

T.C.
HİTİT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YETERSİZ KEMİK SEVİYESİ OLAN ÇENELER İÇİN
YENİ DENTAL İMPLANT TASARIMI

Ahmet ÇİNİ

DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMANLAR
Doç. Dr. Kamil ÖZDİN
Doç. Dr. Oğuz ÇOLAK

ARALIK 2015
ÇORUM

Ahmet ÇİNİ tarafından hazırlanan “YETERSİZ KEMİK SEVİYESİ OLAN ÇENELER İÇİN YENİ DENTAL İMPLANT TASARIMI” adlı tez çalışması 30/12/2015 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği ile Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Necmi GÖKAY

.....
.....

Prof. Dr. Mehmet DALKIZ

.....
.....

Prof. Dr. Halil AYKUL

.....
.....

Doç. Dr. Kamil ÖZDİN

.....
.....

Yrd. Doç. Dr. Ali KURŞUN

Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun 31/12/2015 tarih ve 2015/244. sayılı kararı ile Ahmet...ÇİNİ.....’ın Makine...Müh. Anabilim Dalı’nda Doktora derecesi alması onanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ali KILIÇARSLAN
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü V.

TEZ BEYANI

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını beyan ederim.

Ahmet ÇİNİ

YETERSİZ KEMİK SEVİYESİ OLAN ÇENELER İÇİN YENİ DENTAL İMLANT TASARIMI

Ahmet ÇİNİ

HİTİT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Aralık 2015

ÖZET

Yaşlılığa bağlı olarak kemik dokuların hacimce küçülüp zayıflaması, periodontal sorunlara bağlı kemik erimesi veya değişik faktörlere bağlı olarak oluşan çene kemiği yetersizlikleri, kısa implantların tasarlanması ve üretilmesini gerekli kılmaktadır. Bu çalışmada özel bir monoblok kısa implant tasarlanarak talaşlı imalat ve seçmeli lazer sinterleme metoduyla üretilmiştir. Elde edilen numuneler ISO 14801 standartları çerçevesinde biyomekanik testlere tabi tutularak dental implant sektöründe bu tasarım ve üretim metotlarının kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada çapı 5.8 mm ve kök boyu 8 mm olan özgün bir monoblok dental implant tasarımı yapılmıştır. Çeşitli testlerde kullanmak amacıyla talaşlı imalat ve lazer sinterleme yöntemleriyle dental implantlar üretilmiştir. Üretilen numuneler standartlara bağlı olarak eşit sayılarda ve eşit şartlarda biyomekanik testlere tabi tutulmuş ve ürünlere ait maliyet analizleri incelenmiştir. Elde edilen bulgular ışığında her iki yöntemle üretilen dental implantların insan ağızında emniyetli şekilde çalışabilecek dayanımda oldukları belirlenmiştir. Tasarımı yapılan dental implantın üretim kolaylığı ve düşük maliyet giderleri nedeniyle talaşlı imalat yöntemiyle üretilmesinin tercih edilebilir bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Tasarım, Kısa İmplant, Talaşlı İmalat, Lazer Sinterleme

NEW DENTAL IMPLANT DESIGN FOR INSUFFICIENT JAW BONE

Ahmet ÇİŇİ

HİTİT UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

December 2015

ABSTRACT

Jaw insufficiency, which depends on weakness of bone tissues in volume due to senility, osteolysis related to periodontal problems and other factors, requires design and production of short implants. In this study, a special monoblock short implant was designed and produced by methods of machining and selective lazer sintering. Obtained samples were exposed to biomechanic tests within the ISO 14801 standards and it was aimed to test disposability of this design in implant sector. An authentic monoblock dental implant, which is 5.8 mm in diameter and 8mm root, was designed in the present study. Dental implants were produced to use in certain tests by machining and selective laser sintering methods. Produced samples underwent biomechanical tests varying in equal numbers and conditions abiding by standards, and cost analyses belonging to productions were investigated. In the light of results, it is found out that dental implants which were produced by both methods were sound enough to be disposed in human mouth. It is concluded that machining method was preferable due to dental implants' ease of production and their low cost expenses.

Keywords: Design, Short Implant, Machining, Laser Sintering

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danışman hocam Sayın Doç. Dr. Kamil ÖZDİN'e ve akademik hayatıma vizyon kazandıran ikinci danışman hocam Sayın Doç. Dr. Oğuz ÇOLAK'a, teşekkür ederim. Engin tecrübeleri ve bilgisiyle çalışmama katkı sağlayan Sayın hocam Prof. Dr. Mehmet DALKIZ'a ve kıymetli hocam Sayın Prof. Dr. Halil AYKUL'a teşekkür ederim. Laboratuvar ve üretim çalışmalarına katkıda bulunan arkadaşlarım Arş. Gör. Emre ÖZYILMAZ, Arş. Gör. Emre KARA, Uzman Dr. Zeynel ÖZTÜRK ve Uzman Mehmet ŞENER'e teşekkür ederim. Süleyman Demirel Üniversitesi CAD-CAM araştırma merkezi akademik personellerinden Emre DELİKANLI ve M. Akif ERSOY'a çalışmalara verdikleri desteklerden dolayı teşekkür ederim. Eryiğit Medikal A.Ş. genel müdürü Sayın Halit ERYİĞİT'e üretim çalışmaları boyunca verdiği desteklerden ötürü teşekkür ederim. Çalışmalarım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme teşekkürü bir borç bilirim. Bu çalışmaya verdikleri desteklerden dolayı Hitit Üniversitesi BAP birimine ayrıca teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasına, MUH19004.13.004 numaralı proje kapsamında vermiş oldukları destekten dolayı, Hitit Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne teşekkür ederiz.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant Tanımı	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	4
2.3. Osteointegrasyon	5
2.4. Biyouyumluluk.....	6
2.5. Dental İmplantlarda Kullanılan Biyomateryaller	6
2.6. Yetersiz Kemik Seviyesi	9
2.7. Kısa İmplant	10
2.8. Monoblok İmplantlar.....	12
3. DENTAL İMPLANT TASARIMINDA BELİRLEYİCİ FAKTÖRLER	14
3.1. Sistematiik Tasarım	14
3.2. Biyomekanik Kavramlar	14
3.2.1. Mekanik ile ilgili kavramlar.....	15
3.3. Gerilme Analizi Yöntemleri.....	19
3.3.1. Sonlu elemanlar analizi	20
3.4. Dental İmplant Dizaynı İçin Bilimsel Esaslar	21
3.5. İmplant Dizaynının Biyomühendisliği	21
3.6. Biyomateryal Seçimindeki Kriterler.....	24
3.7. Dental İmplantlarda Ömür Tayini	24
3.7.1. Yorulma testi.....	25
3.8. Dental İmplantlara Uygulanan Kuvvetlerin Karakteri	26

3.8.1. Kuvvet yönü ve büyüklüğü	27
3.8.2. İmplant makrogeometrisi	29
3.8.3. İmplantın boyutlandırılması	30
3.8.4. İmplant uzunluğu	31
3.8.5. Yiv geometrisi.....	33
4. DENTAL İMPLANT ÜRETİM YÖNTEMLERİ	38
4.1. Talaşlı İmalat ve Talaş Oluşumu.....	39
4.1.1. Kesme kuvvetleri	41
4.2. Eklemeli İmalat	43
4.2.1. Doğrudan metal lazer sinterleme yöntemi ile implant üretimi.....	46
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	48
5.1. Gereçler	48
5.2. Üç Boyutlu Modelleme	51
5.3. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi	54
5.4. Talaşlı İmalat Metodu ile Dental İmplant Üretimi	55
5.5. Doğrudan Metal Lazer Sinterleme Metodu ile Dental İmplant Üretimi	57
5.6. Dental İmplant Yorulma Testleri.....	59
5.7. Biyouyumluluk Testleri.....	62
5.8. Üretim Maliyeti	63
6. BULGULAR.....	64
6.1. Talaşlı İmalat Metodu ile Üretilmiş Dental İmplantlar	64
6.2. DMLS Metodu ile Üretilmiş Dental İmplantlar	64
6.3. Dental İmplantların SEM ve EDS Analiz Bulguları	65
6.4. Statik Basma Testi Bulguları.....	69
6.5. Dental İmplant Yorulma Test Bulguları.....	70
6.6. İmplant Üretim Maliyeti Bulguları.....	76
6.7. Sonlu Elemanlar Analizi Bulguları	77
7. TARTIŞMA.....	81
8. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	86
KAYNAKLAR	87
ÖZGEÇMİŞ	95

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Dental implantlarda kullanılan biyomateryaller (Lemons, 1986).....	7
Çizelge 2.2. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan titanyum alaşımlar ve mekanik özellikleri (Niinomi, 1998).....	8
Çizelge 2.3. Dental implantlarda kullanılan malzemeler ve fiziksel özellikleri.....	9
Çizelge 3.1. Dişlere gelen maksimum ısırma kuvvetleri	29
Çizelge 4.1. Hızlı prototipeme sistemleri ve geliştirildiği yıllar (Gideon ve ark., 2003).....	44
Çizelge 5.1. CNC kayar otomat tezgâhına ait teknik bilgiler	48
Çizelge 5.2. Ti-6Al-4V alaşımın kimyasal ve mekanik özellikleri.....	49
Çizelge 5.3. Kesici uçlara ait teknik özellikler	55
Çizelge 6.1. Talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiş dental implantların yorulma test bulguları	71
Çizelge 6.2. Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantların yorulma test bulguları.....	73
Çizelge 6.3. 100 Adet monoblok dental implant için talaşlı imalat ve DMLS yöntemi ile üretim-zaman tablosu	76
Çizelge 6.4. Talaşlı İmalat ve DMLS Yöntemi ile üretilmiş monoblok dental implantların maliyet tablosu (Euro cinsinden)	76
Çizelge 6.5. Aralık 2015 Merkez Bankası döviz kurları(Euro-US Dolar-TL Paritesi).....	76
Çizelge 6.6. 838 N yük altındaki Von-Mises gerilme değerleri	79

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Dental implantların sınıflandırılması (Misch 2005)	4
Şekil 2.2. Diş Kaybına bağlı çene kemiği erimesi (Kemik Rezorpsiyonu). a-) İlk 6 aylık dönemde kalan kemik miktarı b-) 6. Aydan sonra kalan kemik miktarı.....	10
Şekil 2.3. Kemik seviyesine göre implant uygulanması	11
Şekil 2.4. a) Çift parçalı dental implant sistemi b) implant kökü ve abutment kısmı yekpare olan monoblok dental implant sistemi (The Zimmer®, Boston, MA, USA).....	12
Şekil 3.1. Gerilme türlerinin şematik olarak gösterimi (Jones, 2001)	16
Şekil 3.2. Gerilim ve gerinim (yüzdece uzama) arasındaki ilişki	17
Şekil 3.3. Kübik cisim üzerinde kuvvet altında oluşan boyutsal değişimlerin şematik gösterimi	18
Şekil 3.4. Sonlu elemanlar modeli ve bileşenlerinin şematik gösterimi	20
Şekil 3.5. Normal ve osteoporoz yapıya sahip kemiklerin gösterimi	22
Şekil 3.6. L.Zarb a göre kemik tipleri	23
Şekil 3.7. Dental implantların yorulma davranışları S-N grafiği	26
Şekil 3.8. Çene kemiğinde farklı bölgelere gelen ısırma kuvvetleri (Misch, 2005; Maxwell, 2015).	27
Şekil 3.9. İmplanta etki eden kuvvet yönleri ve bileşenleri (Misch, 1999)	28
Şekil 3.10. Daimi dişler şematik gösterimi (Gray, 1918)	28
Şekil 3.11. Yiv adımı (h), yiv açısı(α) ve implant çapı (D)	33
Şekil 3.12. Makaslama kuvvetinin kare yivlere etkisi	35
Şekil 3.13. Makaslama kuvvetinin üçgen yivlere etkisi.....	35
Şekil 3.14 Farklı yiv geometrileri (a-üçgen vida, b- kare vida, c- ters payanda ve d- payanda)	36
Şekil 4.1. Endüstriyel İmalat Yöntemleri.....	38

Şekil 4.2. Talaş oluşumu ve deformasyon bölgeleri	40
Şekil 4.3. Talaş oluşum aşamaları.....	40
Şekil 4.4. Tornalama işleminde oluşan kesme kuvvetleri (De Garmo ve ark., 1997).....	42
Şekil 4.5. Hızlı prototiplemenin hızlı imalata dönüşümü (Hopkinson ve Dickens, 2001)	45
Şekil 4.6. Doğrudan metal lazer sinterleme cihazı çalışma prensibi (Anonim, 2008).....	47
Şekil 5.1. Dental implantların üretiminin yapıldığı CNC kayar otomat tezgâhı.....	49
Şekil 5.2. a) Talaşlı imalatta kullanılan Ø6 mm Ti-6Al-4V çubuk malzeme b) DMLS de kullanılan Ti64 Toz malzeme.....	50
Şekil 5.3. Üretim aşamasında kullanılan EOS M280 lazer sinterleme makinesi.....	50
Şekil 5.4. Tasarımı yapılan dental implantın şematik görüntüsü	51
Şekil 5.5. Monoblok dental implant tasarım aşaması	52
Şekil 5.6. Monoblok dental implantın önden ve açılı görünüşü	52
Şekil 5.7. Monoblok dental implantın perspektif görünüş	53
Şekil 5.8. Monoblok dental implantın kısmi kesit görünüşü	53
Şekil 5.9. Dental implant çene kemiğine yerleştirilmiş ve meshlenmiş görüntüsü.....	54
Şekil 5.10. Dental implant üzerine dikeyde 30 derecelik açıyla yük uygulanması	54
Şekil 5.11. Kesici uç katalog değerleri (Teaghu-Tec katalog).....	55
Şekil 5.12. CNC kayar otomat tezgâhının işlem yapan bölgesi.....	56
Şekil 5.13. Kayar otomat tezgâhında işlem yapılan ana (main) ve arka (sub) kısımlar.....	56
Şekil 5.14. CNC kayar otomatta üretilen monoblok dental implant görüntüsü	56
Şekil 5.15. SLS ile dental implant üretim esnasında oluşan lazerle eritme görüntüsü.....	58
Şekil 5.16. Üzerinde SLS ile üretilmiş dental implantlar bulunan tabla.....	59

Şekil 5.17. SLS Tezgâhında üretilen monoblok dental implant görüntüsü.....	59
Şekil 5.18. ISO standartlarına göre dental implant yorulma test düzeneği görüntüsü.....	61
Şekil 5.19. Shimadzu Servopulser dinamik test cihazı	62
Şekil 6.1. CNC kayar otomatta üretilen monoblok dental implant görüntüsü	64
Şekil 6.2. DMLS Tezgâhında üretilen monoblok dental implant görüntüsü	64
Şekil 6.3. Talaşlı imalat ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (30 x).....	65
Şekil 6.4. DMLS ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (30 x).....	65
Şekil 6.5. Talaşlı imalat ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (150 x)	66
Şekil 6.6. DMLS ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (60 x).....	66
Şekil 6.7. Ti-6Al-4V çubuk malzemeden talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiş dental implantın kırılma sonrası kırılma yüzeyi elemental dağılım haritası	67
Şekil 6.8. Talaşlı imalat metoduyla üretilen dental implant kırılma yüzeyinin kütlege element oranı	67
Şekil 6.9. Ti64 toz malzemeden DMLS yöntemiyle üretilmiş dental implantın kırılma sonrası kırılma yüzeyi elemental dağılım haritası	68
Şekil 6.10. DMLS metoduyla üretilen dental implant kırılma yüzeyinin kütlege element oranı	68
Şekil 6.11. Talaşlı imalat ve DMLS yöntemiyle üretilen dental implantın statik basma testi değerlerinden elde edilen gerilme-yüzde uzama grafiği	69
Şekil 6.12. Yükleme öncesi ve kırılma sonrası görüntü	70
Şekil 6.13. Talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiş dental implantlar için yük- çevrim sayısı grafiği	71
Şekil 6.14. Talaşlı imalat ile üretilmiş numunelerde yorulma testi sonrası örnek kırılma şekli.....	72
Şekil 6.15. Seçmeli lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantlar için yük-çevrim sayısı grafiği.....	73
Şekil 6.16. DMLS ile üretilmiş numunelerde yorulma testi sonrası örnek kırılma şekli.....	74

Şekil 6.17. a) DMLS ile üretilmiş numune boyun bölgesi kırılma görüntüsü b) Talaşlı imalat ile üretilmiş numune boyun bölgesi kırılma görüntüsü.....	74
Şekil 6.18. Talaşlı İmalat ve seçmeli lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantların yük-çevrim sayısı grafiği	75
Şekil 6.19. Mono blok dental implantların çene kemiğine monte edilmiş analiz öncesi ve analiz sonrası görüntüsü	77
Şekil 6.20. Porselen üst yüzeyinde oluşan deformasyonlar	78
Şekil 6.21. Mono blok dental implantın boyun bölgesinde oluşan gerilmeler.....	78
Şekil 6.22. Kortikal kemik iç vidalı yüzeyde oluşan gerilmeler	78
Şekil 6.23. Spongios kemik üst yüzeyinde oluşan gerilmeler	79
Şekil 6.24. İmplant boyun ve tepe bölgesine yapılan path görüntüsü.....	79
Şekil 6.25. İmplant boyun ve tepe bölgesine yapılan path üzerine gelen gerilme değerleri.....	80

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

mm	Milimetre
μm	Mikrometre
A	Alan
Å	Angström (10^{-10} metre)
a	kesilmemiş talaş derinliği (mm),
a'	kesilmiş talaş kalınlığı (mm)
F	Kuvvet
GPa	Gigapaskal
MPa	Megapaskal
N	Newton
V	kesme hızı (m/dakika),
Δ	Delta (boyut farkı)
ϵ	Strain (Yüzdece uzama)
ν	poisson oranı
σ	Normal (Principal) Gerilme

Kısaltmalar

DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
EDS	Energy Dispersive Spectroscopy (Enerji dağılımlı x- ışınları analizi)
HP	Hızlı Prototipleme
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SLS	Seçmeli Lazer Sinterleme
Ti-6Al-4V	Titanyum-Aluminyum-Vanadyum Alaşımı

1. GİRİŞ

İnsan vücudunda var olan organ ve dokular hiç şüphesiz doğal yaşamı sürdürebilmek için en ideal yapılardır. Böyle olmakla beraber bu uzuvlar, insan hayatı boyunca çeşitli hastalıklar, kazalar veya farklı nedenlerden dolayı hasar görebilir ya da kaybedilebilir. Doku eksikliğine bağlı işlev bozukluklarından kurtulmak için organ nakilleriyle, organ naklinin olamayacağı durumlarda ise dokuya uygun implantlar ile bu problem çözülmeye çalışılmaktadır. Günümüzde tasarım ve üretim teknolojilerinin gelişmesiyle implant çeşitliliği de artmıştır. Bu nedenle kullanıcılar artık işlevselliğin yanında estetiğe de önem vermektedirler. Böylece implant tasarımında, tıp ve mühendislik alanındaki araştırmacıların yaptıkları çalışmalar artış göstermektedir.

Yeni tasarımların, ihtiyaç duyulan eksiklikleri giderebilmesi veya farklılık oluşturması beklenir. Yeni bir tasarım veya ürünün sürdürülebilirliğini koruyabilmesi için benzerlerinden daha işlevsel veya üstün özelliklere sahip olması gerekmektedir. Yeni bir ürünü muadillerine göre kıyaslamada ise birden fazla parametre olabilir. Örneğin bir üründe estetik bakımdan yenilikler ön plana çıkarken, bir başka üründe dayanıklılık esas olabilir.

Dental implant tasarımlarında kıstaslar temel olarak; biyouyumluluk, osseointegrasyon süresi, mukavemet ve estetik gibi ölçütlerdir. Biyouyumluluk için uygun malzeme tercihi yapılarak temel gereksinimler karşılanabilir. Dental implantoloji de en çok kullanılan biyomateryaller; saf titanyum, titanyum alaşımları, seramikler ve kompozitlerdir. Dental implant kök vidalarında çoğunlukla titanyum ve alaşımları kullanılmaktadır. Bu alaşımlar yüksek oranda doku uyumluluğuna sahip malzemelerdir (Niinomi, 1998).

Osseointegrasyonu süresini kısaltmak için kemik doku ile implant ara yüzündeki alanın artırılması, iyileşme sürecine olumlu yönde katkıda bulunabilir.

Mukavemet açısından bakıldığında, diş implantı tedavisinde uygulama yapılan yerin hacimsel olarak küçük olması, implant üzerine gelen yüklerin çok yönlülüğü gibi etkenler tasarımı zorlaştırmaktadır. Bu zorluğu aşmak için implant tasarımcıları çoğunlukla vida tipi implantları kullanmaktadırlar. Vida tipi implantlar üzerlerindeki yivler sayesinde kemik doku içerisinde primer stabilizasyonu (ilk tutunma) arttırırlar. Kullanılan implantın tipi, boyutları ise uygulanacağı kemiğin hacmine ve kemiğin kalitesine göre değişkenlik gösterebilir. Kemik kalitesinin uygun ve hacminin yeterli olduğu durumlarda çapı büyük ve boyu uzun implantlar kullanılarak mukavemet problemleri giderilebilir. Fakat kemik hacminin yetersiz ve kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda problem zorlaşmaktadır. Bu gibi durumlarda kısa implantlar kullanılarak kısmen çözüm elde edilse de uzun dönemde farklı sıkıntılar meydana gelmektedir. Bu durum mühendisleri daha işlevsel kısa implant tasarımları yapmaya zorlamaktadır.

İnsan vücudunda kullanılacak bir implant için ilham alınabilecek en ideal tasarım yine insan vücudunun kendisidir. Bu fikirden yola çıkarak tezimizde azı dişi köküne benzer bir tasarım yapılmıştır.

