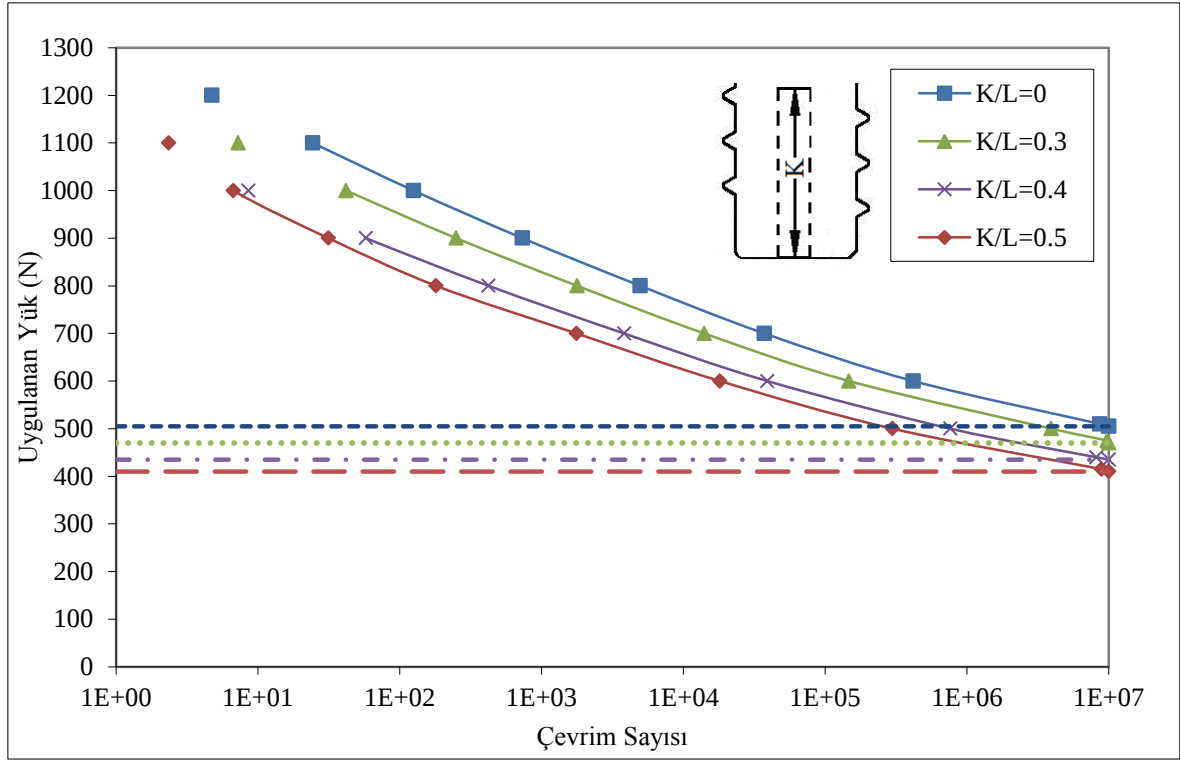


Şekil 6.26. İmplant tabanındaki radyus “R” değerlerine karşılık yorulma sınırları

İmplant tabanına açılan radyus yarı çapının 1 mm olduğu modelde 485 N ile en yüksek yorulma sınırı gözlenmiştir. Radyus yarı çapının 1.55 mm ve 0.5 mm olduğu modellerde sırasıyla 475 N ve 420 N yorulma sınırları gözlenmiştir. Yorulma sınırı radyus açılmayan modelde 430 N’ dur.