Tasarımı yapılan diş implantı iki farklı üretim metodu kullanılarak prototip olarak üretilmiş ve üretim maliyetlerine göre mukayese edilmiştir. Üretilen diş implantlarının gelen yüklere karşı dayanımlarını tespit etmek için ISO 14801 standartlarına göre mekanik testler yapılmış ve elde edilen bulgular literatür verileri ile kıyaslanarak değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Tanımı

Diş implantları, çürük, endodontik veya periodontal patolojiler sebebi ile kaybedilen dişlerin sebep olduğu fonksiyon ve estetik kayıpların telafisi amacı ile cerrahi operasyon tekniğiyle çene kemiklerine yerleştirilerek diş kökü işlevini gören, genellikle kök veya vida formunda, çoğunlukla titanyum ve alaşımlarından üretilen parçalardır (Mish, 2005; Babbush ve ark., 2011).

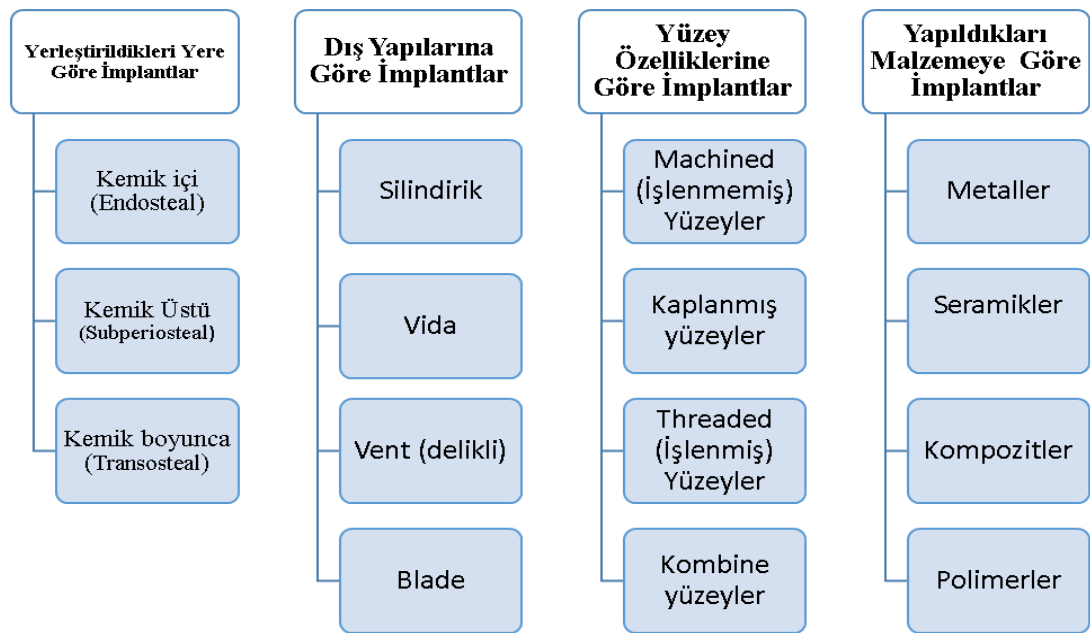
Tıp alanında implant terimi genel anlamıyla “tedavi amacıyla suni bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi” olarak tanımlanır. Günümüzde diş hekimliği uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahip dental implantlar, üzerine yapılacak olan proteze dayanak olması amacıyla çene kemiğinin içine, üzerine veya mukoza altına yerleştirilerek diş kökü vazifesi görmesi beklenen apareylerdir (Dizen, 2008).

İnsanoğlunun kaybettiği dokuların yerine aynı işlevi görebilecek doku veya organları bulma gayreti çok eski çağlara kadar dayanır. Dental implant tanımına uyan ve eksik dişlerin telafisi amacı ile yapılan ilk uygulamalar arkeolojik bulgulara göre Maya uygarlığına aittir (MÖ 6. yüzyıl). İlk patenti alınan diş implantı 1908'de ABD'de Greenfield'in tasarladığı irridio-platin implanttır. 1939'da Strock krom-kobalt diş implantını tanıtmıştır. Lubit ve Rappaport 1949'da vitilyumdan yapılan vida veya kafes şeklindeki implantlarını geliştirmişlerdir. Cherchève çift spiral yivli implant tasarımını ve frezeleme sonrası yiv açma tekniğini (screw-tapping), implantın çift safhalı cerrahi teknik ile fonksiyona sokulması gibi uygulamaları geliştirmiştir. Geçen yüzyılın ortalarına kadar Formiggini, Peron, Tramonte, Benoit, Jeanneret, Muratori, Linkow gibi diş hekimleri günümüzde kullanılan implantlara benzer uygulamalar yapmışlardır. Ancak bu yaklaşım ve çabaların hepsi deneysel uygulamalar olarak ve vaka raporlarının ötesine gidememiş çalışmalar olarak kalmışlardır. 1940'lı yıllarda subperiostal implantlar ortaya atılmıştır. 1960'lı yıllara gelindiğinde Linkow tarafından geliştirilen blade (levha, plaka) tasarım implantlar

ortaya çıkmıştır. Oral implantolojideki bilimsel gelişmelerin başlangıcını Branemark ve ark. ile Schroeder ve ark.'nın saf titanyum implantlar ile yaptıkları temel çalışmalar oluşturur. Branemark 1955 yılında tavşan tibialarında revaskülarizasyonu vital mikroskopi ile inceleyen bir deney sırasında tesadüfen kemik ile titanyum arasındaki sıkı adaptasyonu fark ederek konuyu daha detaylı araştırmış ve bu olguya osseointegrasyon adını vermiştir (Mish, 2007).

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına, yapıldıkları materyale ve dış yapılarına göre sınıflandırılabilir



Şekil 2.1. Dental implantların sınıflandırılması (Misch 2005)

Günümüzde en çok kullanılan implant tipi, implant gövdesi ve protetik üstyapıdan oluşan kök formu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünimleri silindirik, vidalı, delikli veya bunların kombinasyonları şeklindedir. Silindirik tipteki implantlar kemiğe yüzey kaplaması veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon ile tutunurlar. Bu implantların kemiğe yerleştirilmeleri itilerek veya çakılarak yapılır, görünüm olarak düz, açılı veya konik şekilli olabilirler.

Vida şekilli olan implantlar ise; kemiğe vidalanarak yerleştirilirler ve yivleri sayesinde makro retansiyon sağlarlar. Ana yiv formları V, ters payanda ve kare formlarıdır.

2.3. Osteointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı ilk olarak 1960'lı yılların sonunda Branemark tarafından, “üzerine gelen yükü taşıyabilen kemik içi implant ile canlı kemik doku arasında kurulan mikroskobik düzeyde yapısal ve işlevsel bağlantı” şeklinde tanımlanmıştır (Branemark 1977). 1986 yılında kısa adı AAID olan Amerikan Dental İmplant Akademisi osseointegrasyon kavramını “implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimini ve dağılımını sağlayacak şekilde ara yüzeyde yumuşak doku olmaksızın kemik ile implant arasında kurulan bağlantıdır” şeklinde geliştirmiştir (Çayır, 2011).

İmplantların yerleştirildiği kemiğin fizyolojik ve morfolojik durumu ve kullanılan materyallerle ilgili biyolojik özellikler osteointegrasyonunun sağlanmasında önemli faktörler olarak nitelendirilmektedir (Hobo, 1990). Osteointegrasyon, bir proteze destek sağlayabilecek implant gövdesine direkt bir kemik desteği (bağlantısı) olarak tanımlanmıştır. Osseointegre implantlar, oklüzal kuvvetleri direkt olarak kemiğe aktarmaktadır (Albrektsson, 2008). Osseointegrasyonun, dolayısı ile dental implantların uzun dönem başarısı implant çevresindeki kemiğe iletilen gerilmenin miktarına bağlıdır (Frost, 2004). Kemik-implant ara yüzünde temas eden yüzey alanını arttırmak, kemik yüzeyine gelen gerilmeyi azaltmak için etkili olabilir. Ayrıca osseointegrasyon sürecine olumlu yönde katkı sağlamak için implant yüzeyi çeşitli kimyasal ve fiziksel işlemlerle pürüzlendirilir. Yüzey pürüzlendirilmesindeki amaç, mekanik kilitlenmeye bağlı olarak kemik gelişimini artırmaktır. Yapılan araştırmalar pıhtı fibrinlerinin pürüzlü yüzeylere düz yüzeylerden daha kolay yapıştığı ve osseointegrasyon başlangıç aşamalarını olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir (Davies, 1998).

2.4. Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, canlı doku ile dışardan doku içerisine gömülen bir malzemenin birbirlerini kabul etmeleri veya uygulama sırasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak tanımlanmıştır (Wataha, 2003). Araştırmacılar, “biyomalzeme” ve “biyouyumluluk” terimlerini, malzemelerin biyolojik performanslarını belirtmek için kullanmışlardır. Canlı doku içerisinde herhangi bir olumsuz neticeye sebebiyet vermeden işlev gören materyaller *biyomalzeme* olarak adlandırılmıştır. *Biyouyumluluk*, implant malzemesi olarak kullanılacak bir ürünün en önemli özelliğidir. Biyouyumlu yani ‘vücutla uyuşabilir’ bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu, vb) meydana getirmeyen malzemedir (Hench ve Ethridge, 1982).

2.5. Dental İmplantlarda Kullanılan Biyomateryaller

Yaşayan sisteme implante edilmek, organ ve dokuların işlevlerini kısmen veya tümünden üstlenmek üzere tasarlanmış malzemelere biyomateryaller adı verilmekte olup, bu materyallerin; biyolojik yönden uyumlu olması, toksik ve karsinojenik olmaması, kimyasal açıdan inert ve stabil olması, yeterli mekanik kuvvete sahip olması, yoğun bir yaşama uyum gösterebilmesi, uygun ağırlık ve dansitede olması, büyük miktarlarda işlenebilme ve fabrikasyon kolaylığı göstermesi, ekonomik olması istenmektedir (Özalp ve Özdemir, 2001).

Biyomateryaller 4 sınıfta toparlanabilir. Bunlar bazı metaller alaşımları, polimerler, seramikler, kompozitlerdir. (Bkz. Çizelge 2.1). Doku veya kan ile temas eden herhangi bir materyal, bazı reaksiyonlara sebep olarak sağlık açısından potansiyel bir risk oluşturabildiğinden, sistemin avantaj ve dezavantajları uygulamadan önce çok iyi hesaplanmalıdır (Özalp ve Özdemir, 2001).

Dental implantlarda metaller, seramikler, karbonlar ve polimerler ile bunların karışımları ya da bileşimlerinden oluşan biyomateryaller sıklıkla kullanılmaktadır.

Seramiklerin, doğal maddelerin ve kompozitlerin biyouyumluluğu çok yüksektir, fakat işlenmeleri ve şekillendirilmeleri nispeten daha zordur. Bu nedenle mukavemeti ve korozyon dirençleri yüksek olan metal alaşımlar implantlarda yoğun olarak kullanılmaktadır. Biyolojik ortam yüksek derecede korozyon etkiye sahiptir. Bu nedenle doku içerisinde kullanılacak metallerin yüksek kararlılık derecesine sahip olması istenmektedir (Carlsson ve ark., 1986).

Bilim adamları biyomalzemelerde olması gereken özellikleri şöyle sıralamışlardır:

- ▶ Komşu sert ve yumuşak dokular ile biyolojik uyumlar kurabilmeli
- ▶ Korozyona dirençli olmalı
- ▶ Toksik, alerjik ve iritan olmamalı
- ▶ Mekanik, termal ve fonksiyonel gerilimlere dirençli olmalı
- ▶ Gerektiğinde kolayca şekillendirilebilmeli
- ▶ Yüzeyi kaplanabilmeli ya da pürüzlendirilebilmeli
- ▶ Yapımı, uygulanması ve uyumu kısa, kolay ve yeterli olmalı (Jensen, 1989; Hobo ve ark., 1990).

Çizelge 2.1. Dental implantlarda kullanılan biyomateryaller (Lemons, 1986)

METALLER	Saf titanyum ve alaşımları Demir-krom-nikel (Paslanmaz 316 serileri) Kobalt-krom-molibden alaşımlar
POLİMERLER	Polimetilmetakrilat Politetrafluoro etilen Polietilen Silikon lastik Polisülfon
SERAMİKLER	Alüminyum oksit (alumina ve safir) Hidroksiapatit Trikalsiyum fosfat Kalsiyum aluminatlar
KOMPOZİTLER	Polikristalin camsı karbon Karbon-silikon

Çizelge 2.2. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan titanyum alaşımlar ve mekanik özellikleri (Niinomi, 1998)

<i>Titanyum alaşımlar</i>	<i>Çekme gerilmesi (MPa)</i>	<i>Akma gerilmesi (MPa)</i>	<i>Birim uzama (%)</i>	<i>Elastik modülü (GPa)</i>	<i>Alaşım tipi</i>
<i>Pure Ti grade 1</i>	240	170	24	102.7	α
<i>Pure Ti grade 2</i>	345	275	20	102.7	α
<i>Pure Ti grade 3</i>	450	380	18	103.4	α
<i>Pure Ti grade 4</i>	550	485	15	104.1	α
<i>Ti-6Al-4V ELI (mill Annealed)</i>	860 – 965	795–875	10–15	101–110	$\alpha+\beta$
<i>Ti-6Al-4V (Annealed)</i>	895–930	825–869	06–10	110–114	$\alpha+\beta$
<i>Ti-6Al-7Nb</i>	900–1050	880–950	8,1–15	114	$\alpha+\beta$
<i>Ti-5Al-2.5Fe</i>	1020	895	15	112	$\alpha+\beta$
<i>Ti-5Al-1.5B</i>	925–1080	820–930	15–17	110	$\alpha+\beta$
<i>Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd (Annealed)</i>	860	790	21	89	
<i>Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd aged</i>	1109	1020	10	103	
<i>Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd (Annealed)</i>	715	693	28	94	$\alpha+\beta$
<i>Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd aged</i>	919	806	18	99	
<i>Ti-13Nb-13Zr (aged)</i>	973–1037	836–908	10–16	79–84	β
<i>TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe) (Annealed)</i>	1060–1100	1000–1060	18–22	74–85	β
<i>Ti-15Mo (annealed)</i>	874	544	21	78	β
<i>Tiadyne 1610 (aged)</i>	851	736	10	81	β
<i>Ti-15Mo-5Zr-3Al (ST) aged</i>	852	838	25	80	β
<i>Ti-15Mo-5Zr-3Al aged</i>	1060–1100	1000–1060	18–22		

Paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarının uygulamaları nispeten sınırlıdır. İlk üretilen subperiosteal dental implantlar Co- Cr- Mo döküm alaşımlarında idi ancak günümüzde bu implantlar titanyum alaşımlarından yapılmaktadır. Kemik içi dental implant materyallerinden en yaygın kullanılanı saf titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum, alkali ve asit ortamlarının oluşturduğu koroziv etkiye oldukça dirençli, gümüş renginde bir metaldir. Titanyum implantlar yüzeyinde oluşan pasif oksit tabakası nedeniyle organizma tarafından iyi tolere edilmektedir. Bir metal okside olup yüzeyinde bu oksit tabakasını fizyolojik koşullarda koruyorsa pasif kabul edilir. Bu yüzden titanyum fizyolojik koşullarda yüksek derecede pasif özellik sergiler. Hava ile temas eden titanyum yüzeyinde milisaniyeler içinde 10 Å (angström) kalınlığında bir oksit tabakası oluşmaktadır. Birkaç saniye içinde oksit tabaka 100 Å'lık bir kalınlığa ulaşabilmektedir. Bu kalınlıktaki oksit tabaka, korozyon direncini dikkate değer ölçüde artırır ve metale oldukça iyi bir doku uyumu özelliği kazandırır (Dalkız, 2013).

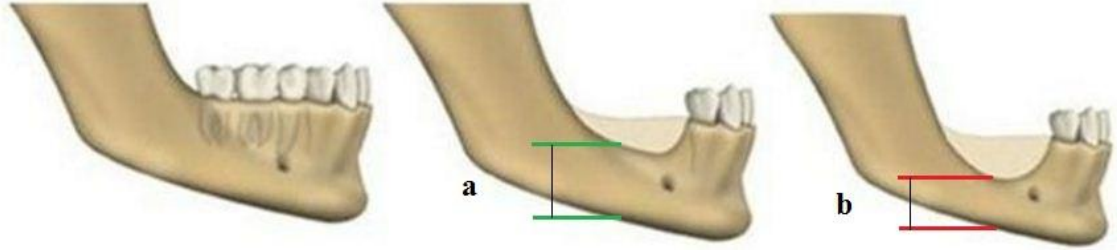
Çizelge 2.3. Dental implantlarda kullanılan malzemeler ve fiziksel özellikleri

<i>Malzeme</i>	<i>Elastik Modülü (GPa)</i>	<i>Poisson Oranı</i>
Ti-6Al-4V	110	0,31
Porselen Kupon	82,8	0,33
Kortikal Kemik	14,5	0,323
Trabeküler Kemik	1,37	0,3

2.6. Yetersiz Kemik Seviyesi

Diş çekimini takiben implant diş tedavisi uygulanmadığı takdirde çene kemiğinde erime meydana gelir. Dişler ağız boşluğu içerisinde, çene kemiklerinin üzerinde yer alırlar. Diş kökünün çevresinde çene kemiği, çene kemiği ile diş kökü arasında ise ince bir kas dokusu bulunur. Bu kas dokusu, dişlerin üstüne gelen kuvvetlerin çene kemiğine doğrudan iletilmesini engeller ve dişlerin hafifçe sallanmalarına izin verirler. Diş çekimini takiben, diş kökünü çevreleyen kemikte hızlı bir erime meydana gelir. (Şekil 2.2). Bu erime miktarı ilk 2 ay da en yüksek seviyededir. Kemikteki erime 6. aya kadar hızlıca devam eder ve sonrasında yavaşlayarak normal

seyrinde devam eder. Çekim yapılan bölgeye implant diş uygulanmadığı takdirde diş kemik erimesi yaşam boyu devam edecektir (Hansson ve Halldin, 2012).



Şekil 2.2. Diş Kaybına bağlı çene kemiği erimesi (Kemik Rezorpsiyonu). a-) İlk 6 aylık dönemde kalan kemik miktarı b-) 6. Aydan sonra kalan kemik miktarı

Diş kökünde oluşan iltihap, kist ve tümör benzeri oluşumlar, peryodontitis diye tabir edilen diş eti (periodontal doku) hastalığı, diş sıkma veya diş gıcırdatma alışkanlıkları, dişlerin çevresindeki kemiğin erimesine neden olabilmektedir. Hatalı yapılan dolgu, sabit veya hareketli protezler, kullanım sürelerini doldurmuş hareketli protezler de çene kemiklerinde erimeye neden olabilmektedir.

2.7. Kısa İmplant

İmplant kök vidaları belirli çapı ve boyu olan yapılardır. Bu nedenle implant konulması öngörülen bölgede, çene kemiğinin, bu implant vidasını kabul edecek yükseklik ve genişliğe sahip olması gerekmektedir. Şekil 2.1 de görüldüğü gibi kemik yüksekliğindeki değişiklik, implant boylarında da değişikliğe sebep olmaktadır. Bundan dolayı farklı boy ve çaptaki İmplantların tasarlanması ve üretilmesi gereklidir. Örneğin Şekil 2.3'te gösterilen 2 numaralı dişin bulunduğu bölgede iki türlü implant uygulaması yapılabilir. Bunlardan birincisi kısa implant uygulaması, ikincisi ise cerrahi müdahale ile kemik içerisine greft doldurarak uzun implant uygulamasıdır.

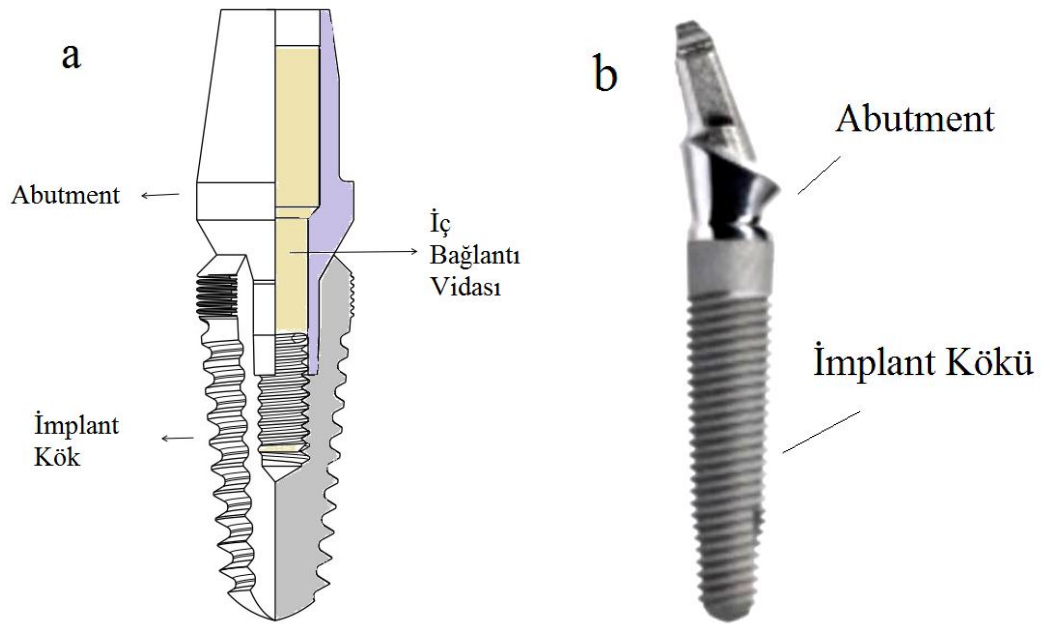


Şekil 2.3. Kemik seviyesine göre implant uygulanması

Mandibulada (Alt çene) bu uygulama implant başarısını arttırsa da maksillada (üst çene) sinüs boşluğu doldurularak yapılan işlemler, anatomiye aykırı yapılan her tedavi gibi ileriki dönemlerde hasta bünyesinde olumsuz sonuçlar doğurabilir. Kısa implant uygulamasında ise gelen kuvvetleri implantın karşılayamaması durumu söz konusudur. Bu problem implant ile kemik arasında güçlü bir tutunma sağlandığı takdirde çözülebilir. İmplant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulması implant başarı oranının arttırdığı bilinmektedir (Lee ve ark., 2005). Bu ise artan yaşlı nüfus, kazalar, doğuştan gelen kemikteki yetersizlikler ve ağzın pek çok bölgesinde anatomik kısıtlamalar nedeniyle yapılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantın tasarlanmasına ve üretilmesine yöneltmiştir (Misch, 2007). Chun ve arkadaşları yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasında maksimum etkin gerilmenin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10 mm'yi geçtiği durumda gerilmedeki azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu tespit etmişlerdir (Chun ve ark., 2002). Van ve ark. yaptıkları prospektif araştırmada 558 implantı izlemişler ve 10 mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığını görmüşlerdir (Van ve ark., 1990). Dünyadaki artan yaşlı nüfusla birlikte, kemik erimesi, kaza ve doğuştan gelen dental implant yapılacak kemiklerdeki yetersizlikler yeni nesil kısa dental İmplantların geliştirilmesini, tasarlanmasını ve üretilmesini gerekli kılmaktadır.