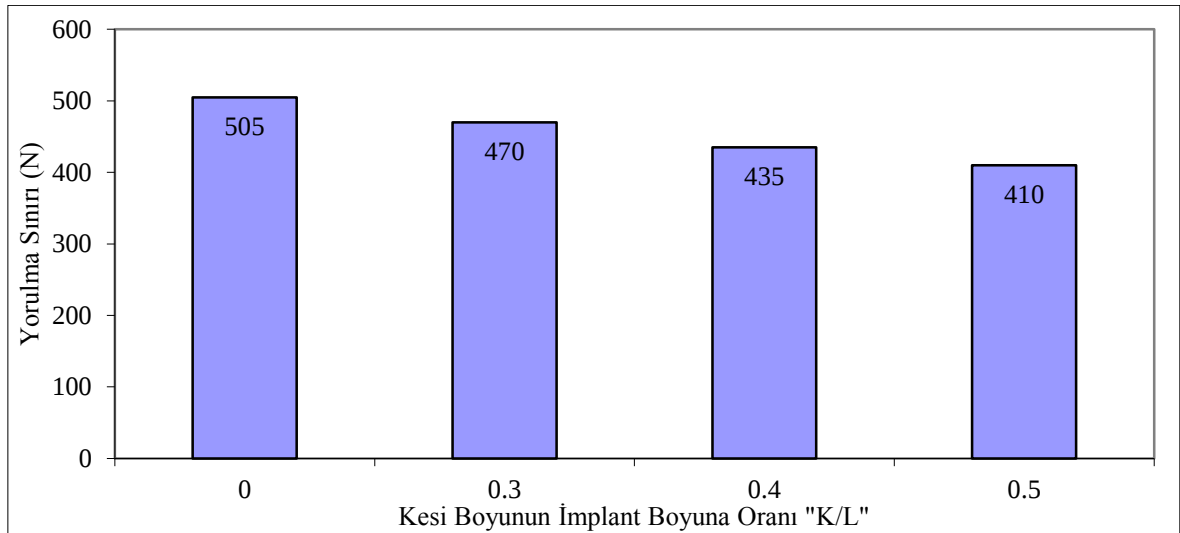
6.3.10. İmplant Yan Yüzeylerine Açılan Oyuk Boyunun İmplant Boyuna Oranının “K/L” Yorulma Davranışına Etkisi

Dental implant ile çene kemiği arasında oluşan osseointegrasyon bağlarının daha kuvvetli olması ve implantın kemikle uyumunun daha iyi olması için dental implantlara farklı derinliklerde, yüksekliklerde ve açılarda oyuklar açılabilmektedir. Gerçekleştirilen çalışmada implant yan yüzeylerine iki adet oyuk açılmıştır ve açılan oyuklar implant tabanına dik ve sabit derinliktedir. Açılan oyukun yorulma davranışına etkisi Şekil 6.27’ de, oyuk yükseklik değerlerinin implant boyuna oranı için yorulma sınırları Şekil 6.28’ de verilmiştir.



Şekil 6.27. İmplantta açılan kesi boyunun implant boyuna oranının “K/L” yorulma davranışına etkisi

Analizler neticesinde implant kemik uyumunu arttırmak için açılan oyukların implant ömrünü azalttığı görülmüştür. Uygulanan yüke karşılık gelen ömür değerleri oyuksuz modelde en yüksek değerleri almıştır. Açılan oyuk boyu arttıkça ömürün azaldığı tespit edilmiştir.