2.8. Monoblok İmplantlar

Dental implant sistemleri kök vida ve abutment olmak üzere çift parçadan oluşmaktadır (Şekil 2.4 a). Ayrıca bu sistemin stabil olmasını sağlayan ve parçaları birbirine bağlayan bir iç vida bulunmaktadır. Çift parçalı implantlar pratikte uygulama kolaylığı sağlamasına rağmen üzerlerine gelen tekrarlı yükler sonucunda mikro hareketliliğe bağlı olarak iç vidada kırılmalar meydana gelmektedir. Dalkız İmplantolojide başarısızlık sebepleri ve çözüm önerileri isimli kitabında implantlarda meydana gelen tüm kırıkların %59'undan mekanik problemlerden kaynaklandığını rapor etmiştir. Bu mekanik problemlerin abutment ya da okluzal vidalarda gevşemeye ve bunun sonunda kırıklara neden olduğu belirtilmiştir (Dalkız, 2013).



Şekil 2.4. a) Çift parçalı dental implant sistemi b) implant kökü ve abutment kısmı yekpare olan monoblok dental implant sistemi (The Zimmer®, Boston, MA, USA)

Şekil 2.4 b’de görüldüğü gibi monoblok implantlar yapı itibarı ile mikro hareketliliğe maruz kalmadıkları gibi aynı çaplı çift parçalı implantlara nazaran daha büyük streslere dayanıklıdır (Çehrelî ve ark., 2003; Hunter ve ark., 2007).

Genellikle mono blok implantlar konjenital diş eksikliklerine baēlı mediodistal yer darlıēı olan olgularda, doēal dişlerin kök mesafelerinin 3 mm den az olduēu durumlar ile ortodontik ankraj ihtiyaçlarını özlemek amacından doēduēu bilinen bir gerçektir (Dalkız, 2009). Ancak ilerleyen yıllarda vertikal kemik seviyesi yetersizliklerinde hastaların ileri cerrahi uygulamalarından kaçınmaları, kemik gmentasyon yöntemlerinin yetersiz kalması ve maliyetleri ciddi olarak arttırması kısa geniş çaplı monoblok implant tasarımlarını gündeme getirmiştir.

3. DENTAL İMPLANT TASARIMINDA BELİRLEYİCİ FAKTÖRLER

3.1. Sistematik Tasarım

Bilimsel ve mühendislik bilgileri belirlenen problem çözümlerine uygulamak ve daha sonra bu çözümleri; teknolojik, malzeme, ekonomik, yasal, çevresel, insan ilişkileri ve etik hususlarda oluşan ihtiyaç ve kısıtlarla optimize etmek mühendislerin görevidir. Aynı zamanda yeni bir ürüne ait fikir, tasarım ve geliştirme süreçleri de mühendislerin görev alanlarına girmektedir. Sistematik açıdan tasarlama kısmen çelişen sınırlayıcılarla verilen amaçları optimize etmektir. İhtiyaçların zamanla değişmesinden dolayı özel bir çözüm sadece özel koşullar kümesi altında optimize edilebilir (Börklü, 2009). Buna göre; implant tasarımında göz önünde bulundurulması gereken bazı önemli noktalar vardır. Bunlardan en önemlileri biyouyumlu malzeme kullanımı, tasarlanan implantın isteklere cevap verecek nitelikte olması, makul üretilebilir bir yapısının bulunmasıdır. Ayrıca diş hekimlerinin zorlanmadan cerrahi müdahalede bulunabileceği, kullanıcıların rahatsız olmayacağı estetiğe ve uzun ömüre sahip olması, tasarlanan ürüne rakipleri karşısında üstünlük ve prestij kazandıracaktır.

3.2. Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen disiplinler arası bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını kapsamaktadır (Cowin, 2001). Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır (Misch, 2007). Dental implantlardan çevre biyolojik dokuya kuvvet iletimi mekanizmasının anlaşılması implant ömrünün belirlenmesinde önemlidir. Mühendislerin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmeleri için biyomekanik kavramları iyi anlamaları gerekmektedir (Cowin, 2001).

3.2.1. Mekanik ile ilgili kavramlar

Gerilim (stres)

Bir cisim üzerine dışardan gelen etkenler (kuvvet, moment, sıcaklık) cismin herhangi bir kesitinde tepki olarak iç kuvvetler meydana getirir. Birim alana isabet eden iç kuvvetlere gerilim denmektedir. Kısaca gerilim birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanabilir sigma sembolü (σ) ile gösterilir (Akkurt, 2012).

$$\sigma = F/A$$

$$\sigma = \text{Gerilme (MPa = N/mm}^2\text{)}$$

$$F = \text{Kuvvet (N)}$$

$$A = \text{Birim alan (mm}^2\text{)}$$

Genellikle çalışmalarda tercih edilen kuvvet birimi Newton (N), stres birimi olarak Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır. Cisme uygulanan kuvvet farklı yönlerden ve farklı açılardan gelebilir. Bu dış kuvvetler cisim içerisinde oldukça karmaşık streslerin oluşmasına sebep olabilir. Bu gerilimler:

Uzama/Çekme tipi gerilimler (Tensile Stress)

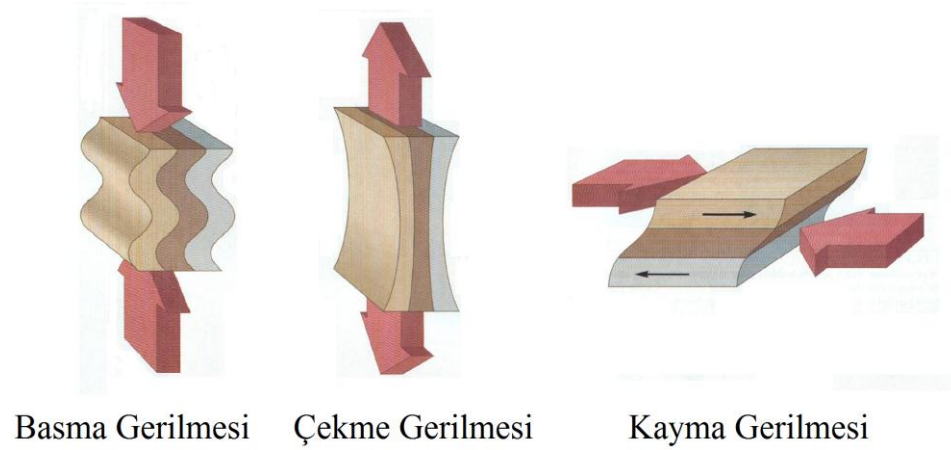
Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Daima uzama /çekme tipi gerilmeyle (tensile strain) ile beraber oluşur.

Sıkıştırma/ Basma tipi gerilimler (Compressive Stres)

Bir cismi sıkıştırmak yada kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı cismin içerisinde oluşan dirençtir. Daima sıkışma tipi gerilmeyle beraber oluşur.

Makaslama/ Kayma tipi gerilimler (Shear Stres)

Bükme hareketine ya da bir cismin diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı oluşan dirence makaslama tipi gerilme denmektedir. Cisimlerin maruz kaldıkları en yıkıcı gerilme tipidir (Akkurt, 2012).



Şekil 3.1. Gerilme türlerinin şematik olarak gösterimi (Jones, 2001)

Herhangi bir cisme tek tip stres uygulamak oldukça zordur. Pratikte daima bir cisim üzerine uygulanan bir tip stres varsa, baskın olmamakla beraber diğer iki tip stres de cisim içerisinde oluşmaktadır. Bunlara kompleks stres denmektedir. Diş hekimliğinde protetik uygulamalarda daha çok kompleks streslerle karşılaşilmektedir (Phillips, 2013).

Gerinim (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet yani oluşan stres sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerinim elastik veya plastik yada her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani gerinim ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinimde ise cisim içerisindeki atomlar geri dönüşümü olmayan bir şekilde yerlerinden oynamıştır (Akkurt, 2012).

$$\text{Strain} = \Delta L / L$$

ΔL = Birim boyutta meydana gelen değişiklik

L = Orijinal uzunluk

Elastisite modülü (E)

Elastisite modülü, malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği Birim kesit alanına sahip bir malzemede (genellikle 1 mm^2) birim

boyu bir kat arttırmak için uygulanması gerekli kuvveti gösterir, young modülü olarak da adlandırılır.

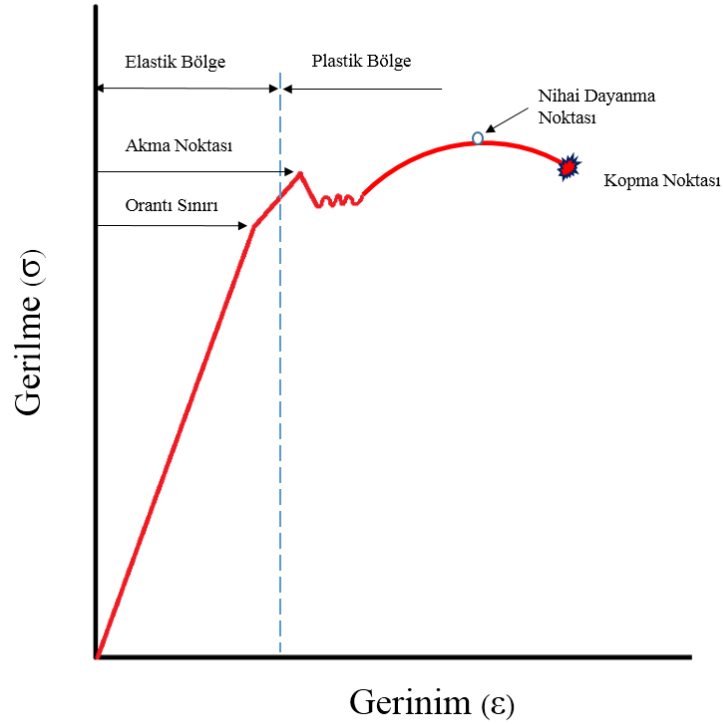
$$E = \sigma / \epsilon$$

E: Elastisite modülü

σ : Normal gerilme

ϵ : Birim uzama-Gerinim

Akma sınırına kadar olan değerler içinde gerilim, gerinim (ϵ) ile doğrusal olarak orantılıdır. her malzemenin kendine özgü elastisite modülü vardır. Bu formül, Hooke tarafından ortaya konmuş olup yüzde uzama miktarının yada gerinimin gerilime oranına adı geçen araştırmacının adından dolayı Hooke kanunu denmiştir (Akkurt, 2012).



Şekil 3.2. Gerilim ve gerinim (yüzdece uzama) arasındaki ilişki

Elastisite modülü cismin sertliği hakkında bilgi verir. Elastisite modülü büyüdükçe cismin sertliği artar, yani moleküller arası çekim kuvveti daha da büyür.

Gerilim-gerinim eğrisinin eğimi bize cismin elastisite modülü hakkında bilgi vermektedir. Eğrinin gerinim vektörü ile yaptığı açı arttıkça cismin sertliği de artmaktadır.

Poisson Oranı (Poisson's ratio- ν)

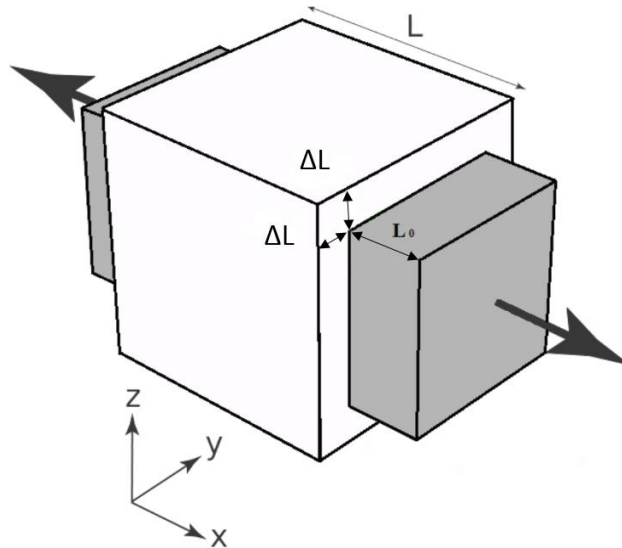
Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı (ν) denir. Şekil 3.3'te görüldüğü gibi Gerdirilen kübik bir malzeme x doğrultusunda boyunun uzamasına karşılık z ve y doğrultusunda enine daralmaktadır. Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisimler, diğer yönde de şekil değişikliği gösterirler. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Kılıçarslan ve ark., 1999).

$$\nu = \Delta L / L_0$$

ν : Poisson Oranı

ΔL : Endeki Birim Uzama

L_0 : Boydaki Birim Uzama



Şekil 3.3. Kübik cisim üzerinde kuvvet altında oluşan boyutsal değişimlerin şematik gösterimi

Lineer Elastik Cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım ancak belli bir sınıra kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul dileyebilir olsa da yumuşak dokularda oldukça küçüktür. İzotropik Cisim Yapısal elamanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumdur. Homojen Cisim, Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000).

İzotropik Cisim

Yapısal elamanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumdur.

Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000).

3.3. Gerilme Analizi Yöntemleri

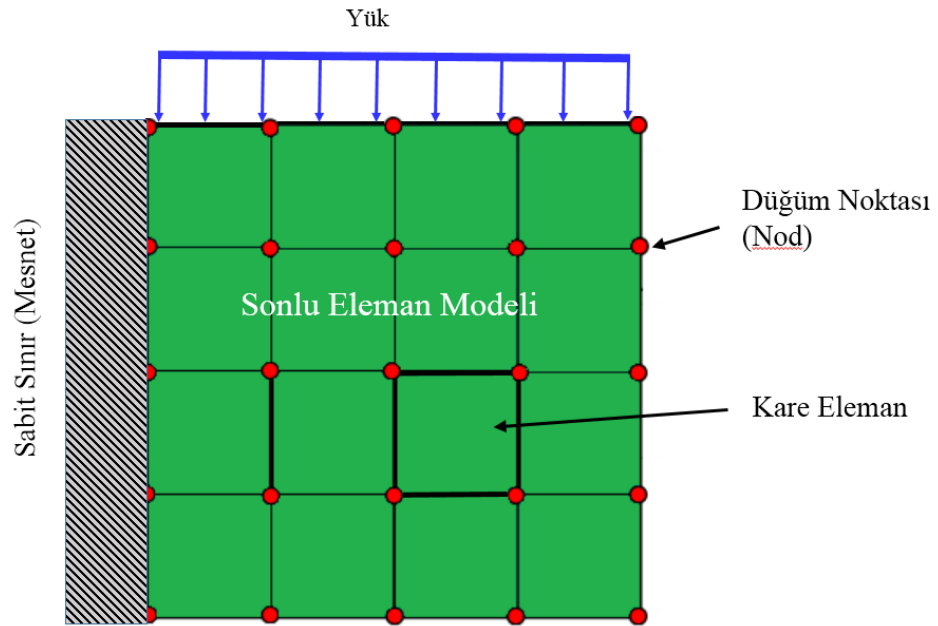
Gerilme dağılımlarının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli gerilme analizlerinden faydalanılmaktadır. Bunlar:

1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Metodu
2. Kırılgan Vernikle (Brittle lacquer) Kaplama Metodu
3. Fotoelastik Gerilme Analizi Metodu
4. Holografik İnterferometre ile Analiz Metodu
5. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi (Akça ve ark., 2002; Karayazgan, 2005).

Sonlu elemanlar analizi günümüzde en fazla kullanılan gerilme analizi yöntemidir.

3.3.1. Sonlu elemanlar analizi

Karmaşık geometrileri içeren problemler için bir analitik çözüm bulabilmek zordur. Bu sebeple, sonlu elemanlar analizi (SEA) gibi sayısal metotların kullanılması oldukça yararlıdır. SEA, karmaşık yapı ve zor mekanik problemleri küçük bölümlere bölerek ve bu küçük bölümleri bir takım şekillere çevirerek çözmeye çalışan bir metottur. Dental implant ve kemik sistemi içindeki dokular aşırı derecede karmaşık bir geometriye sahip olduklarından, SEA yöntemi bunları analiz ederken kullanılabilecek en uygun araç olarak görülmektedir. SEA’de bütün hacmi elemanlara bölmek için bir ağı ihtiyacı vardır. Elemanlar, elemanları birbirlerine bağlayan düğümler ve sınır koşullarının belirlenmesi gibi parametreler (Şekil 3.4), bir problemin sonlu elemanlar analizi ile çözülmesinde ilk aşamayı oluşturan bileşenlerdir (De Tolla ve ark., 2000).



Şekil 3.4. Sonlu elemanlar modeli ve bileşenlerinin şematik gösterimi

Dental implantların mekanik davranışının modellenmesindeki en büyük zorluk, kemik dokunun ve bu dokunun mekanik kuvvetlere tepkisinin tam anlamıyla modellenememesidir. Kemiğin mekanik özelliğinin karmaşıklığı ve implant sistemleri ile ilişkisi, araştırmacıları farklı arayışlara itmiştir.

Günümüzde SEA yönteminde daha doğru sonuçlar elde edebilmek için manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (CT) gibi görüntüleme yöntemlerinden elde edilen veriler CAD data olarak kullanıp gerçeğe daha yakın modeller elde edilmektedir (Okumura ve ark., 2011; Marcián ve ark., 2014).

3.4. Dental İmplant Dizaynı İçin Bilimsel Esaslar

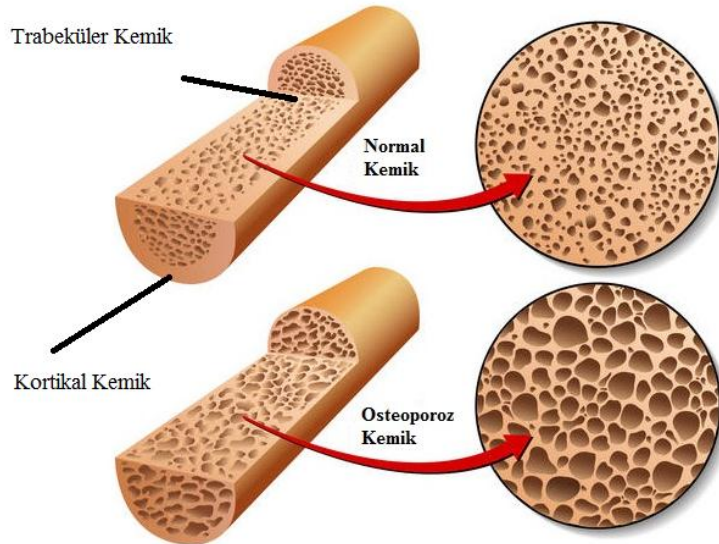
Dental implantlar çevre biyolojik dokulara yükleri transfer etmek için işlev görürler. Bu nedenle öncelikli işlevsel tasarımın amacı, implant destekli protez fonksiyonunu en iyi şekilde kullanmak için biyomekanik yükleri yönetebilmesidir. Biyomekanik yük yönetilmesi; uygulanan kuvvete ve yükün dağıtıldığı fonksiyonel yüzey alanına göre değişir. Günümüzde 90'dan fazla dental implant gövde tasarımı bulunmaktadır. Tasarım yapılırken implantın izole parçalarına (implant-abutment bağlantısı, tüm yüzey alanı) odaklanmaktan çok tüm sistem yaklaşımlarını (tedavi planlaması vb.) göz önünde bulundurmak yararlıdır (Misch ve Bidez, 2005).

3.5. İmplant Dizaynının Biyomühendisliği

Canlı kemik, üzerine gelen bölgesel yüklere ve sistemli değişikliklere cevap veren bir organdır. Kemik dokunun mekanik uyarılar ile kurguladığı ilişkiler 1892'de Wolff tarafından gözlenmiştir. Bu çalışmaların sonucunda “kemiğin şekilsel ve fonksiyonel her değişikliği veya kemiğin fonksiyonu matematiksel kurallarla uyumlu olarak iç ve dış yapı değişikliklerini takip eder” hipotezi ortaya çıkarmıştır (Currey, 1984). Bu nedenle kemikte meydana gelen gerilme değişikliklerinde, kemik sadece hacimsel olarak değil aynı zamanda kalan kemiğin içyapısına ait özellikler de değişir. Kemik histolojik olarak lamelli kemik, örgülü kemik, bileşik kemik ve demet kemik olarak tanımlanır. Bu kemik tiplerinin ilk üçü sıklıkla osteointegre dental implantların yakınında bulunur. Bileşik kemik, lamelli ve örgülü kemiğin birleşimidir, kortikal kemiğin kemikiçi ve periostal yüzeylerinde şekillenir. Lamelli kemik en iyi organize olan, yüksek mineralize ve en güçlü kemik tipidir, yük koruyucu kemik olarak bilinir ve implantın yakınında en çok istenen kemiktir. Örgülü kemik gelişmemiş kemik olarak bilinir çünkü organize değildir, daha az

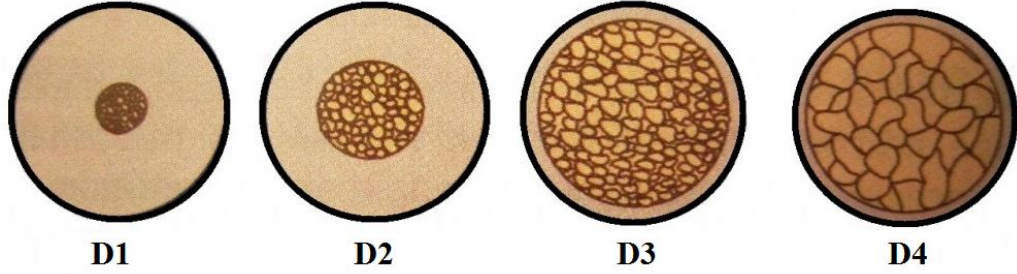
mineralizedir ve diğer tiplerden daha az dayanıklıdır. Bu histolojik terimler kortikal ve trabeküler kemiğin makroskopik tiplerini tanımlamak için kullanılır (Robert ve ark., 1984).

İmplant çevresindeki kemiğin davranışını çözebilmek için ağız içi implantların biyomekaniğini bilmek gereklidir. Bazı araştırmacılar, kortikal kemikte maksimum stres konsantrasyonları oluştuğunda, bunun implant ile kemiğin temas ettiği yüzeylerde biriktiğini bildirmişlerdir. Trabeküler kemikte maksimum stres konsantrasyonu implantın apeksi (taban kısmı) etrafında olduğu saptanmıştır (Gül, 2009).



Şekil 3.5. Normal ve osteoporoz yapıya sahip kemiklerin gösterimi

Şekil 3.5'te görüldüğü üzere kemikler yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere iki tiptir. Kompakt kemiği kaplayan periostta kollagen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Osteoblast ve osteoklastlar kemiğin yeniden şekillendirilmesinde, rezorpsiyon ve apozisyonunda görev alırlar. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler veya spongioz kemik gözenekli bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre daha az yoğun ve daha az serttir (Tunalı, 2000).



Şekil 3.6. L.Zarb a göre kemik tipleri

Şekil 3.6’de Lekholm ve Zarb’ın yaptığı kemik kalitesinin sınıflaması görülmektedir (Lekholm ve Zarb, 1985).

Araştırmacılar kemiği 4 ayrı gruba ayırmış, yapısal ve işlevsel olarak tanımlamışlardır.

D1 Kemik; kortikal tabakası kalın ve yoğun, porozitesi düşük ve çok az miktarda spongioz tabakaya sahip olan kemik tipidir. En çok, mental foramenler arası atrofik mandibula da görülür. Mineralizasyon kabiliyeti yüksek olan bu tip kemik, kısa bir iyileşme zamanına sahip olması, ilk fiksasyonun kolay sağlanması ve yüklere karşı dayanıklılığı gibi avantajlara sahiptir. Ancak kemik içi kan dolaşımının az olması, operasyon sırasında aşırı ısınma ihtimali, gecikmiş kemik implant ara yüz formasyonu gibi dezavantajları vardır.

D2 Kemik; kortikal tabakası kalın ve yoğun, poröz ve trabeküler yapısı zayıf bir spongioz tabakadan oluşmaktadır. Genellikle alveoler prosesler atrofiye olmuşsa, mandibulanın anterioru, eğer olmamışsa maksillanın anterioru ve mandibulanın posteriorunda lokalizedir. İmplantın ilk fiksasyonunun fazla olması, kan dolaşımının daha iyi olması gibi avantajları vardır.

D3 Kemik; kortikal tabakası ince ve fragil, spongioz tabakası kalın ve meralizasyonu azdır. Genellikle mandibula ve maksillanın posteriorunda bulunur. Fiziksel direnci düşük bir kemik tipidir.

D4 Kemik; çok ince kortikal tabaka ile mineralizasyonun az olduğu bir spongioz tabakadan oluşur. Tüber bölgelerde ve yaşlı bireylerde sık görülür (Misch ve Bidez, 2005).

3.6. Biyomateryal Seçimindeki Kriterler

Birçok biyouyumlu materyal, dental implantların maruz kaldığı parafonksiyonel yüklere karşı koyamaz. Silikon, hidroksilapatit ve karbon gibi materyaller biyolojik dokularla uyumlu olmalarına rağmen, ilk implant biyomateryali olarak kullanıldığında dayanıklılıkları çok düşüktür. Güncel uygulamalarda bu materyaller, daha güçlü altyapı materyallerine uygulanan kaplama olarak düşünülür. Titanyum ve titanyum alaşımları dental ve ortopedik uygulamalarda uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılır. Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyouyumluluğu onaylanmıştır. TiO_2 tabakası ile materyal canlı dokular uyumludur. Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımı, en iyi mekanik ve fizyolojik özellikleri, korozyon direnci ve tüm metalik biyomateryallerin genel biyouyumluluğunu gösterir. Ticari saf titanyum ile karşılaştırıldığında titanyum alaşımların ilk avantajı dayanıklılığıdır. Titanyum alaşımların mekanik özellikleri, ticari saf titanyumdan çok yüksektir (Çizelge 2.2). Bu nedenle ticari saf titanyum dereceleri ve alaşımları arasında önemli dayanıklılık farklılığı olmasına rağmen, tüm bu materyaller için elastik modülü yüksektir. Titanyum alaşımı, biyomekanik dayanıklılık, biyouyumluluk ve kemik-implant arayüzünde elastiklik modülü uyumu bakımından en iyi çözümü sunar (Misch ve Bidez, 2005).

3.7. Dental İmplantlarda Ömür Tayini

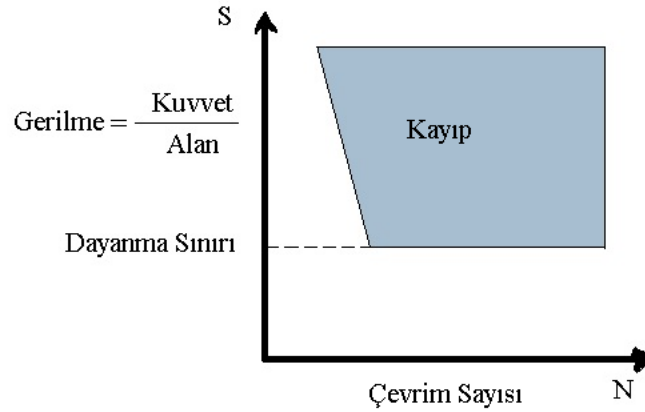
Yorulmaya bağlı kırılmalar dinamik tekrarlı yükler sonucu meydana gelmektedir. Dental implantlarda yorulmaya bağlı kırılmalar genellikle malzemenin mekanik özelliklerine, implant geometrisine, çevrim sayısına, kuvvetin büyüklüğü ve yönüne bağlıdır. İmplantlar aşırı yüklere maruz kaldıklarında, kırılmadan önce çok az çevrime karşı mukavemet edebilirler ancak düşük yük değerlerinde ise sonsuz sayıda çevrime dayanabilirler. İmplant malzemesinin belirsiz olarak yüklenebildiği gerilme

derecesinin üstü, onun dayanabilme limiti yani ömür değeri olarak tayin edilir. İmplant gövdelerin de yorulmaya bağlı kırılmalar nadiren aksiyal basma ve çekme yüklerinden meydana gelmektedir. Çoğu zaman lateral yükler sonucu oluşan kayma gerilmeleri implantlarda kırılmalara neden olmaktadır (Morgan ve ark., 1993).

Yorulmaya bağlı kırıklar implant gövdesinin kalınlığına bağlı olarak değişmektedir. Gerilme değeri malzemenin alanına göre değişkenlik göstermektedir. Yüzey alanı diğerinden 2 kat fazla olan malzeme yaklaşık olarak 16 kat daha güçlüdür. Bu ilişki 4. dereceden bir bağıntıya sahiptir (Boggan ve ark., 1999).

3.7.1. Yorulma testi

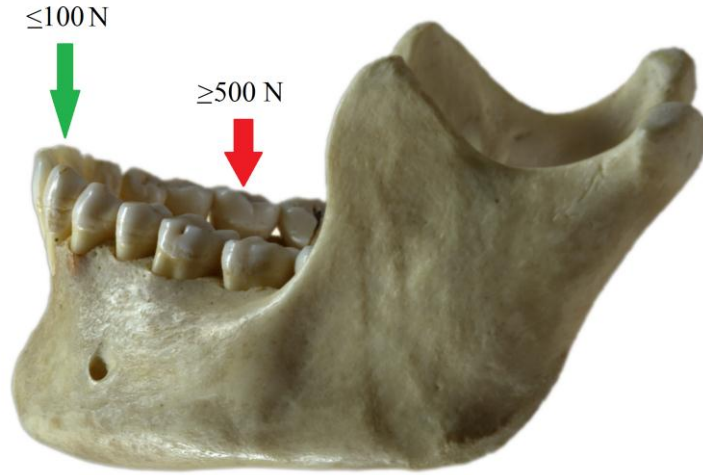
Dental implantların çene kemiklerine monte edildikten sonra yük altında kırılmadan ne kadar süre çalışabilecekleri bir dizi test sonucu hesaplanmaktadır. Bu testler yorulma testi olarak adlandırılmaktadır. Yorulma testleri ISO 14801 kodu ile tespit edilmiştir. Bu testler sonucunda test edilen ürünün en fazla çevrim süresine göre dayanabileceği maksimum yük değeri tespit edilmektedir. Kemik içi diş implantlarının dinamik yorulma testi için mevcut olan ISO 14801 standardı, bu tür tıbbi cihazların yorulma dayanımı ve davranışının belirlenmesine yönelik bir yöntem belirtmektedir. Dental implantların yorulma davranışları grafiksel olarak bir S-N eğrisi ile gösterilmektedir (Şekil 3.7). İmplant, yüksek gerilmelere maruz kaldığında kırık olmadan önce sadece birkaç yüklenme çevrimini tolere edebilir. Alternatif olarak düşük stres derecelerinde sonsuz sayıda yük çevrimlerinde çalışabilir. İmplantın dayanabildiği gerilme derecesinin üstü onun dayanabilir limiti olarak tanımlanır (ISO, 2007).



Şekil 3.7. Dental implantların yorulma davranışları S-N grafiği

3.8. Dental İmplantlara Uygulanan Kuvvetlerin Karakteri

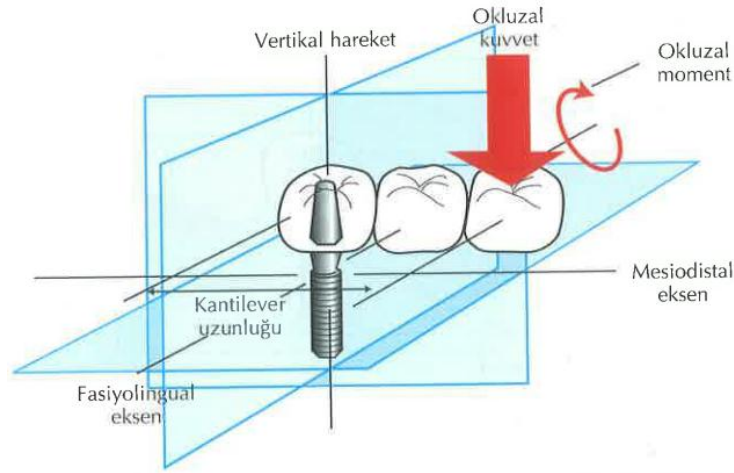
Dental implantlar çiğneme sırasında karmaşık kuvvetlere maruz kalırlar. Kemik implant ara yüzeyinde oluşabilecek üç ana kuvvet vardır. Bunlar; oklüzal (basma, çekme) lateral ve kayma tipi kuvvetlerdir (Şekil 3.1). Kemik daha çok basma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az kayma tipi kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır (Mish, 2007). Bu nedenle implant tasarımında kayma ve çekme tipi gerilmeleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar tasarlanmalı ve üretilmelidir. Fonksiyonel implant tasarımının amacı implanta gelen kuvvetleri en iyi şekilde dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır. İmplantlardan kemik dokuya kuvvet iletimi; Yükleme tipi ve şiddeti, implant ve protezin materyal özellikleri, implant geometrisi, implant yüzey özellikleri, implant-kemik ara yüzeyi, çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır (Cochran, 2000).



Şekil 3.8. Çene kemiğinde farklı bölgelere gelen ısırma kuvvetleri (Misch, 2005; Maxwell, 2015).

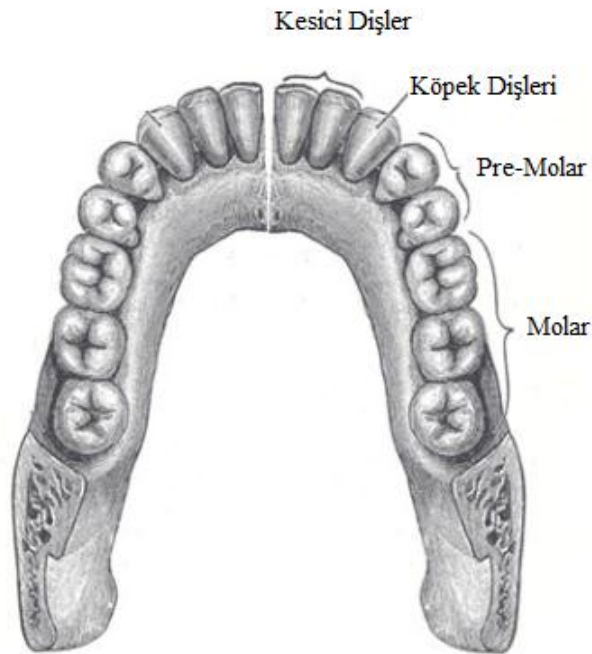
3.8.1. Kuvvet yönü ve büyüklüğü

Mandibula ve maksilla anatomisi, implantların uzun aksları boyunca yüklenmesi amacıyla cerrahi olarak kök formu implantların yerleştirilmesi için önemli kısıtlamalara sahiptir. Uzun süre dişsizliğe bağlı oluşan kemik kayıpları normalde kullanılabilecek alanı azaltarak işlemi daha da zorlaştırmaktadır. Oklüzal yönden gelen (Şekil 3.9) baskı ve gerilme kuvvetleri implantın uzun aksı boyunca yüklendiğinde kemik en güçlü durumdadır. 30 derece yükleme kemiğin basma dayanıklılığını %11 azaltırken, gerilme dayanıklılığını %25 azaltır. Hassas alveol kemik bölgesine etki eden kuvvetin açısı arttıkça implant çevresinde oluşan gerilme de artar. Bu nedenle tüm implant dizaynları oklüzal düzleme dik yerleştirilecek şekilde planlanır. Bu şekilde yapılan yerleştirme, gelen kuvvetlerin implantın aksiyal yüzey boyunca iletilmesini sağlar ve kemiğe gelen gerilmeyi azaltır. Bu planlama yapılarak implant ta oluşabilecek kırıkları azaltmak amaçlanır.



Şekil 3.9. İmplantta etki eden kuvvet yönleri ve bileşenleri (Misch, 1999)

Dental implantların ağız içerisinde üzerlerine gelen yükler karşısında devamlılıklarını koruyabilmeleri için farklı tasarımlar yapılmaktadır. İmplant üzerine gelen ısırma kuvvetleri bulundukları anatomik bölgeye göre değişiklik gösterebilmektedir. Yapılan çalışmalarda ısırma kuvvetlerinin 42 ile 1245 N arasında değiştiği rapor edilmiştir. Isırma kuvvetleri kesici bölgelerde az, molar bölgelerde en fazladır (Brunski, 1988).



Şekil 3.10. Daimi dişler şematik gösterimi (Gray, 1918)

Çizelge 3.1. Dişlere gelen maksimum ısırma kuvvetleri

<i>Ref.</i>	<i>Yaş</i>	<i>Kesici</i>	<i>Kanin</i>	<i>Premolar</i>	<i>Molar</i>	<i>Açıklama</i>
<i>Braun ve ark., 1995</i>	26 - 41	-	-	-	710 N	Premolar ve molar arasında erkeklerde 789 N
<i>Van, 1991</i>	31 ± 4	-	323-485 N	424-583 N	475-749 N	İkinci Premolar ve ikinci molar, sağ ve sol (sadece erkek)
<i>Dean ve ark.,1992</i>	Yetişkin	150	-	-	450	
<i>Bakke ve ark.,1990</i>	21 - 30	-	-	-	572	
<i>Braun ve ark.,1996</i>	18 - 20	-	-	-	176	

3.8.2. İmplant makrogeometrisi

İmplant makro tasarımının veya şeklinin, implant ve kemik etkileşiminde önemli yeri vardır. Yük transfer edildiğinde stres yükselticileri gibi davranan kret, dişler veya yiv ucu gibi implant yüzeyinin çıkıntılı elemanları üzerinde büyüyen kemik yoğunlaşarak sertleşir. İmplant şekli, stres transferi için mevcut olan yüzey alanını belirler ve implantın başlangıç stabilitesini yönetir. İmplantların sonlu eleman analiz çalışmaları, implant şekline göre değişen kemik stres dağılımlarını ve büyüklüğünü gösterebilirler. Pürüzsüz, silindirik implantlar cerrahi yerleşimde rahatlık sağlar; fakat kemik-implant arayüzü önemli miktarda daha büyük makaslama durumlarına maruz kalır. Ters olarak pürüzsüz, konik implant, sıkıştırma yük bileşenlerinin kemik-implant ara yüzüne dağıtılması için konikliğinin derecesine bağlı olarak izin verir. Daha geniş koniklikte, daha fazla sıkıştırma yük bileşenleri ara yüzeye dağıtılır. Fakat koniklik miktarı 30 dereceden fazla olmamalıdır. İmplant gövde

uzunluğu başlangıç iyileşmesi için gereken fiksasyon ile azalır. Pürüzsüz implantların daha fazla konikliğine ek olarak, pürüzsüz yüzeyli implantın konikliği arttıkça, implant gövdesinin yüzey alanı azalmaktadır (Rieger, 1989).

Dairesel kesit alanlı yivli implantlar, cerrahi yerleşimin rahatlığını sağlar ve kemik-implant ara yüzüne baskı yüklerini iletmek için daha fazla fonksiyonel yüzey alanına izin verir. Ayrıca yivli implantlar, iyileşme sırasında mikro hareketleri engellemek için kolaylıkla rijit bir şekilde bağlanır. Pürüzsüz silindirler, kemiğe yük transferi için kaplama veya mikro yapıya göre değişir. Bu yüzey tedavisi, fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için ayrıca vida tasarımına uygulanabilir (Misch, 2005).

Silindir implantın aksine, konik yivli implantlar, fonksiyonel yüzey alanı avantajı sunmazlar. Yiv şekli baskı ve gerilme yüklerini taşır. Konik yivli, düz yivli implanta göre daha az yüzey alanına sahiptir. Konik yivli implant, ideal protetik konumunda yerleştirildiğinde yivsiz olamaz. İmplant çapının azalmaya devam etmesi nedeniyle konik yivli implantlarda yiv derinliği daha azdır. Diş kökleri apekse doğru incelse de, yivli implant daha az avantaja ve diş kökü tasarımına göre birçok dezavantaja sahiptir (Misch, 2005).

3.8.3. İmplantın boyutlandırılması

Kemik içi implantın 50 yılı aşkın hikâyesinde, implantlar kademeli olarak genişlemişlerdir. 1960'lar ve 1970'ler de Scialom'un pin implantları 2 mm daha az genişliktedir. Bränemark implantları ilk kez implant gövdelerini 3.75 mm olarak sunmuştu. Günümüzde dental implantlar genellikle implant genişliğinin artmasının, okluzyon kuvvetlerin dağılabileceği alanı yeterli derecede arttıracığı bilimsel prensipini yansıtmaktadır. Ek olarak daha geniş kök formulu tasarımlar çevresel kemik temasının artması nedeniyle, aynı dizayndaki daha dar implantlardan daha geniş kemik temas alanı sağlarlar. Ayrıca streslerin kret tepesinde yoğunlaşması nedeniyle, bir kere başlangıç fiksasyonu ve tork direnci için minimum yükseklik elde edildiğinde genişlik yükseklikten daha önemli gözükür. Kök formulu implantların dairesel kesit alanı için abutment platformun yük taşıyan alanı, kare çapın

fonksiyonu gibi artar. 4 mm kök formu implant, 3 mm kök formu implanttan %33 daha geniş yüzey alanına sahiptir. İmplant genişliğinin büyüklüğü daha çok doğal dişin çıkış profiline benzer. Çünkü dişlerin çoğu 6-12 mm genişliktedir (Lum, 1991).

Klinik olarak istenen benzer boyutlarda implant uygulamaktır. Fakat titanyum implantlar, doğal dişlerden 5-10 kez daha rijittir. Materyalin rijitliği sadece materyalin doğal elastik modülü (camsı karbon ile alüminyum oksit) ile ilgili değil aynı zamanda materyalin fiziksel boyutu (bükülme kırılma direnci) ile de ilgilidir. İmplantların 6-12 mm'ye artan genişliği, çapın dördüncü kuvvetine artması ile ilişkili olarak implantın bükülme direncini etkiler. Bunun gibi stres koruması daha çok meydana gelebilir (Lum ve Osier, 1992).

3.8.4. İmplant uzunluğu

İmplant uzunluğu arttıkça, temas eden yüzey alanı da artar. İdeal olan mümkün olduğu kadar uzun implant ve tercihe göre karşıt kortikal tabakaya yerleştirmektir. Bu görüş gözden geçirildiğinde, birçok zorlukların olduğu görülmüştür. Karşıt kortikal tabaka öncelikle ağızın anterior bölgesinde tutulmuştur. Anterior bölgede ısırma kuvvetleri daha azdır ve kemik yoğunluğu daha büyüktür. Varolamayan (maksilla) veya anatomik yapılar (mandibulada nörovasküler kanal) olması nedeniyle, posterior bölge karşıt kortikal tabaka ile bağlanamaz (Misch ve Bidez, 2005). Anterior biyouyumlu hariç D1 kemik, nadiren klinik olarak gözlemlenmiştir. D1 kemik ağızdaki en güçlü ve en yoğun kemiktir. Kemiğin dayanıklılığı ve kemik-implant arası yakın temas, lateral yüklemeye direnç sağlar. Bikortikal stabilizasyon, uzun biyouyumlu sıklıkla bahseden gerekçe basitçe D1 kemikte gereksizdir, çünkü zaten homojen kortikal kemiktir. Anterior mandibulada bulunan D2 veya D3 kemikteki uzun implant, pratisyen için cerrahi riskin artmasına neden olabilir. Kemiğin fazla ısınması, cerrahi başarısızlığın birinci nedenidir. Karşıt kortikal tabaka ile bağlanmak ve daha uzun osteotomi hazırlamak, kemiğin aşırı ısınmasına neden olabilir.