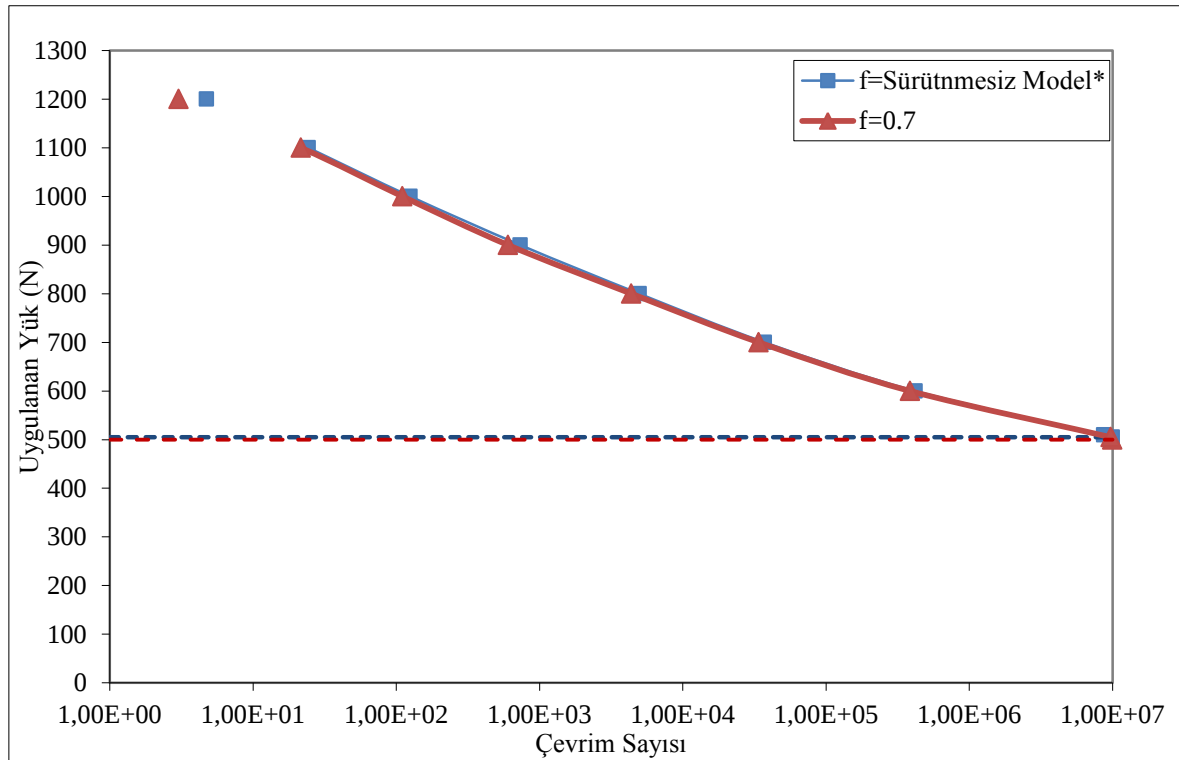


Şekil 6.28. İmplantta açılan kesinin implant boyuna oranına “K/L” karşılık gelen yorulma sınırları

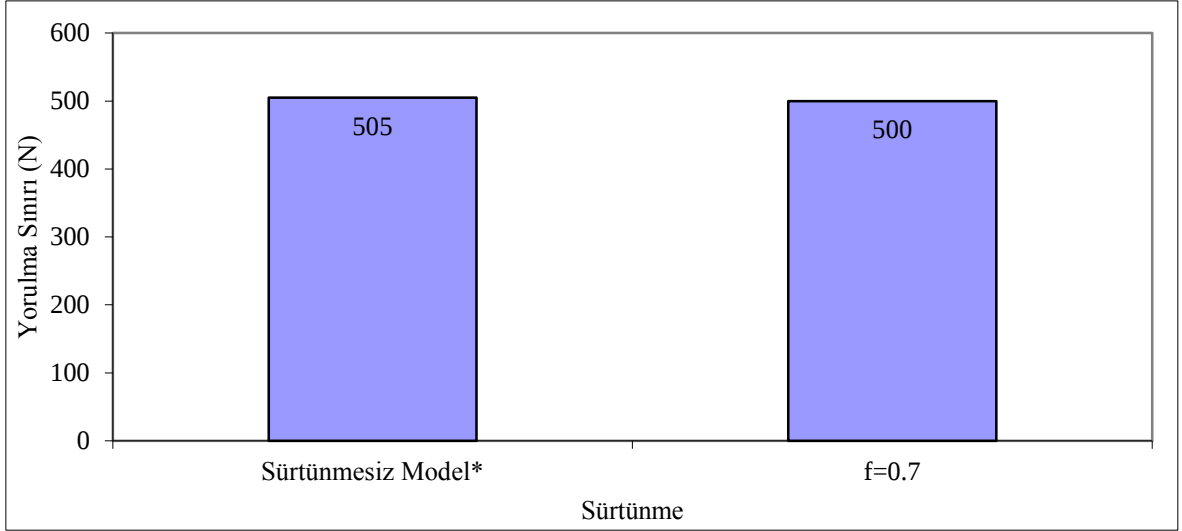
Oyuk açılmayan modelde maksimum olan yorulma sınırının 505 N olduğu gözlenmiştir. K/L oranının 0.3, 0.4 ve 0.5 değerleri için sırasıyla 470 N, 435 N ve 410 N yorulma sınırları tespit edilmiştir.

6.3.11. İmplant ile Çene Kemiği Arasındaki Sürtünmenin Yorulma Davranışına Etkisi

İmplant ile çene kemiği arasında oluşan ve implantın çene kemiği içerisinde hareketini sınırlayan osseointegrasyon bağlarının yorulma üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla implantın kemiğe tam bağlandığı model ile implant kemik arasında 0.7 sürtünme katsayısının olduğu model karşılaştırılmıştır. Sürtünme katsayısının tespitinde Hasan ve diğ. yaptığı çalışmadan [58] faydalanılmıştır. Şekil 6.29’ da sürtünme katsayısının yorulma davranışına etkisi, Şekil 6.30’ da farklı sürtünme katsayılarına karşılık yorulma sınırları verilmiştir.



Şekil 6.29. İmplant ile kemik arasındaki sürtünmenin yorulma davranışına etkisi



Şekil 6.30. İmplant ile kemik arasında sürtünme olmayan model ile 0.7 sürtünme katsayısı olan model için yorulma sınırları

Analiz sonuçları incelendiğinde sürtünmesiz model ile sürtünme katsayısının 0.7 olduğu model sonuçlarının yakın değerler aldığı görülmektedir. İmplantın çene kemiğine tam olarak bağlandığı varsayılan sürtünmesiz modelin yorulma ömrü sürtünmeli modele nazaran daha fazladır.

7. SONUÇLAR ve TARTIŞMA

Gerçekleştirilen çalışmada dental implantların yorulma davranışı sayısal olarak incelenmiştir. *Solidworks* programında oluşturulan modellere ISO 14801 standardında belirtilen kriterlere göre *ANSYS Workbench* yazılımı yardımıyla yorulma analizleri yapılmıştır. İmplant modelleri oluşturulurken implant üreticilerinin ürünlerinde farklı implant modelleri oluşturmak için değiştirdikleri boyutlar parametre olarak alınmış ve farklılıklarının yorulma davranışına etkisi araştırılmıştır. Yukarıda her bir parametre için verilen sonuçlar ışığında yapılan değerlendirmeler aşağıda verilmiştir.

1. İmplantın çene kemiğine sabitlenmesi için kullanılan helisel vida dişinin diş yüksekliği “A” değerinin artması implant ömrünü arttırdığı görülmüştür.
2. İmplant vida dişlerinin diş üstü kalınlığının “B” artması implant ömrünü arttırmıştır.
3. İmplant vida dişlerinin diş taban kalınlığının “C” artması implant ömrünü arttırmıştır.
4. Büyük vida adımı değeri implantın daha az vida dişi tarafından çene kemiğine tutturulacağı anlamına gelmektedir. Helisel dişin adım aralığının “H” artması implant ömrünün azalmasına sebep olmuştur. İmplant üzerinde gerilme yoğunlaşmalarının artması implant ömrünü azaltır.
5. Dental implant çapının “D” azalmasının uygulanan kuvvet aynı olduğu için oluşacak gerilmenin daha yüksek çıkması beklenir. Yapılan analizler incelendiğinde implant çapının azalmasının implant ömrünü azalttığı görülmüştür. Ancak implant çapı ve boyu için belirleyici parametre hastanın çene yapısının uygunluğudur. Bundan dolayı hastalar için mümkün olduğu kadar büyük çaplı ideal implant çapının seçilmesi implant ömrünü arttıracaktır.
6. ISO 14801 standardında implant düşeyle 30° açı yapacak biçimde yerleştirildiğinden implant boyunun “L” artması oluşacak moment miktarını ve dolayısıyla gerilme miktarını arttıracığından implant boyu arttıkça implant ömrü azalmıştır. Klinik uygulamalarda mecbur kalınmadıkça implantlar düşey yerleştirildiğinden moment oluşma ihtimali çok düşüktür. Ancak düşey yerleştirilmeyen implantlar ile düşey yerleştirilen implantlara gelen eksenel olmayan kuvvetler moment oluşturacağından boyun mümkün olan en düşük değeri implant ömrü açısından daha elverişli olacaktır.