Genelde kısa implantların kullanımı tavsiye edilmez, çünkü kemiğin korunması için okluzal kuvvetlerin geniş implant alanlarına yayılması gerektiğine inanılır. Klinik çalışmalarda kısa implantların daha az başarılı oldukları gözlemlenmiştir.

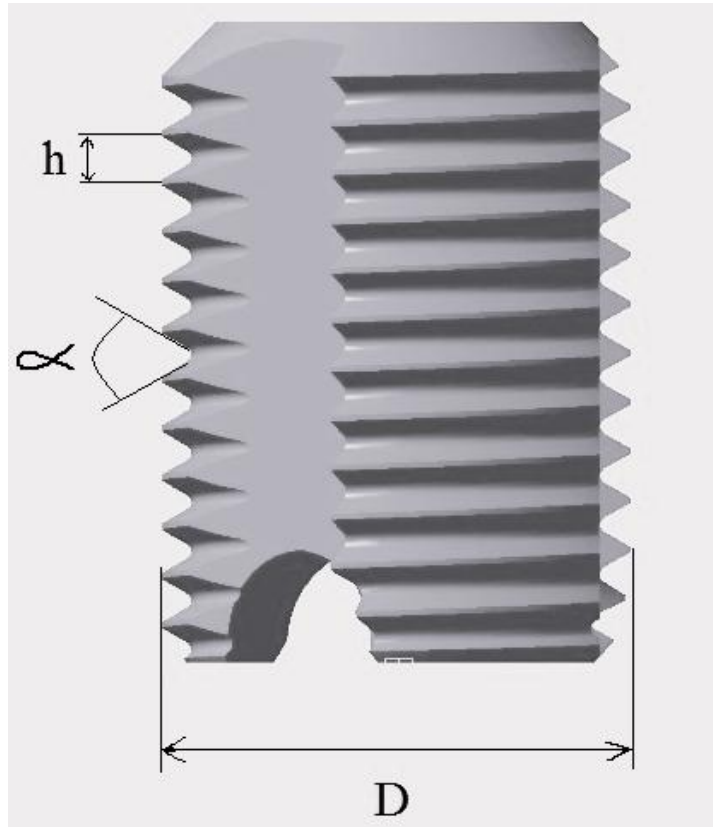
Diğer çalışma, implant çapı ve uzunluğunun implant başarı oranı üzerindeki etkisini karşılaştırır. Daha kısa ve küçük çaplı implantlar, daha uzun ve geniş çaplı implantlara göre daha düşük başarı oranına sahiptir. Uzun implantlar, lateral yük altında daha büyük stabilite sağlamak için önerilirler. Fakat artan uzunluğun, gerçek boyutun dışına çıktığı zaman kuvvet transferini orantılı olarak azaltamayacağı görülmüştür. Sonlu eleman analizi, aşırı yük altında fonksiyonel yüzey alanına ait implant uzunluğunun etkisini araştırmak için kullanılır. Her implant 10 mm uzunluk kemik seviyesinin üzerindedir ve üstten 50 N lateral kuvvet uygulanır. Bu yükleme için maksimum stres oranı, gömülen uzunluğun oranına karşı çizilmiştir. En yoğun stresler 5 mm uzunluğundaki implant modelde tamamen dağılmaz, implantın apeksinde maksimum stresin hala %30'u bulunmaktadır. Bu nedenle 5 mm implant model, lateral kuvvetlere karşı yeterli uzunlukta değildir. Maksimum stresin %80'i, 10 mm implant modelde gömülen uzunluğun %95'inde dağılmıştır. 15 mm ve 20 mm için, maksimum stresin %80'i gömülen uzunluğun %90'ında dağılmıştır. 30 mm için maksimum stresin %80'i gömülen uzunluğun %70'inde dağılmıştır. Tüm implant uzunluklarında stres krestal bölgede yoğunlaşmıştır. En yüksek stresler, implant uzunluğundan bağımsız olarak krestal kemik bölgesinde gözlemlenir. Bu biyomekanik analiz, daha uzun implantların gerekli olmadığını destekler. Onun yerine genişlik ve tasarıma göre, her kemik yoğunluğu için minimum implant uzunluğu mevcuttur. Daha yumuşak kemik, daha uzun implantı önerir.

Doğal diş kökleri anteriordan posteriora ilerlemez. Başka deyişle molar kökleri (kuvvetin büyük olduğu yer) kesicilerden (ısıрма kuvvetinin daha az olduğu) daha uzun değildir. Onun yerine özellikle molar bölgede çap değişir. İmplant uzunluğu ve genişliğine bağlı olarak diş, ideal implant tedavi planlamasının biyomekanik karşılaştırmasını barındırabilir. Molarlarda genişlik artışına ek olarak, diş şekil değiştirir. Bu nedenle bir köke göre, iki veya üç kök kullanılır. Aynı şekilde sadece molar implantların genişliği artmamalı aynı zamanda tasarımı da değişmelidir.

Konvansiyonel implant üreticileri geniş çaplı implantlarda tasarımı değıştirmeıler. Sonuç olarak standart 4 mm çaplı implant ile karşılaştırıldığında (örneğin Nobel Biocare, Paragon/Zimmer, SteriOss, LifeCore) implant yüzey alanı %15-25 artar. Fakat geniş çaplı implant seçildiğinde ve yiv tasarımı modifiye edildiğinde, yüzey alanında %200 artış görölmektedir (Himmlova ve ark., 2004).

3.8.5. Yiv geometrisi

Yivler, başlangıç temasını maksimuma çıkarmak, yüzey alanını geliştirmek ve kemik-implant ara yüzeyinde stres dağılımını kolaylaştırmak için tasarlanırlar (İvanoff ve ark., 1999). İmplantın birim uzunluğu başına düşen fonksiyonel yüzey alanı, yiv eğimi, yiv şekli ve yiv derinliği olan 3 yiv geometri parametresini değıştirerek modifiye edilebilir.



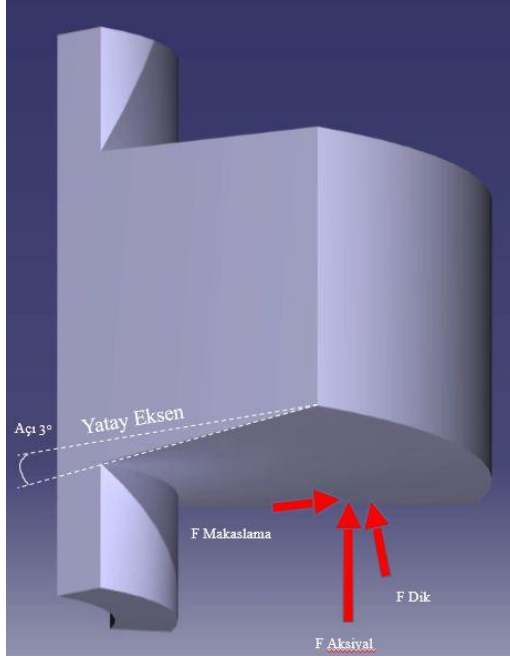
Şekil 3.11. Yiv adımı (h), yiv açısı(α) ve implant çapı (D)

Yiv aralığı ya da yiv adımı (h) komşu yiv formları arasında akslara paralel ölçülen mesafe veya aynı aksiyel düzlemde ve aksın aynı yüzünde uzunluk başına yiv sayısı olarak tanımlanır. İmplant çapı ya da teknik terim ile söylenecek olursa diş üstü çapı (D) ile gösterilir. Daha küçük yivler, verilen üye uzunluğu için implant gövdesinde daha çok yivler ve bu nedenle implant gövdesi uzunluğu başına daha fazla yüzey alanı demektir. Diğer bir deyişle, yivler arasında mesafenin azalması, uzunluk başına yiv sayısını arttırır.

Günümüzde implant dizaynları farklı yiv eğimlerine sahiptir. Örneğin yivler arasındaki mesafe Strauman implantları için 1.5 mm, SteriOss için 0.8 mm, Nobel Biocare- Zimmer ve LifeCore için 0.6 mm ve BioHorizons dental implantları için 0.4 mm'dir. Bunun gibi bu implantların her biri, uzunluk başına farklı yiv sayıları içerir; en fazla yiv sayısı BioHorizons için, en az yiv sayısı Strauman içindir. Eğer tüm faktörler aynıysa, en fazla yiv sayısı en fazla yüzey alanı demektir (Misch ve Bidez, 2005).

Cerrahi yerleştirmenin kolaylığı ayrıca yiv sayısı ile ilişkilidir. Daha az yivli implantlar daha kolay yerleştirilir. Eğer daha az yivler güçlü kemikte kullanılırsa, implantın kolay yerleştirilmesi sağlanır. Yivli implantların yerleşimi için sert kemiği hazırlamak daha zordur (Kohn, 1992). Yiv şekli, yiv geometrisinin diğer önemli özelliğidir. Önceden açıklandığı gibi dental implantlarda yiv şekilleri dörtgen, V şekli ve destek şekli içerir. Geleneksel mühendislik uygulamalarında, V yiv şekli 'fixture' olarak adlandırılır ve öncelikle yük transferi için değil metal parçaları birlikte sabitlemek için kullanılır. Destek yiv şekli ilave yükler için tasarlanmıştır. Dental implant uygulamaları okluzal, intrüsv yük yönleri altında uzun dönem fonksiyon için uygun yiv şeklini belirler. Dörtgen yiv, intrüsv baskı yük dağılımı için en uygun yüzey alanını sağlar. Makaslama kuvveti kemik için en zararlısıdır. V yiv yüzeyi üzerindeki makaslama kuvveti, dörtgen yiv üzerindeki makaslama kuvvetinden 10 kez daha büyüktür (Şekil 3.11, Şekil 3.12). Destek yiv dizayn uzunluğu başına makaslama komponenti, okluzal yüke maruz kaldığında V şekli yiv ile benzerdir. Yiv-kemik ara yüzündeki makaslama yükünün azalması, özellikle D3

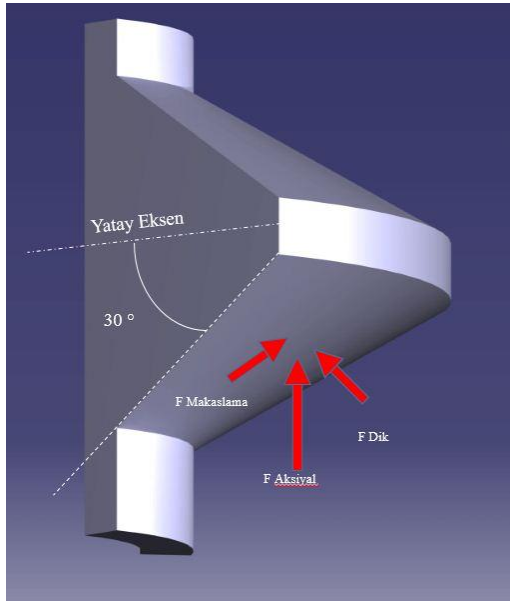
ve D4 kemik için önemli olan daha fazla sıkıştırma yük transferine neden olur (Nalluri, 1997).



$$F_{\text{Makaslama}} = F_{\text{Aksiyal}} \times \sin 3^\circ$$

$$F_{\text{Makaslama}} = F_{\text{Aksiyal}} \times (0.05)$$

Şekil 3.12. Makaslama kuvvetinin kare yivlere etkisi

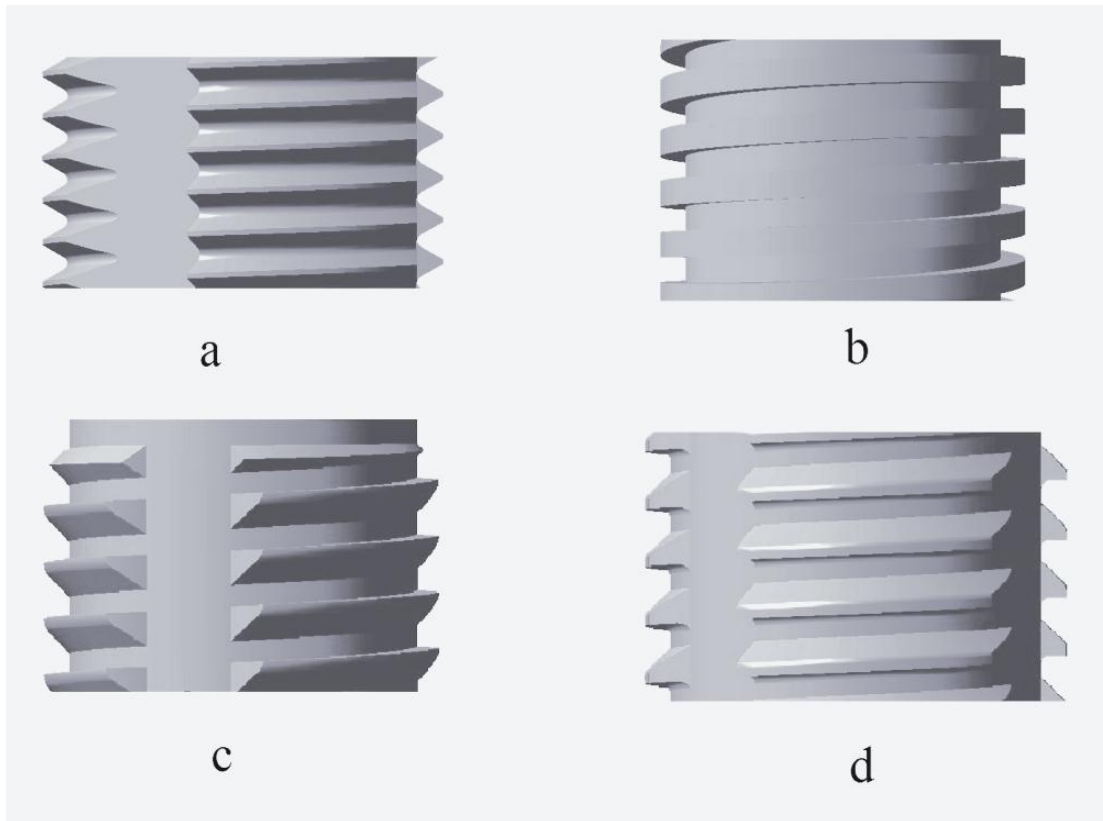


$$F_{\text{Makaslama}} = F_{\text{Aksiyal}} \times \sin 30^\circ$$

$$F_{\text{Makaslama}} = F_{\text{Aksiyal}} \times (0.5)$$

Şekil 3.13. Makaslama kuvvetinin üçgen yivlere etkisi

Kim ve ark. yaptıkları çalışmada V, Ters destek ve Dörtgen şeklindeki yivler için üç boyutlu sonlu eleman analiziyle farklı yiv şekilli aynı sayıda ve derinlikteki yivli implantları değerlendirmiştir. V şekli ve ters destek yivler benzer değerlere sahiptir. Dörtgen yivde sıkıştırma stresi ve daha önemlisi makaslama kuvveti daha azdır. Üç yiv şeklinin hayvan çalışmaları (V şekli, ters destek ve dörtgen) uygulanmıştır. Tüm üç implant tasarımı aynı yiv sayısı ve derinliğine sahiptir. Dörtgen şeklindeki yiv başlangıç iyileşmesinden sonra daha yüksek geri tork değerleri gösterirken, V şekli ve geri destek yivlerin tork değerleri benzerdir. Literatürde dörtgen yiv tasarımının, maksilla ve mandibulada benzer başarı oranları sağladığı belirtilmiştir. Bu nedenle yiv şekli fonksiyonel yükleri değiştirebilir ve kemiğe iletilen yükün şeklini etkileyebilir (Kim ve ark., 2001).



Şekil 3.14 Farklı yiv geometrileri (a-üçgen vida, b- kare vida, c- ters payanda ve d- payanda)

Yiv derinliği, büyük ve küçük çaplı yivler arasındaki mesafeyi belirtir. Konvansiyonel implantlar, implantın uzunluğu boyunca uniform yiv derinliği

sağlarlar. Tüm faktörler eşitse, daha fazla yiv derinliği daha fazla implant yüzey alanı demektir. Farklı üreticilerin farklı yiv derinlikleri vardır. Çoğu vida tipi implantlarda kullanılan düzgün küçük çap, implant uzunluğu boyunca uniform kesit alanlara neden olur. Konik implantlar sıklıkla benzer küçük çapa sahiptir, fakat dış çap azalması durumunda yiv derinliği de azalır ve sonuç olarak daha az yüzey alanı kalmaktadır. Yüzey alanı kısa implantlarda daha önemlidir. Uygulanan yüklere karşı koymak için yüzey alanını arttırabilen farklı yüzey kaplamaları veya tedavileri bu tasarımların her birine uygulanabilir (Frost, 1986).

4. DENTAL İMPLANT ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Endüstriyel imalat en genel anlamıyla, hammaddeyi faydalı ürüne dönüştürme süreci olarak tanımlanabilir. Bu süreç iyi bir tasarım, uygun hammadde kullanımı ve doğru üretim teknikleri ile başarıya ulaşılabilir. Endüstride imal edilmek istenen bir ürün için kullanım alanı, fiziksel yapısı ve çalışma koşulları gibi birçok etkene bağlı olarak birden fazla üretim yöntemi bulunabilir (Kalpakjian ve Schmid, 2001). Günümüzde imalat sektöründe kullanılan üretim yöntemleri Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Endüstriyel İmalat Yöntemleri

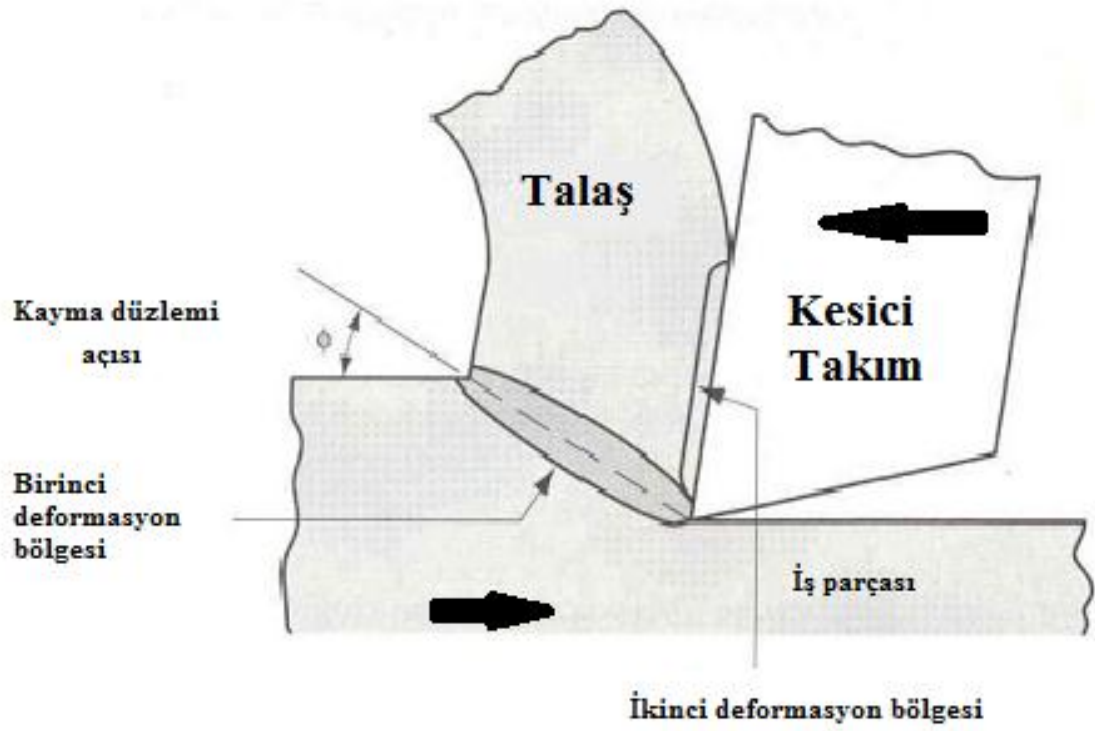
4.1. Talaşlı İmalat ve Talaş Oluşumu

Talaşlı imalat, Üretim sanayiinde kullanılan en önemli üretim yöntemlerinden biridir. Talaşlı imalat işleminde yarı mamul ürün torna, freze, matkap vb. takım tezgâhlarında uygun kesici takımlar kullanılarak istenilen boyutlar ve yüzey kalitesinde nihai ürün haline dönüştürülür. Talaşlı imalat işleminde etkin olan kesme hareketi, iş parçasının kesici takım önündeki plastik deformasyonunu ve deforme olan bu katmanın talaşa dönüşmesini gerektirir (Çiftçi, 2007).

Literatürde talaş oluşumunu açıklamak için çeşitli tanımlamalar yapılmıştır. Genel olarak talaş kaldırma; belirli boyut, şekil ve yüzey kalitesine sahip bir parça meydana getirmek için ucu keskin bir takımla ve güç kullanarak, iş parçası (hammadde, taslak) üzerinden tabaka şeklinde malzeme kaldırma işlemi şeklinde açıklanabilir. İş parçası üzerinden ayrılan malzeme tabakasına talaş denir. Fiziksel bakımdan talaş kaldırma işlemi, elastik ve plastik şekil değişimine dayanan, iş parçası ve takım üzerinde sürtünme, ısı oluşumu, talaşın kırılması ve büzülmesi, işlenen parçanın yüzeyinin sertleşmesi, takım ucunun aşınması gibi olayların meydana geldiği karmaşık bir fiziksel olaydır. Bir parça üzerinden belirli bir malzeme tabakasının kaldırılması için, takımın o malzemeye nüfuz etmesi gerekir. Bu da, ancak takıma uygulanan kuvvetlerin yeterli ve takım malzemesinin parça malzemesinden daha sert olması halinde gerçekleşir. Ayrıca takım ucunun kama şeklinde yapılması olayı kolaylaştıran bir etkidir (Akkurt, 1992).