7. İmplant tabanında keskin köşelerin ortadan kaldırılması amacıyla açılan pahın “P” implant ömrü üzerinde genel bir etkisi olmadığı görülmüştür.
8. İmplant tabanında keskin köşelerin ortadan kaldırılması amacıyla açılan radyüs yarı çapının “R” implant ömrü üzerinde değişken bir etkisinin olduğu görülmüştür.
9. İmplantların çene kemiğine iyi tutunabilmesi için çene kemiği ile arasındaki osseointegrasyon bağlarının mümkün olduğu kadar fazla olması gerekir. Osseointegrasyonu arttırmak amacıyla farklı implant malzemeleri farklı yüzey kaplamaları ve farklı yüzey pürüzlülük değerlerinin yanı sıra implant üzerinde farklı ölçülerde oyuklar açılabilir. Açılan oyukların “K/L” implant ömrüne etkisi incelendiğinde oyuk boyunun artması implant ömrünün azalmasına sebep olduğu görülmüştür.
10. İmplant ile çene kemiği arasındaki osseointegrasyonun yorulmaya etkisini incelemek amacıyla oluşturulan sürtünmesiz model ile sürtünmeli modele ait sonuçlar incelendiğinde osseointegrasyonun tam olduğu sürtünmesiz modelin daha dayanıklı olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin implant ile çene kemiği arasında tam uyum olması ve gerilmenin implant üzerinde yığılmaması gösterilebilir.
11. İmplant vidası parametrelerinden ömür üzerinde en etkili olanlar hatve ve diş yüksekliği en az etkili olan parametreler ise diş taban kalınlığı ve diş üstü kalınlığıdır. İmplant çap ve uzunluğunun ömür üzerindeki etkisi karşılaştırıldığında ise çapın, boya göre daha etkili bir parametre olduğu görülür. İmplanta açılacak oyuk boyu da ömrü çap kadar etkileyen önemli bir değişkendir. İdeal implant boyutları optimum şartlarda klinik uygulamalarda gözetilerek seçilmesi gerekir.

Yapılan çalışma ışığında gelecek çalışmalarda deneysel çalışmaların yapılarak sayısal sonuçlarla karşılaştırılması ve gelişen malzeme teknolojisi ile birlikte kullanılabilecek farklı implant malzemelerinin sistem üzerindeki etkilerinin incelenebileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **Barbier L., Vander Sloten J., Krzesinski G., Schepers E., Van Der Perre G.,** 1998. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog, *Journal of Oral Rehabilitation*, **25**, 847-858.
- [2] **Cochran D.L.,** 2000. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report, *Clinical Oral Implants Research*, **11**(suppl.), 33-58.
- [3] **Kakol W., Lodygowski T., Wierszycki M.,** 2003. Estimate of tooth implant fatigue under cyclic loading, *Computer Methods In Mechanics (CMM-2003)*, Gliwice, Poland, 3-6 June.
- [4] **Kayabaşı O., Yüzbaşıoğlu E., Erzincanlı F.,** 2006. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, **37**, 649-658.
- [5] **Wang F., Lee H.P., Lu C.,** 2006. Thermal-mechanical study of functionally graded dental implants with the finite element method, *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 146-158.
- [6] **Park S., Won S.Y., Bae T.S., Song K.Y., Park C.W., Eom T.G. ve Jeong C.M.,** 2008. Fatigue characteristics of five types of implant-abutment joint designs, *Metals and Materials International*, Vol. 14, No.2, 133-138.
- [7] **Lin D., Li Q., Li W., Swain M.,** 2009. Bone remodeling induced by dental implants of functionally graded materials, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 430-438.
- [8] **Djebbar N., Serier B., Bachir Bouiadjra B., Benbarek S., Draï A.,** 2010. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials and Design*, **31**, 2097-2101.
- [9] **Li T., Hu K., Cheng L., Ding Y., Ding Yu., Shao J., Kong L.,** 2011. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis, *Applied Mathematical Modelling*, **35**, 446-456.
- [10] **Ausiello P., Franciosa P., Martorelli M., Watts D.C.,** 2012. Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method, *Dental Materials*, **28**, 919-927.