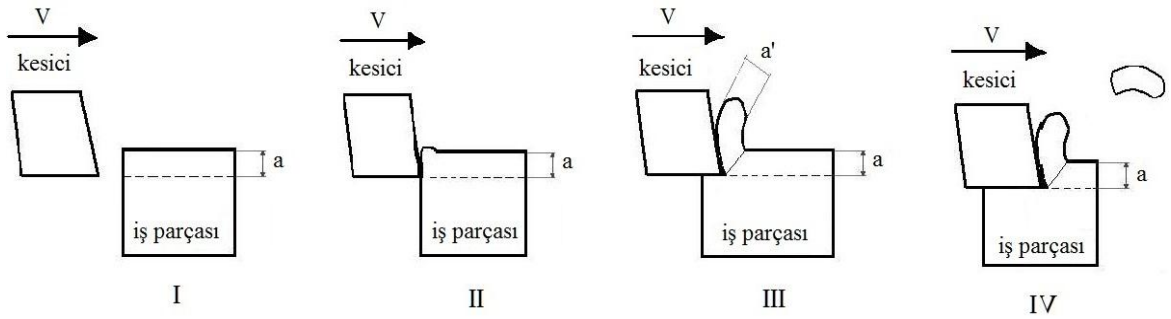
Şekil üzerinde numaralandırarak talaş oluşumunu basit bir şekilde anlatacak olursak

Burada V kesme hızı (m/dak.), a kesilmemiş talaş derinliği (mm), a' kesilmiş talaş kalınlığı (mm) Talaşlı imalat işlemleri farklılık gösterse de talaş oluşum mekanizması genelde aynıdır. Esas olarak talaş, birinci deformasyon bölgesinde kayma işlemi ile çok dar bir bölgede gerçekleşir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Talaş oluşumu ve deformasyon bölgeleri

Talaş kaldırma olayını incelemek için kama şeklinde bir kesme ucundan yapılan ve Şekil 4.3'te gösterilen bir takım/iş parçası modeli oluşturulmuştur.



Şekil 4.3. Talaş oluşum aşamaları

Kesici takım V kesme hızıyla iş parçasına yaklaşır. Kesici takımın iş parçası temasından sonra, iş parçası farklı mekanik ve termal kuvvetlere maruz kalır. Devam eden kesme işleminde malzemenin akma sınırına gelinir. Bu noktaya kadar yapılan işlemler malzemenin elastik deformasyon bölgesinde olduğundan, bu noktada kesme işlemi durdurulur veya geri çekilirse, malzeme ilk haline geri dönebilir. Devam eden kesme işlemi ile malzemenin akma sınırı geçilerek, kalıcı deformasyonların oluşturulduğu plastik davranış bölgesine girilir. Gerilmeler malzemenin akma sınırını aştığında talaş olarak adlandırılan yüzey katmanları, iş parçası boyunca takımın kesme yüzeyinden kayarak parçadan ayrılır. Bu bölgede kuvvetlerin durdurulması veya geri çekilmesi halinde, malzemenin eski haline dönmesi gibi bir durum söz konusu değildir. Bu işlemin süreklilik arz etmesi halinde malzemenin talaş oluşumu meydana gelir.

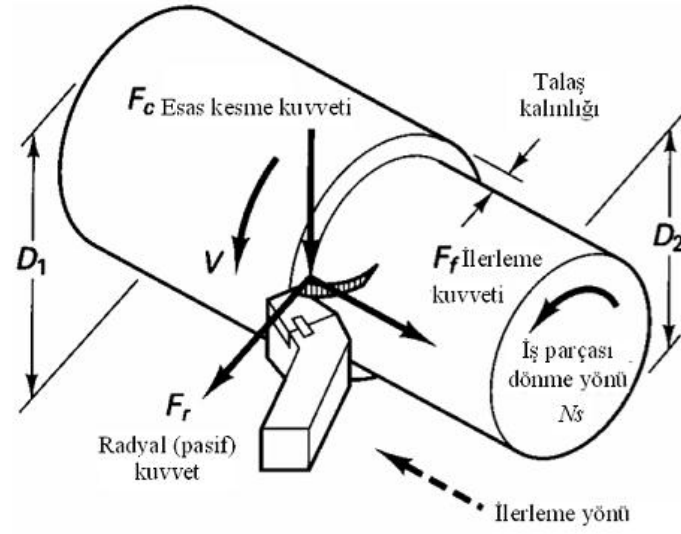
4.1.1. Kesme kuvvetleri

Talaş kaldırma işlemi esnasında oluşan kesme kuvvetleri, ısı oluşumu, takım ömrü, işlenen yüzeyin kalitesi ve iş parçasının boyutları üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Kesme kuvvetleri aynı zamanda takım tezgâhlarının, kesici takımların ve gerekli bağlama kalıplarının tasarımında da kullanılır (Trent, 1989). Tornalama işlemi esnasında oluşan kuvvetler Şekil 4.4'te şematik olarak gösterilmiştir. Burada kesme kuvvetinin üç bileşeni mevcuttur.

Esas kesme kuvveti (F_c): Kesme hızı yönünde etki eder. En büyük kuvvet olup metal kesme işleminde harcanan gücün genelde % 99'una karşılık gelir.

İlerleme kuvveti (F_f): Kesici takımın ilerlemesi yönünde etkiyen kuvvettir. Kesme kuvvetinin ekseriyetle yaklaşık %50'si kadardır fakat ilerleme hızının kesme kuvvetiyle karşılaştırıldığında çok küçük olduğu için metal kesme işlemindeki gerekli gücün çok az bir kısmına karşılık gelir.

Radyal kuvvet (F_r): İşlenen yüzeye dik etkiyen kuvvettir. Bu kuvvet de ilerleme kuvvetinin yaklaşık %50'si kadardır (De Garmo ve ark., 1997).



Şekil 4.4. Tornalama işleminde oluşan kesme kuvvetleri (De Garmo ve ark., 1997)

Kesme kuvvetleri büyük oranda malzemenin sertliğine, kesme parametrelerine, kullanılan kesici takım geometrisine bağlıdır.

4.2. Eklemeli İmalat

Eklemeli imalat ya da Hızlı prototipleme (HP) yöntemleri, ürün tasarım sürecinin prototipleme aşamasının hızlandırılması amacıyla ortaya çıkmış çeşitli üretim yöntemleridir (Pham ve Gault,1998). Bütün HP yöntemlerinde, üretilecek cismin üç boyutlu katı modeli sanal ortamda iki boyutlu kesitlere ayrılır ve üretim, bu kesitlerin katman katman oluşturularak, kullanılan yöntemle bağlı olarak çeşitli şekillerde, üst üste birleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Üretim için sadece ürünün katı modeline ihtiyaç duymakta ve aynı malzemeden farklı bir ürünün oluşturulması için sadece katı modelin değiştirilmesi yeterli olmaktadır. HP makinelerinde üretimin kalıp yada takımdan bağımsız yapılması, bu yöntemin tasarım sürecinde prototiplemenin hızlı bir şekilde oluşturulmasını mümkün kılmaktadır. Bu özellikler ve katman-katman üretimin çok çeşitli karmaşıklıkta şekillerin oluşturulabilmesini mümkün kılması, bu yöntemlerin uygulama alanlarının, prototiplemeden üretime doğru genişlemesine de yol açmıştır.

Günümüzde, HP yöntemleri kullanılarak, hızlı takımlama/kalıplama (plastik enjeksiyon kalıpları, elektroerezyon elektrotlarının üretimi gibi), hızlı/eklemeli imalat gibi yeni üretim teknikleri üzerine araştırmalar sürmektedir. Hızlı Prototip kavramı ilk olarak 1980 sonlarında Stereolithography (SLA) makinesi ile gün yüzüne çıkmıştır. O zamandan beri benzer kavramları kullanarak günümüze farklı konseptlerle ulaşmıştır ve bu teknolojiler patentlenmiştir (Levy ve ark., 2003). Çizelge 4.1’de bu konseptler gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Hızlı prototipeme sistemleri ve geliştirildiği yıllar (Gideon ve ark., 2003)

Orijinal Adı	Türkçeleştirilmiş Adı	Kısaltması	Geliştirilme Yılı
Stereolithography	Tarayarak Işıklı Kütleme Tekniği	SLA	1986-1988
Solid Ground Curing	Katı Tabaka Kurutma	SGC	1986-1988
Laminated Object Manufacturing	Tabakalı Yapıştırılmalı Parça İmalatı	LOM	1985-1991
Fused Deposition Modelling	Ergiyik Biriktirme Modelleme	FDM	1988-1992
Selective laser Sintering	Seçici Lazer Sinterleme	SLS	1987-1992
3D Printing (Drop on Bed)	Üç Boyutlu Yazıcı	3DP	1985-1997

HP yöntemleri genel olarak “malzeme eklemeli” ve “malzeme çıkarmalı” olarak iki ana kola ayrılır. Malzeme eklemeli teknolojiler de kendi alanında “sıvı”, “ayrık (toz) parçacıklı” ve “katı (yaprak – katman)” olmak üzere üçe ayrılır. Sıvı temelli üretimde katılaşma, akışkan malzemenin lazer temasıyla veya prototip malzemesinin eriyip sonradan katılaşmasıyla oluşabilir. Bu teknolojilere örnek olarak, Tarayarak Işıklı Kütleme Tekniği (SLA, Stereolitography) ve Eriyik Depozit Modelleme (FDM – Fused Deposition Modeling) verilebilir. Toz malzeme kullanılan üretimlerde birleştirme işlemi ya lazerle ya da seçmeli uygulamalı bağlayıcı araçlarla yapılır. Bu teknolojileri örnek olarak, Lazer Sinterleme (SLS – Selective Laser Sintering) ve Üç Boyutlu Yazıcı (3DP – Three Dimensional Printing) verilebilir.

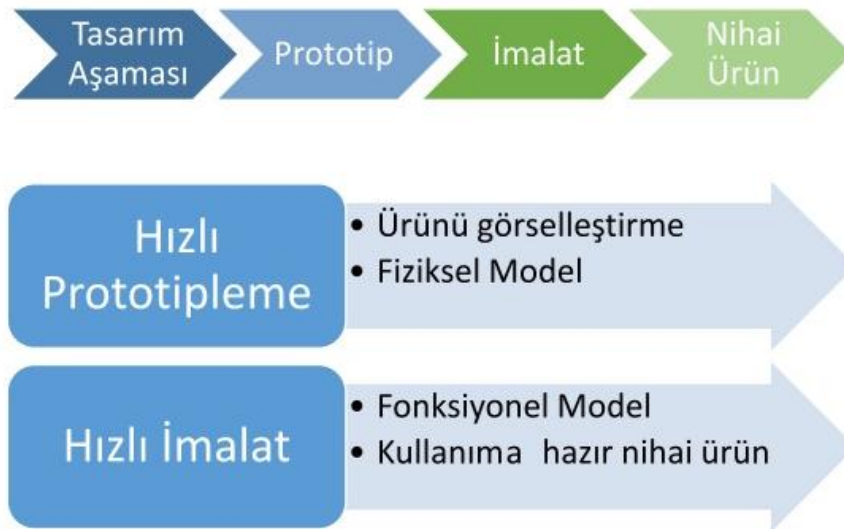
Katı katman kullanılan teknolojilerde ise malzeme yaprakları lazer ya da bir yapıştırıcı yardımıyla birleştirilir. Bu teknolojilere örnek olarak da Tabakalı Yapıştırılmalı Parça İmalatı (LOM – Laminated Object Manufacture) ve Katı Folyo Polimerizasyonu (SPF Solid Foil Polimerization) verilebilir. (Rochusa ve ark., 2007).

Bütün malzeme eklemeli teknolojilerde üretilecek cismin 3 boyutlu katı CAD modeli gereklidir. Parça üretimi için gerekli bu modeller, çizimlerini STL (Standard Tessellati Language) formatında kaydedebilen yada bu formata dönüştürebilen

herhangi bir CAD yazılımı (Catia, Solid Works, Pro/Engineer, AutoCAD vb.) ile oluşturulabilmektedir (Pham ve Gault, 1998; Kolosov ve ark., 2006).

Açıkça HP teknolojisi imalat sektöründe yeniliğin bir kıvılcımı olarak görülmektedir. Müşteri beklentilerinin karmaşıklaşması ve çeşitlenmesi makina üreticilerini daha doğru ve bireysel düşüncelerine zorunlu kılmıştır. Bu kıvılcım HP'nin yeni bir kavrama evrilmesini gerekli kılmış ve Hızlı İmalat (Hİ) kavramı gelişmeye başlamıştır (Şekil 4.5).

Hİ ile üretilen ve nihai ürün olarak kullanılacak olan bu uygulamalar ne kadar parça çeşitliliğini ve kişiselleştirilmiş ürünleri ortaya çıkarmış olsa da üretim maliyeti ve parçanın hacimsel anlamda belli boyutlarda kalması bu teknolojiyi kullanacak olan üreticileri bir kez daha düşündürmektedir.



Şekil 4.5. Hızlı prototiplemenin hızlı imalata dönüşümü (Hopkinson ve Dickens, 2001)

Yukarda belirtilen diyagram açıkça göstermektedir ki, hızlı imalata geçişin temel amacı fonksiyonel son kullanım ürünlerine sahip olmaktır. Bu amaca ulaşmak için çok fazla araştırma faaliyetleri sürmekte ve günümüzde sonuçları yavaş yavaş ortaya çıkmaktadır.

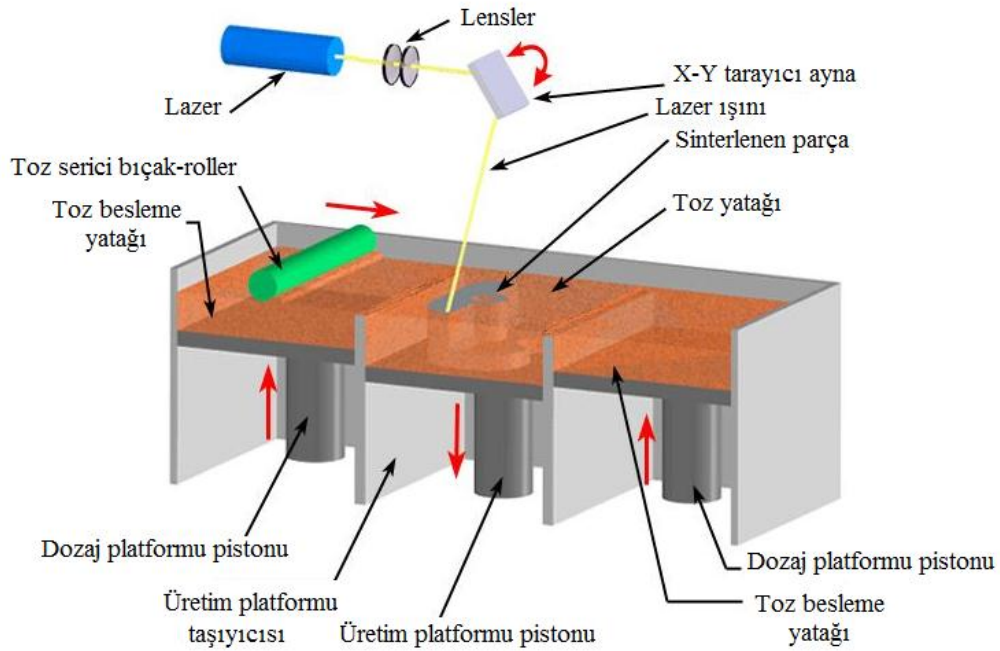
Bu dönüşümün gözle görülür bir biçimde tamamlanması iki faktöre bağlıdır; bunlardan ilki kabul edilebilir makina ve ürün maliyeti, ikincisi ise devasa ölçüde ürünlerin üretilmesi (Izhar, 2010).

Bu teknoloji özellikle medikal ürün imalatında son 20 yıldır giderek yaygın hale gelmiştir. Günümüzde üç boyutlu yazıcıların metal esaslı üretim kabiliyetinin artmasıyla Hİ teknolojisi medikal uygulamaların neredeyse tümüne girmiş durumdadır. Örneğin, yapay uzuvlar, diş hekimliğinde implantlar, köprü vb. uygulamaları gibi.

4.2.1. Doğrudan metal lazer sinterleme yöntemi ile implant üretimi

Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS) ya da Eklemeli İmalat (Eİ) yönteminde tasarımı yapılmış modeller nihai ürüne dönüştürülürken herhangi bir kesici takım veya kalıp kullanılmaz. Bu yöntemde ham madde olarak sadece metal tozu ve oksitlenmeyi önlemek amacıyla argon gazı kullanılmaktadır. Bu yöntemde tozlar vakum ortamında lazerle katmanlar halinde sinterlenerek 3 boyutlu katı ürüne dönüştürülür (Pham ve Gault, 1998).

Toz malzeme sinterlenmeden önce toz yatağı, malzemenin erime sıcaklığının hemen altına kadar ısıtılır. Bunun sebebi malzemedeki ısıl bozulmaların önlenmesi ve bir sonraki katmana kaynaşmanın kolaylaşmasıdır. Eriyen malzeme soğuyup katılaştıkça, toz tanecikleri birbirine ve bir önceki katmana yapışır. Sinterlenen katman üzerine yeni toz katmanı örtülerek ve işlem yeni katman üzerinde tekrarlanarak 3 boyutlu şekil oluşur (Şekil 4.6). Lazer sinterleme metodunda toz malzeme seçilmiş bölgelerde bir lazerle (örneğin CO₂) ısıtılarak yerel olarak eritilir (İlkgun, 2005).



Şekil 4.6. Doğrudan metal lazer sinterleme cihazı çalışma prensibi (Anonim, 2008)

DMLS, lazer-tabanlı hızlı işleme ve üretim süreci olarak yenilikçi hızlı ürün imalatçıları (Electrolux Rapid Development, Rusko, Finland ve EOS GmbH, Munich, Germany) tarafından geliştirilmiştir (Ning, 2005).

Lazer sinterleme metodu diğer hızlı prototipleme yöntemleriyle karşılaştırıldığında, bu yöntemde kullanılan malzeme çeşitliliğinin fazla olduğu görülür, örneğin; organik polimerler, balmumu, metaller ve seramiklerden elde edilen tozlar kullanılabilir (Salmoira ve ark., 2007; Song ve ark., 2007). Lazer sinterleme süreci toz kullanımı açısından geniş bir yelpazede üretim imkânı sağlamasına rağmen üretim parametrelerinin nihai ürünün mikro yapısında meydana getirdiği evrim tam olarak anlaşılamamıştır. Bu imalat yönteminde üretim aşamasında meydana gelen etmenler (kimyasal reaksiyonlar, ısı etkenleri vb.) bu süreci karmaşık ve anlaşılmaz hale getirmektedir. Dolayısıyla bu süreç temel olarak işin başında çalışarak oluşan uzmanlık tecrübesine ve deneysel şekilde elde edilen bilgiye dayanır. (Fischer ve ark., 2003). Bu sebeplerle kaliteli parçaların üretimi makineyi kullanan operatörün bilgisine ve becerisine doğrudan bağlıdır.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tezde yapılan deneysel çalışmalar Hitit Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Süleyman Demirel Üniversitesi CAD-CAM araştırma merkezi ve Eryiğit Medikal A.Ş üretim tesislerinde yapılmıştır.

5.1. Gereçler

Tez çalışması kapsamında yapılan tüm tasarım ve analiz çalışmaları Intel (R) Core (TM) İ 5 CPU 650@3.20 GHz işlemci, 500 Gb Hard disk, 4.00 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Professional Service Pack 1 işletim sistemine sahip bilgisayar kullanılmıştır. Dental implantların üç boyutlu modellerinin hazırlanmasında CATIA V5 R 18 (Dassault Systeme, France) modüle sahip tasarım programı kullanılmıştır.

Tasarımları yapılan dental implant modelleri Eryiğit medikal A.Ş bünyesinde bulunan Mori Seiki marka Gildemeister SPRINT 20/5 model (DMG Mori AG Germany) CNC kayar otomat tezgâhında talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiştir. Tezgaha ait teknik özellikler (Çizelge 5.1) de verilmiştir.

Talaşlı imalat ve DMLS metoduyla üretilen dental implantların SEM ve EDS analizleri Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi (KİTAM) Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde JEOL marka ve JSM-7001FTTLS LV model (JEOL, Tokyo, JAPAN) cihaz kullanılarak yapılmıştır.

Çizelge 5.1. CNC kayar otomat tezgâhına ait teknik bilgiler

Tezgâh eksen sayısı	7
Ana operatör canlı takım sayısı	6
Arka operatör canlı takım sayısı	3
Kontrol ünitesi	Mitsubishi M70

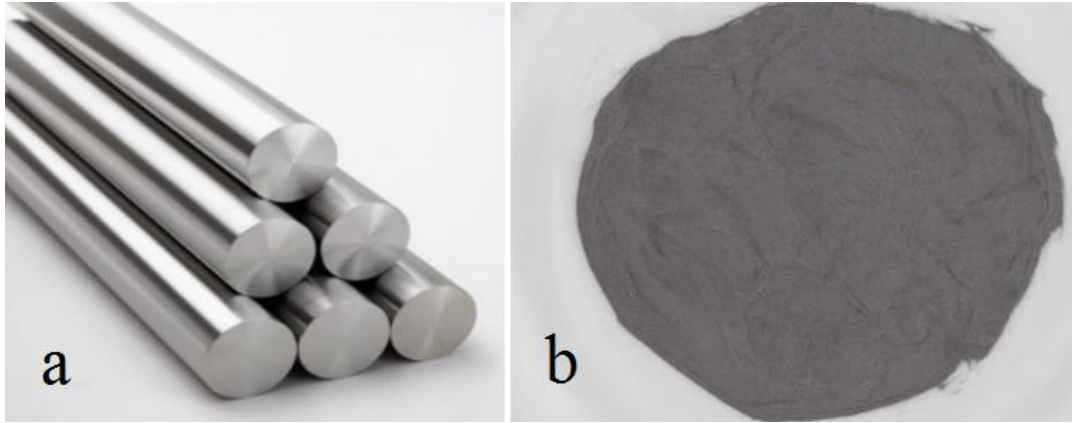


Şekil 5.1. Dental implantların üretiminin yapıldığı CNC kayar otomat tezgâhı

Dental implantlar Ti-6Al-4V Grade 5 titanyum Ø6 mm çubuk malzemelerden üretilmiştir (DYNAMET A Carpenter, Bru-Mikron Metal, Belgium). Malzeme özellikleri Çizelge 5.2’de verilmiştir.