- [11] **Silva N.R.F.A., Coelho P.G., Fernandes C.A.O., Navarro J.M., Dias R.A., Thompson V.P.**, 2008. Reliability of one-piece ceramic implant, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 419-426.
- [12] **Karl M., Kelly R.**, 2009. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions, *Dental Materials*, **25**, 1426-1432.
- [13] **Albrecht T., Kirşten A., Kappert H.F., Fischer H.**, 2011. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments, *Dental Materials*, **27**, 298-303.
- [14] **Cashman P.M., Schneider R.L., Schneider G.B., Stanford C.M., Clancy J.M., Qian F.**, 2011. In vitro analysis of post-fatigue reverse-torque values at the dental abutment/implant interface for a unitarian abutment design, *Journal of Prosthodontics*, **20**, 503–509.
- [15] **Dittmer S., Dittmer M.P., Kohorst P., Jendras M., Borchers L., Stiesch M.**, 2011. Effect of implant–abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants, *Journal of Prosthodontics*, **20**, 510-516.
- [16] **Dittmer M.P., Dittmer S., Borchers L., Kohorst P., Stiesch M.**, 2012. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading, *Journal of Prosthodontic Research*, **56**, 19-24.
- [17] **Choe H.C., Lee C.H., Jeong Y.H., Ko Y.M., Son M.K. ve Chung C.H.**, 2011. Fatigue fracture of implant system using tin and wc coated abutment screw, *Procedia Engineering*, **10**, 680–685.
- [18] **Jeong Y.H., Lee C.H., Chung C.H., Son M.K., Choe H.C.**, 2012. Effects of TiN and WC coating on the fatigue characteristics of dental implant, *Surface & Coatings Technology*, **17372**, 11-21.
- [19] **Schiefer H., Bram M., Buchkremer H.P., Stover D.**, 2009. Mechanical examinations on dental implants with porous titanium coating, *J Mater Sci: Mater Med*, **20**, 1763–1770.
- [20] **Lee C.K., Karl M., Kelly J.R.**, 2009. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research, *Dental Materials*, **25**, 1419-1425.
- [21] **Sevilla P., Sandino C., Arciniegas M., Martinez-Gomis J., Peraire M., Gil F.J.**, 2010. Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants, *Materials Science and Engineering C*, **30**, 14-19.
- [22] **Lee Woo-T., Koak Jai-Y., Lim Young-J., Kim Seong-K., Kwon Ho-B., Kim Myung-J.**, 2012. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental

implants, *Journal of Biomeiical Materials Research B: Applied Biomaterials* ,Vol 100b, Issue 4, 1044-1052.

[23] **Tunali, B.**, 2000. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2. Baskı Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul.

[24] **Albrektsson T., Branemark P.I., Hansson H.A. ve Lindstrom J.**, 1981. Osseointegrated titanium implants requirements for ensuring a long-lasting, direct bone - to- implant anchorage in man, *Acta Orthopaedica* , **52(2)**, 155-70.

[25] **ZÜMRÜT Z.**, 2009. Tam faktöryel deney tasarımı tekniği ile hidroksiapatit kaplı titanyum implant malzemelerin mekanik özellikleri üzerine parametrelerin etkisi, *Yüksek Lisans Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

[26] **Bonfield W., Taner E.**, 1997. Hydroxyapatite composite biomaterials - evolution and applications, *Materials world* , **5**, no.1, 18-20.

[27] **Bose S., Darsell J., Yang L., Sarkar D. K., Bandyopadhyay A.**, 2000. Processing, biocompatibility and biomechanical testing of porous alumina ceramics, *Bioceramics: Materials and Application 3, Ceramic Transactions*, **110**, 167-168.

[28] **Das K., Bose S., Bandyopadhyay A.**, 2007. Surface modifications and cell– materials interactions with anodized Ti, *Acta Biomaterialia*, **3**, 573–585.

[29] **Cho Suck-K., Park Il-S., Lee Sook- J., Kim Kyoung-A. , Park Ju-M., Ahn Seung-G., Song Kwang-Y., Yoone Dong-J. and Leeb Min-H.**, 2012. Surface characteristics of Ti-10Ta-10Nb alloy modified by hydrogen peroxide treatment for dental implants, *Surf. Interface Anal.* , **44**, 114–120.

[30] **Şahin, S., Çehreli M.C. ve Yalçın E.**, 2002. The influence of functional forces on the biomechanics if implant-supported prostheses, *J Dent*, **30**, 271-82.

[31] **Sadowsky S. J.**, 2001. Mandibular implant-retained overdentures: A literature review, *J Prosthet Dent*, **86**, 468-73.

[32] **Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A.**, 2004. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis . *J Prosthet Dent*, **92**, 523-30.