Çizelge 5.2. Ti-6Al-4V alaşımın kimyasal ve mekanik özellikleri

Kimyasal Bileşim (Ağırlıkça %)								
Alaşım tipi	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
Ti-6Al-4V	0.05	0.08	0.015	0.4	0.2	5.5	3.5	Ana matris
Mekanik Özellikler								
Alaşım tipi	Erime noktası (°C)	Yoğunluk (g/cm ³)	Elastik modülü (GPa)	Akma Mukavemeti (N/mm ²)	Çekme Mukavemeti (N/mm ²)	Uzama (%)		
Ti-6Al-4V	1650	4.42	110	830	900-1100	10		



Şekil 5.2. a) Talaşlı imalatda kullanılan Ø6 mm Ti-6Al-4V çubuk malzeme b) DMLS de kullanılan Ti64 Toz malzeme

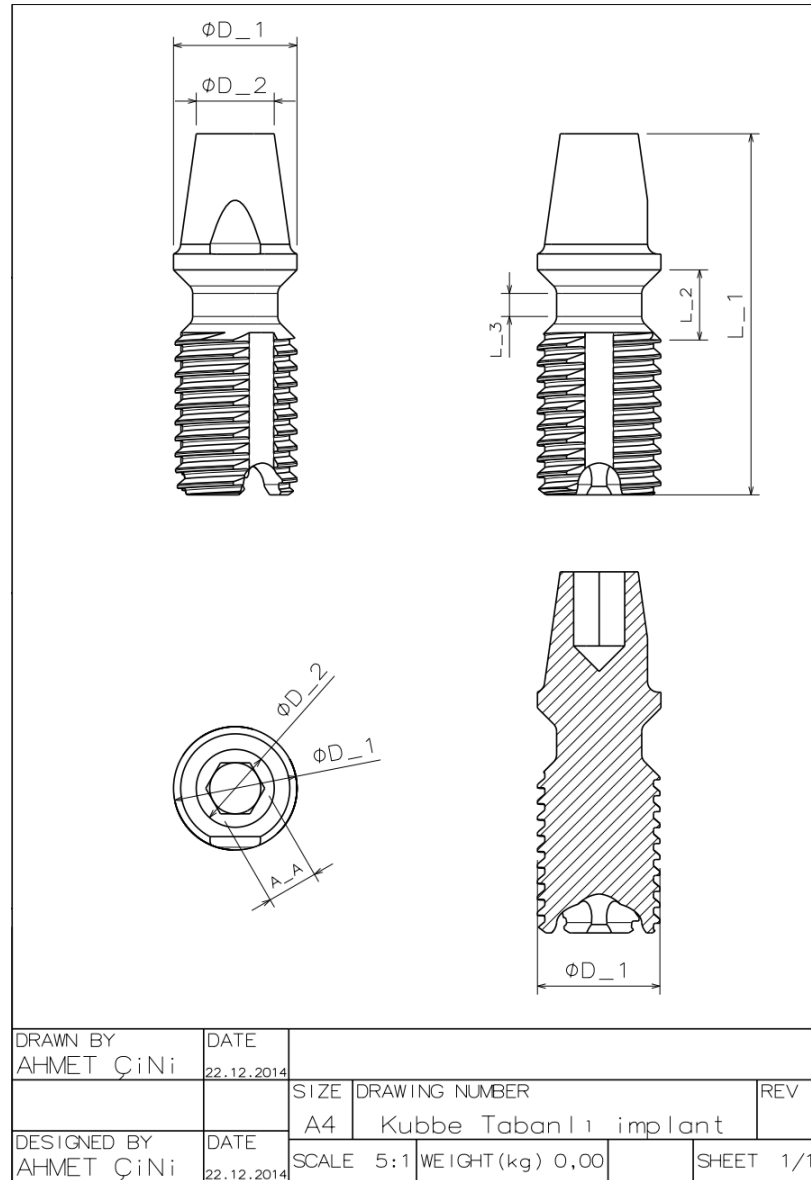
Tasarımları yapılan dental implant modelleri Süleyman Demirel Üniversitesi CAD-CAM araştırma merkezinde bulunan (EOS M280 GmbH, Munich, Germany) DMLS (Doğrudan Metal Lazer Sinterleme) tezgâhında ortalama çapları 6 μm (mikron) olan Ti-6Al-4V tozu kullanılmıştır (Ti64 grade5, EOS GmbH, Munich, Germany).



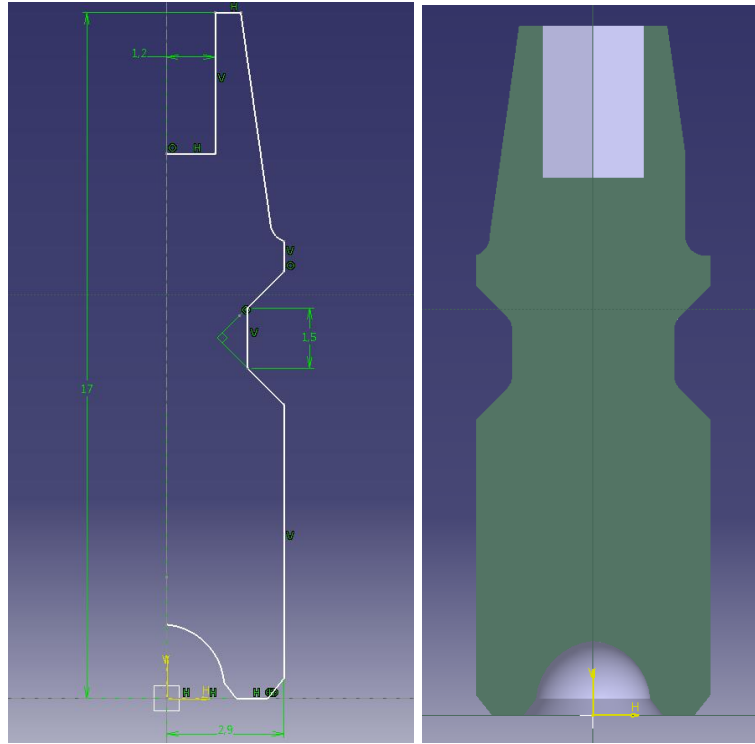
Şekil 5.3. Üretim aşamasında kullanılan EOS M280 lazer sinterleme makinesi

5.2. Üç Boyutlu Modelleme

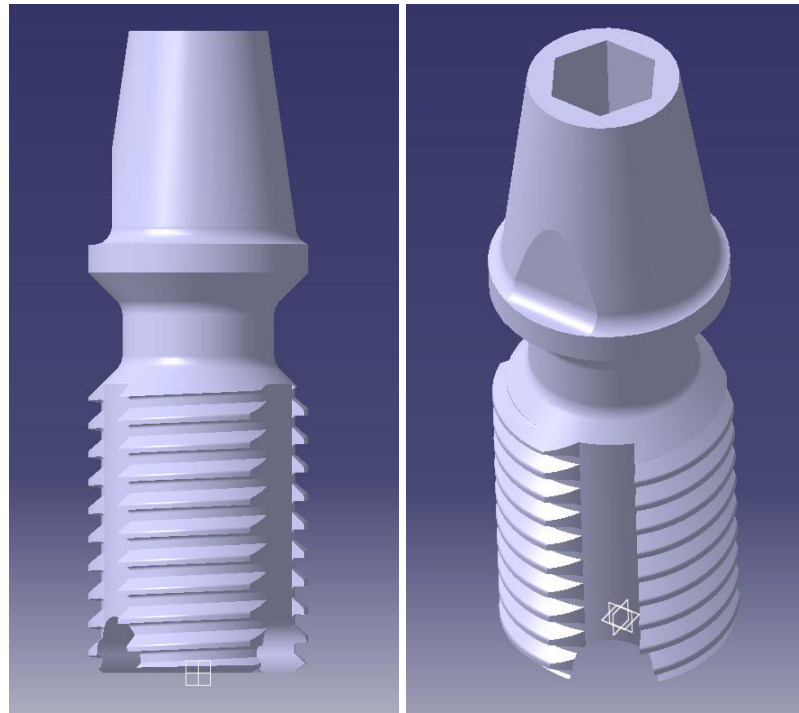
Tez çalışması boyunca yapılan tüm CAD Modelleri CATIA V5 R18 Modülünde Tasarlanmıştır. Dental implant ölçüleri ve tasarım çalışmaları resim olarak Şekil 5.4 - Şekil 5.8’de gösterilmiştir.



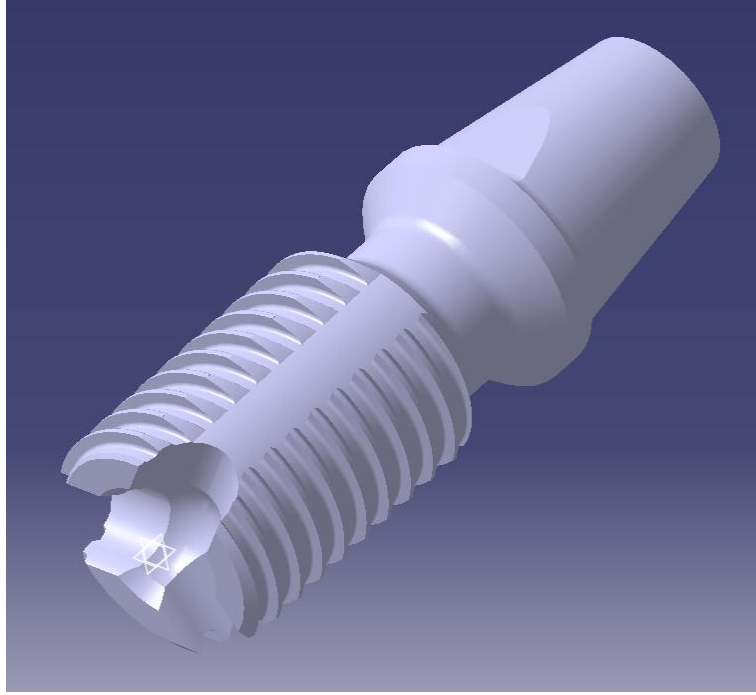
Şekil 5.4. Tasarımı yapılan dental implantın şematik görüntüsü



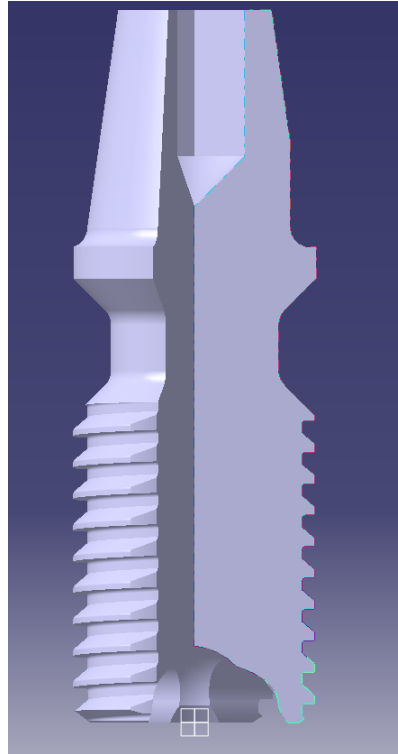
Şekil 5.5. Monoblok dental implant tasarım aşaması



Şekil 5.6. Monoblok dental implantın önden ve açılı görünüşü



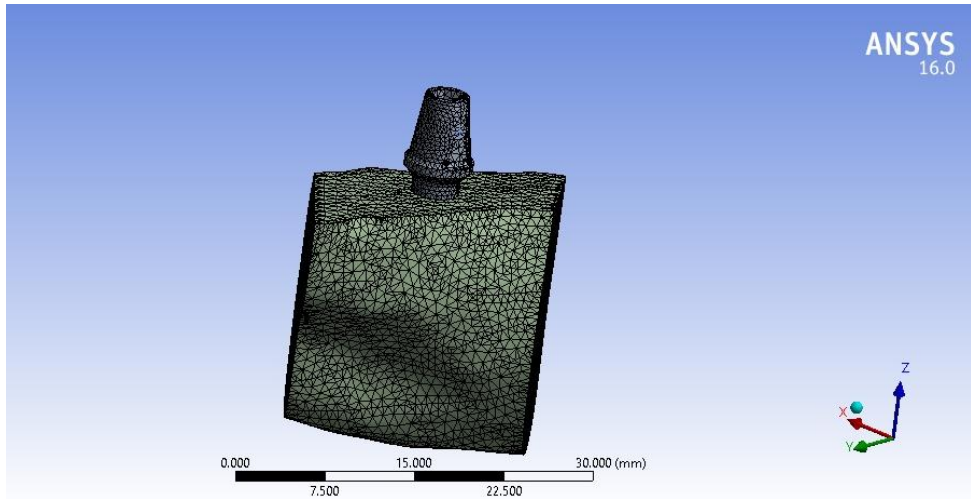
Şekil 5.7. Monoblok dental implantın perspektif görünüş



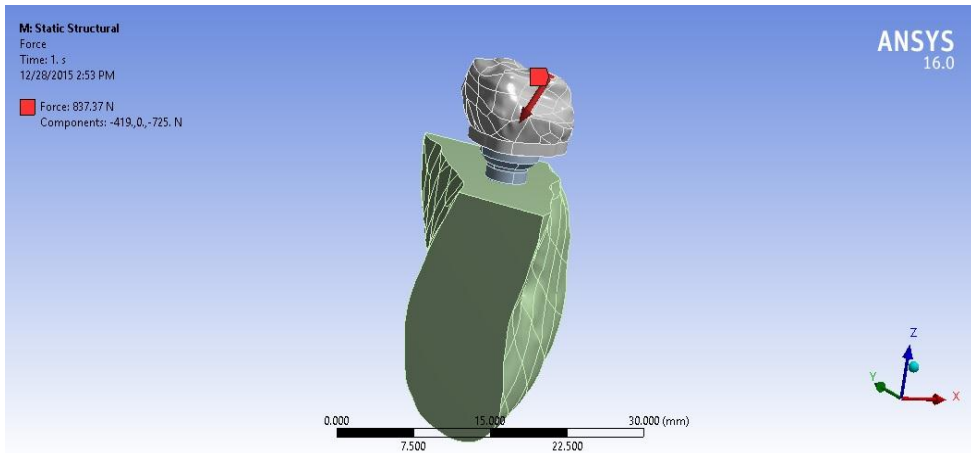
Şekil 5.8. Monoblok dental implantın kısmi kesit görünüşü

5.3. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

Tasarımı yapılan parçanın sonlu elemanlar analizi ANSYS R16.0 (Canonsburg, PA, USA, 2015) modülünde yapılmıştır. Bu yöntemde dental implant, kortikal ve spongios kemik olarak ayrı ayrı hazırlanan çene kemiği modeline monte edilmiştir. Meshleme işlemi yapılırken spongios kemikte 12342 düğüm (Nod) ve 7700 eleman, kortikal de 4077 düğüm ve 2265 eleman, implant modelinde ise 9904 düğüm ve 5383 eleman kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde 837 Newton'luk yük dikey eksene 30 derecelik açı ile implant gövdesine uygulanmıştır.



Şekil 5.9. Dental implant çene kemiğine yerleştirilmiş ve meshlenmiş görüntüsü



Şekil 5.10. Dental implant üzerine dikeyde 30 derecelik açıyla yük uygulanması

5.4. Talaşlı İmalat Metodu ile Dental İmplant Üretimi

Dental implantlar CNC kayar otomat tezgâhında talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiştir. İmplant üretiminde kullanılan kayar otomat tezgahının kısımları Şekil 5.12 ve Şekil 5.13'te gösterilmiştir. Dental implantların taban yapısı, alandan kazanmak için kubbe şeklinde tasarlanıp üretilmiştir (Şekil 5.14). Gövde üzerinde yüklere dayanıklı olması için payanda tipi vida açılmış ve çeşitli testlerde kullanılmak üzere 100 adet olarak üretilmiştir. Dental implantların üretiminde Teagu-Tec marka kesici uçlar kullanılmıştır. Kesici uçlara ait teknik özellikler Çizelge 5.3'te verilmiştir. Üretim için gerekli kesme hızı, ilerleme ve talaş kalınlığı gibi parametreler katalog değerlerinden alınmıştır. Katalog değerleri Şekil 5.11'de verilmiştir.

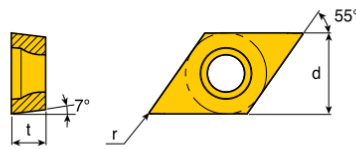
Çizelge 5.3. Kesici uçlara ait teknik özellikler

Markası-Modeli	Teagu-Tec / DCMT-070202 FA
Kaplama türü	PVD- TT5080
Uç açısı	55°
Ön boşluk açısı	7°
Uç radüsü	0,1 mm

DCMT

T-TURN

Positive 7° clearance 55° rhombic inserts



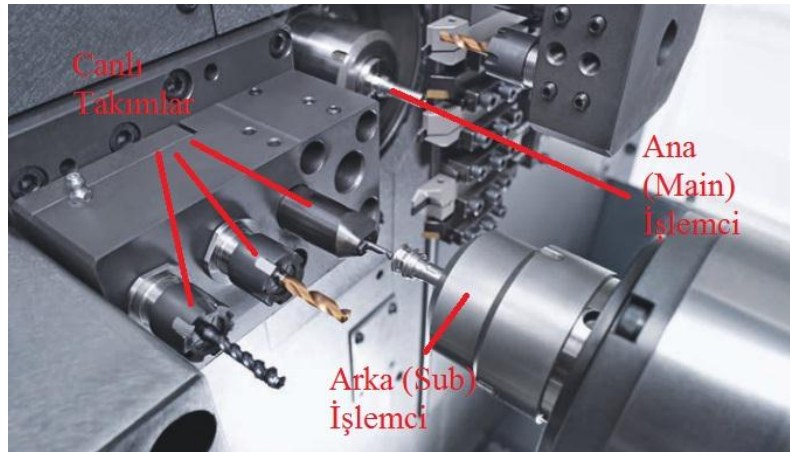
Size	Dimension (mm)		
	d	t	r
07	6.35	2.38	0.03-0.8
11	9.52	3.97	0.03-0.8

Insert	Designation	Feed (mm/rev)	ap (mm)	Cermet	CVD coated										PVD coated			Uncoated				
				PV3010	CT3000	TT7005	TT7015	TT7310	TT8115	TT8125	TT8135	TT9215	TT9225	TT9235	TT5100	TT7100	TT5080	TT8020	TT9020	TT9080	P20	K10
 Finishing	DCMT 070202 FA	0.03-0.15	0.1-1.5	●	●										●			●				
	11T302 FA	0.03-0.15	0.1-2.0	●	●								●		●		●					

Şekil 5.11. Kesici uç katalog değerleri (Teaghu-Tec katalog)



Şekil 5.12. CNC kayar otomat tezgâhının işlem yapan bölgesi



Şekil 5.13. Kayar otomat tezgâhında işlem yapılan ana (main) ve arka (sub) kısımlar



Şekil 5.14. CNC kayar otomatta üretilen monoblok dental implant görüntüsü

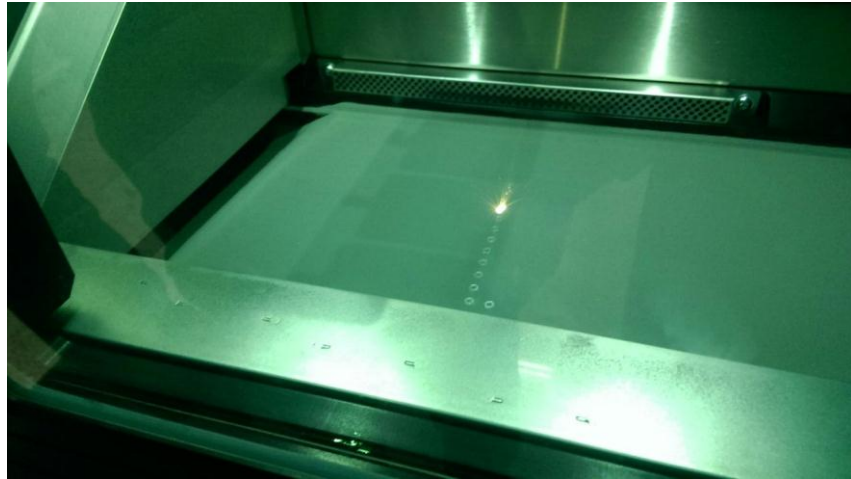
5.5. Doğrudan Metal Lazer Sinterleme Metodu ile Dental İmplant Üretimi

Tasarım ve analiz işlemi biten modeller Süleyman Demirel Üniversitesi CAD-CAM araştırma merkezinde bulunan EOS M280 Lazer Sinterleme tezgâhında (Şekil 5.3) ortalama çapları 6 μm (mikron) olan Ti-6Al-4V tozu kullanılarak 30 μm (mikron) katman kalınlığında sinterlenmiştir. Üretilen numuneler Şekil 5.16 ve Şekil 5.17’de gösterilmiştir.