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

- [34] **Koca O. L., Eskitascioglu G. ve Usumez A.,** 2005, Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor, *J Prosthet Dent*, **93**, 38-44.
- [35] **Kitamura E., Stegarou R., Nomura S. ve Miyakawa O.,** 2005, Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis, *Journal of Oral Rehabilitation*, **32**, 279–286.
- [36] **Kim Y., Oh Tae-J., Misch Carl E., Wang Hom-L.,** 2005. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale, *Clin. Oral Impl. Res.*, **16**, 26–35.
- [37] **Gül E.B.,** 2009. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [38] **Singiresu S. Rao,** 2005. The Finite Element Method in Engineering. 4. Baskı Elsevier Butterworth Heinemann.
- [39] **Moaveni S.,** 2008. Finite Element Analysis Theory And Application With Ansys. 3. Baskı Pearson Education International.
- [40] **Doğan M.,** 2007. Taşıt elemanlarında yorulma analizi, *Yüksek Lisans Tezi*, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa.
- [41] **Demirci A.H.,** 2004. Malzeme bilgisi ve malzeme muayenesi. Alfa Basım Yayın Dağıtım, İstanbul.
- [42] **Ünsalan S.,** 2006. Eksternal fiksator schanz vidalarında, yorulma, çekme-çıkarma ve sıkma-çözülme torklarının analizi, *Yüksek Lisans Tezi*, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [43] **Omurtag M.H.,** 2011. Mukavemet II. Baskı, Birsan Yayın Evi, İstanbul.
- [44] **Özmen D.,** 2007. Yarı otomatik av tüfeği mekanizmasının yorulma dayanımının analizi, *Yüksek Lisans Tezi*, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [45] **Budynas R. G., Nisbett J. K.,** 2011. Shigley's mechanical engineering design, Ninth edition, Mcgraw Hill.
- [46] **Bishop N. W. M., Sherratt F.,** 2000. Finite element based fatigue calculations, NAFEMS.
- [47] **Aydın M.,** 1995. Çinko-alüminyum esaslı alaşımların yorulma özelliklerinin incelenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.

- [48] **Yang j., Xiang Hong-J.**, 2007. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, *Journal of Biomechanics*, **40**, 2377–2385.
- [49] **Darwish F., Tashtoush G., Gharaibeh M.**, 2013. Stress concentration analysis for countersunk rivet holes in orthotropic plates, *European Journal of Mechanics A/Solids*, **37**, 69-78.
- [50] **Sancaklı E.**, 2006. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [51] **Han Hyung-S.**, 2009. Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis, *Master's Thesis*, Graduate College The University of Iowa Iowa City, Iowa.
- [52] **Gümüş H.Ö.**, 2007. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması, *Doktora Tezi*, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [53] **ISO 14801**, 2007. International Standard.
- [54] **Chun H-J., S.-Y. Cheong S-Y., Han J-H., Heo S-J., Chung J-P., Rhyu I-C., Choi Y-C., Baik H-K., Ku Y. ve Kim M-H.**, 2002. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis, *Journal of Oral Rehabilitation* , **29**, 565–574.
- [55] **Özmen D., Kurt M., Ekici B., Kaynak Y.**, 2009. Static, dynamic and fatigue analysis of a semi-automatic gun locking block, *Engineering Failure Analysis*, **16**, 2235–2244.
- [56] **Koca B.**, 2007. Fatigue life prediction of a drag link by using finite element method, *Yüksek Lisans Tezi*, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [57] **Kaman M. O., Çelik N., Kılıç F.**, 2012. Effects of the dimensions of threads on stress distributions of the dental implants, *Turkish Journal of Science and Tecjnology*, **7**, 2, 153-166.
- [58] **Hasan I., Keilig L., Staat M., Wahl G., Bourauel C.**, 2012. Determination of the frictional coefficient of the implant-antler interface: experimental approach, *Biomedical Engineering* , **57**, 5, 359-363.

ÖZGEÇMİŞ

Hüsna TOPKAYA 1984 yılında Elazığ'da doğdu. İlköğrenimini Atatürk İlkokulunda, orta ve lise öğrenimini Elazığ Anadolu Lisesinde tamamladı. 2002 yılında başladığı Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünden 2007 yılında mezun oldu. 2008 yılında Güleryüz Karoseri Otomotiv San. ve Tic. AŞ.' de işe başladı. 2009-2011 yılları arasında Elazığ'da Enka Müh. Doğalgaz İnş. Org. San. Tic. Ltd. Şti ve Tan Mühendislik San. ve Tic. AŞ.' de çalıştı. 2013 yılında Bitlis Eren Üniversitesi Tatvan Meslek Yüksek okulunda Uzman olarak göreve başladı. Halen aynı görevine devam etmektedir.