Süleyman Demirel Üniversitesi CAD/CAM Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan (EOS M280) SLS cihazı, 200 W güce sahip Yb (Ytterbium) tipi fiber lazeri ile en boy ve yükseklik değerleri 250x250x325 mm aralığında üretim yapabilen teknik özelliklere bir sinterleme cihazıdır. Bu cihazda üretim şöyle gerçekleşmektedir:

İlk katmanın ışın uygulaması sırasında üretim platformu ile sertleştirilen metal tozu arasında metalürjik bir bağlantı meydana gelir. Oluşan parça bu şekilde ya doğrudan, ya da destek yapıları yardımıyla üretim platformuna bağlanır. Üretim platformu bir katman kalınlığı kadar indirilir. Kaplayıcının daha sonra temas etmeden sağ uç konuma gidebilmesi için, dozaj platformu da indirilir. Kaplayıcı sol uç konumdan sağ uç konuma gider. Dozaj platformu yukarı kalkar ve kaplama için tanımlanan miktarda metal tozunu sunar. Kaplayıcı sağ uç konumdan sol uç konuma gider. Bu esnada dozaj kutusundan çıkma yapan metal tozunu çok ince bir katman halinde yapım alanının üzerine yayar. Tozun fazlası taşma kutusuna düşer. Parçanın kontörüne ve iç kısımlarına ışın uygulanır. Işın uygulama esnasında tarayıcı lazer ışınını tanımlanan yollar üzerinden yapım alanına yönlendirir. Sertleştirilecek yapım alanı kısımlarında lazer açılır. Lazer ışınının metal tozuna isabet ettiği yerde, ışının absorbe edilmesi ile metal tozuna yerel olarak enerji yüklenir. Daha önce serbest durumdaki metal tozu böylece sertleştirilir ve altındaki daha önce sertleştirilmiş olan parça bölümlerine bağlanır. Üretilen parça katman katman inşa edilir. Her yeni katmanda parçaların kesitine lazer ışını uygulanır, böylece birkaç saat içerisinde çok karmaşık ve sert parçalar yüksek bir hassasiyetle üretilir. Proses bölümünde lazer sinterleme işlemi gerçekleşir. Üretim prosesi esnasında proses bölümünde sensörler

tarafından denetlenen bir koruyucu gaz atmosferi oluşur. Proses bölümünün arka tarafında içeri üfleme memeleri devamlı bir koruyucu gaz akımı oluşturarak üretim prosesine zarar veren proses yan ürünlerini koruyucu gaz atmosferinden uzaklaştırır. Koruyucu gaz, proses bölümünün ön kısmındaki bir emme memesi tarafından emilir ve temizlenmek üzere dolaşımli hava filtreleme cihazına iletilir. Koruyucu gaz atmosferinin çok temiz olması, proses bölümündeki metal tozunun eritme prosesi sırasında havadaki oksijen nedeniyle paslanmasını ve istenmeyen proses ürünlerinin oluşmasını önler. Gerek insanların gerekse prosesin güvenliği için proses bölümünün kapısı üretim prosesi sırasında açılmamalıdır. Proses bölümünün kapısındaki lazer koruyucu camı sayesinde kullanıcı bir yandan devam eden üretim prosesini izlerken, diğer yandan da yayılan tehlikeli lazer ışınlarına karşı korunur. Lazer sinterleme işlemi için gerekli lazer ışınları, proses bölümünün üst kısmındaki bir koruyucu camdan geçer. Bu koruyucu cam, lazer giriş boşluğunu gaz geçirmeyecek şekilde kapatarak koruyucu camın üstündeki F-Theta objektifi korur. Bir hava püskürtme düzeneği, koruyucu cam üzerinden devamlı bir koruyucu gaz akımı iletir. Bu koruyucu gaz akımı üretim prosesi esnasında koruyucu camda proses güvenliğine zarar verebilecek tortuların oluşmasını önler (EOS, 2014).



Şekil 5.15. SLS ile dental implant üretim esnasında oluşan lazerle eritme görüntüsü



Şekil 5.16. Üzerinde SLS ile üretilmiş dental implantlar bulunan tabla



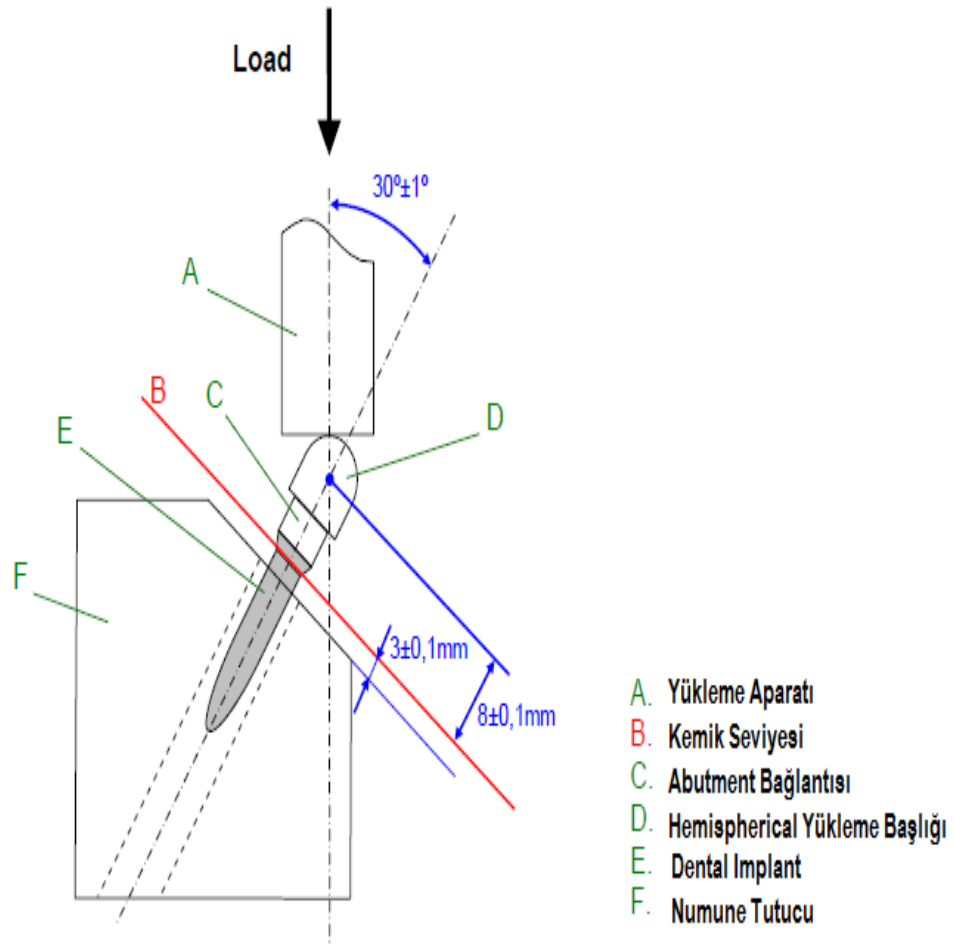
Şekil 5.17. SLS Tezgâhında üretilen monoblok dental implant görüntüsü

5.6. Dental İmplant Yorulma Testleri

Seçmeli lazer sinterleme metodu ve talaşlı imalat yöntemi ile üretilen monoblok dental implantlar çalışma ömürlerinin belirlenmesi amacıyla “yorulma testi” olarak adlandırılan bir dizi teste tabi tutulmaktadır. Dental implantlarda ömür değeri tayin etmek için mevcut ISO 14801 standartlarına göre Yorulma testleri yapılmaktadır. Bu testler sonucunda test edilen ürünün en fazla çevrim süresine göre dayanabileceği maksimum yük değeri tespit edilmektedir.

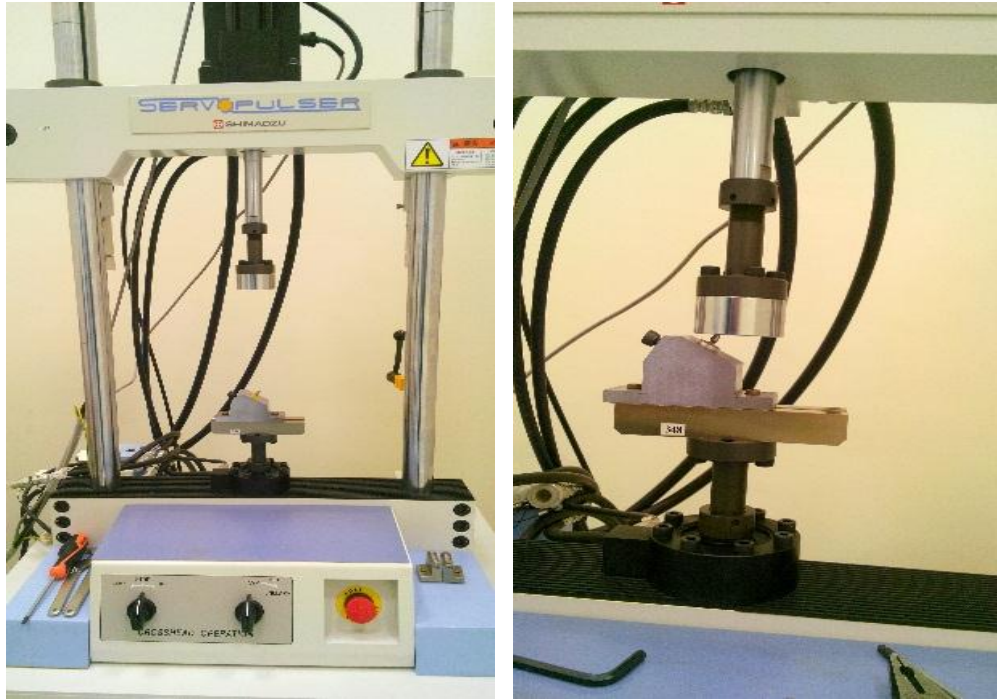
Yorulma testi için mevcut olan ISO 14801 standardı, kemik içi diş implantlarının yorulma dayanımı ve davranışının belirlenmesine yönelik bir yöntem belirtmektedir. Buna göre, yorulma test işlemine başlamadan önce malzemenin statik yük altındaki plastik deformasyon veya akma sınırı belirlenmelidir.

Akma sınırı dental implantlarda üretim metoduna göre farklılık gösterebilmektedir. Bu nedenle tekrarlı yüklemelere geçilmeden önce dental implantlar üzerine statik olarak açılı basma kuvveti uygulanarak basıya karşı akma limiti tespit edilir ve bu değer üzerinden ilgili kuvvet değerleri Newton (N) cinsinden belirlenerek dinamik yükleme aşamasına geçilmektedir (Şekil 5.18). Dinamik yüklemede ise statik test sonrasında tespit edilen akma sınırına tekabül eden kuvvet değerinin %80-%60-%40-%30 %20'si gibi farklı değerler dental implant aksına dikeyde 30 derecelik açıyla gelecek şekilde uygulanır. Bu işlem dental implantın kırılmadan 5 milyon çevrime ulaşabileceği yük değeri tespit edilmektedir (ISO, 2007). Bu işlem, “kötü durum” senaryosuna göre implantın ağız içindeki durumunu simüle etmektedir.



Şekil 5.18. ISO standartlarına göre dental implant yorulma test düzeneği görüntüsü

Dental implant Şekil 5.18 de gösterildiği gibi, aktif uzunluğu 11 mm ($l=11$ mm-implantın yerleştirilmesi için uygun uzunluk) olacak şekilde test bloğuna sabitlenmiştir (Şekil 19). Yükleme oranı % 10, test frekansı 10 Hz, abutment açısı dikeyle 30° olacak şekilde oda şartlarında Hitit Üniversitesi Bilimsel Uygulama ve Araştırma Merkezi bünyesindeki Shimadzu 4830 dinamik test cihazı ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.19. Shimadzu Servopulser dinamik test cihazı

5.7. Biyouyumluluk Testleri

Tez çalışması kapsamında tasarlanıp farklı yöntemlerle üretilen monoblok dental implantların biyouyumluluk ve osseointegrasyon testleri tez çalışmamızın amaç ve kapsamını dışında olup, bu çalışmalar başka tez çalışmalarına konu olacak çaptadır. Bu konu üzerinde yapılan çalışmalar makine mühendisliğinden ziyade biyomalzeme mühendisliği, biyoloji, tıp ve diş hekimliği alanlarına girdiğinden bu çalışmalar teze dâhil edilmemiştir. Ancak tezimizde farklı üretim tekniklerinde kullanılan Ti-Al-4V alaşımı çubuk ve tozları birçok çalışmaya konu olmuş biyouyumluluk sertifikalarına sahip, biyoaktif malzemeler olduğu bilinen bir gerçektir (Bothe, 1940; Hollander, 2006). Bununla birlikte tarafımızca tasarlanan SLS ve talaşlı imalat usulleriyle prototipleri üretilmiş olan implantların mutlaka sitotoksisite ve biyoyum testlerine tabi tutularak biyo güvenliğinden emin olunduktan sonra insanlarda kullanılması gerektiği inancındayız.

5.8. Üretim Maliyeti

Yeni bir teknolojinin endüstride kabul görmesinde en büyük faktör, kullanıcılarına ne kadar kar ettireceğidir. Elbette ki yeni buluşlar teknolojinin ilerlemesine katkı sağlayacaktır fakat rekabetin kıyasıya yaşandığı küresel pazarda en büyük ölçüt net kazançtır (Fostern ve Rosenswieg, 2010). Bu bağlamda eklemeli imalat teknolojisi ve geleneksel imalat yöntemleri arasında mukayeseler yapılmaktadır. Araştırmacılar üretilen parçanın ebatlarına ve üretim miktarına göre kar ve zarar oranının değişiklik gösterebileceğini rapor etmişlerdir (Atzeni ve Salmi, 2012; Baumer ve ark, 2014).

Bu çalışma da talaşlı imalat ve lazer sinterleme yöntemiyle üretilen dental implantların, son kullanıcıya ulaşana kadar ki kısımları ele alınmayarak sadece hammaddeden şekilsel olarak monoblok bir dental implant olana kadar ki süreçleri ele alınmıştır. Bu hesaplamada temel hedef CNC kayar otomat tezgâhına giren bir titanyum çubuk ile lazer sinterleme tezgâhına doldurulan titanyum tozlardan meydana gelen ham haldeki malzemenin, monoblok dental implant elde edilene kadar ki maliyetlerinin mukayesesidir. Bu iki işlemin dışında var olan kesici takım ve ekipman maliyetleri enerji sarfıyatı, temizleme, ultrasonik banyo, kaplama, paketlenme, lojistik ve yönetim gibi diğer giderler yapılan teknolojiye göre farklılık gösterebileceğinden hesaba katılmamıştır. Bu çalışmada sadece imalat maliyetleri değerlendirilip tablo halinde sunulmuştur. Piyasada üretimler genellikle Euro bazında yapıldığından maliyetler Euro bazından hesaplanıp daha sonrasında Türkiye Merkez Bankası döviz kurları esas alınarak TL ve Amerikan dolarına çevrilmiştir.

6. BULGULAR

6.1. Talaşlı İmalat Metodu ile Üretilmiş Dental İmplantlar

CNC kayar otomat tezgâhında Grade5 Ti-6Al-4V çubuklar kullanılarak 100 adet monoblok dental implant üretilmiştir. Üretilen dental implantlar Şekil 6.1’de resim olarak gösterilmiştir.



Şekil 6.1. CNC kayar otomatta üretilen monoblok dental implant görüntüsü

6.2. DMLS Metodu ile Üretilmiş Dental İmplantlar

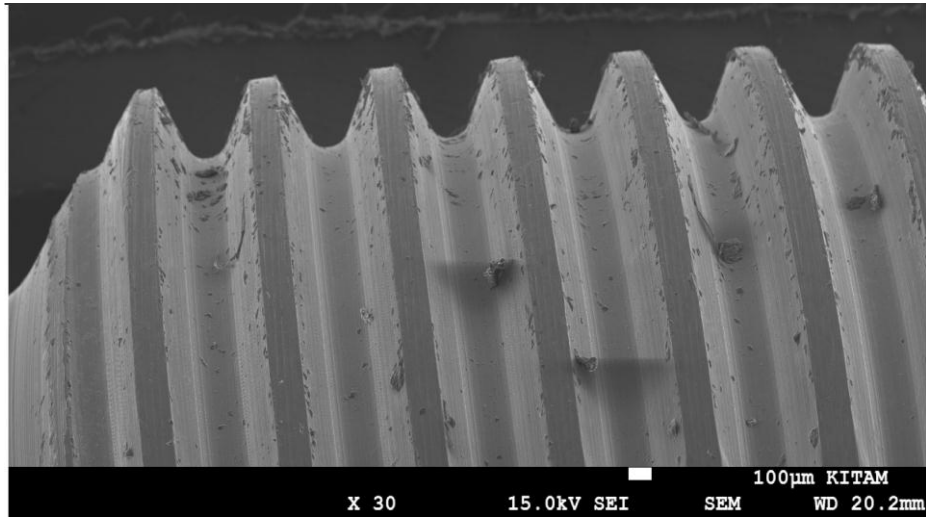
DMLS tezgâhında Ti64 tozu kullanılarak 100 adet mono blok dental implant üretilmiştir. Üretilen dental implantlar Şekil 6.2’de resim olarak gösterilmiştir.



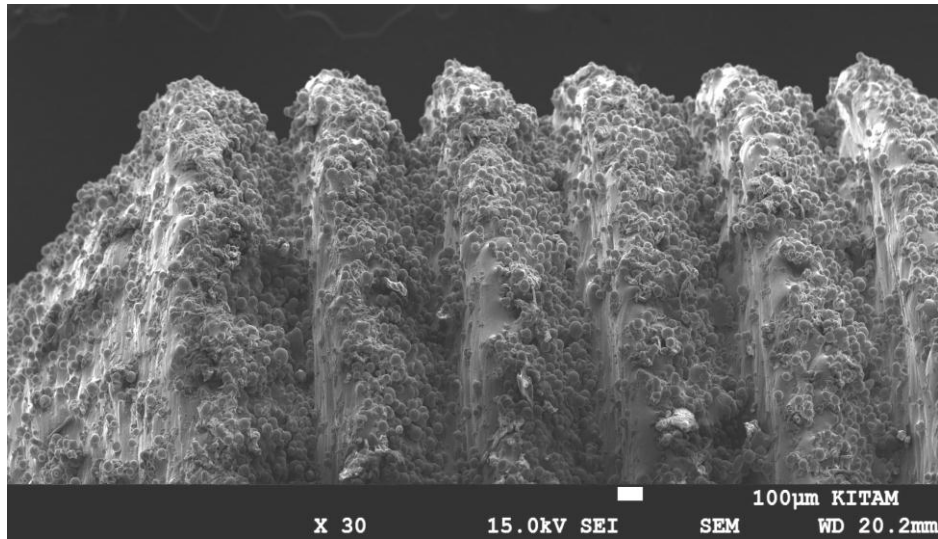
Şekil 6.2. DMLS Tezgâhında üretilen monoblok dental implant görüntüsü

6.3. Dental İmplantların SEM ve EDS Analiz Bulguları

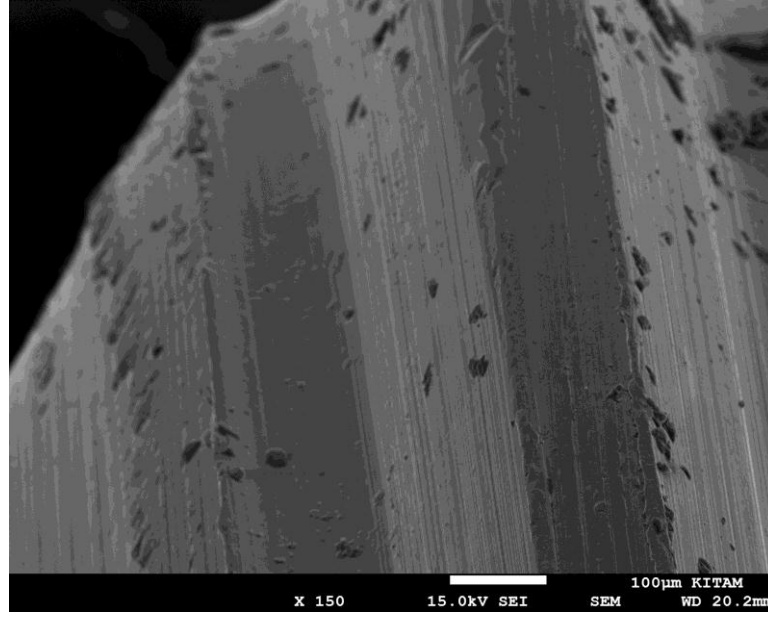
Üretilen implantların yüzeyleri ve geçiş bölgeleri SEM ile incelenip bulgular fotoğraflarla kaydedilmiştir. Talaşlı imalat ve DMLS ile üretilmiş dental implantların SEM görüntüleri Şekil 6.3 ve Şekil 6.4'te gösterilmiştir. Numunelerin aynı bölgeleri daha detaylı olarak Şekil 6.5 ve Şekil 6.6'da gösterilmiştir.



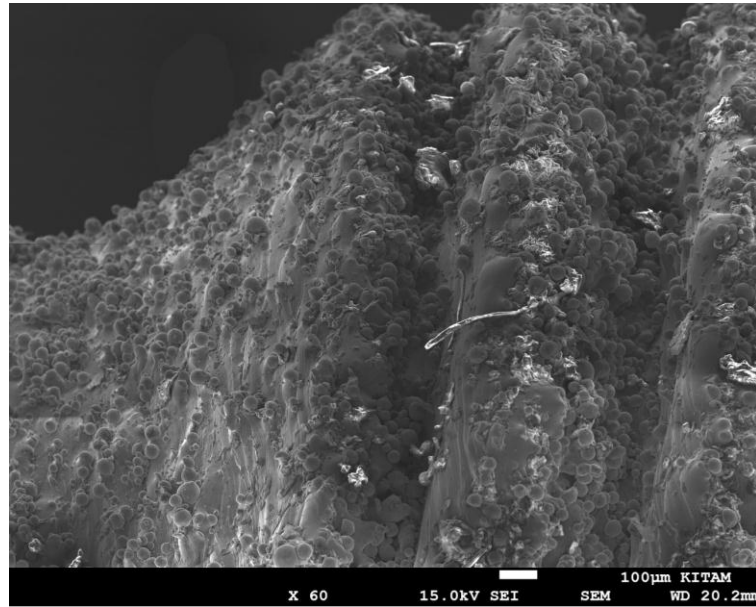
Şekil 6.3. Talaşlı imalat ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (30 x)



Şekil 6.4. DMLS ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (30 x)

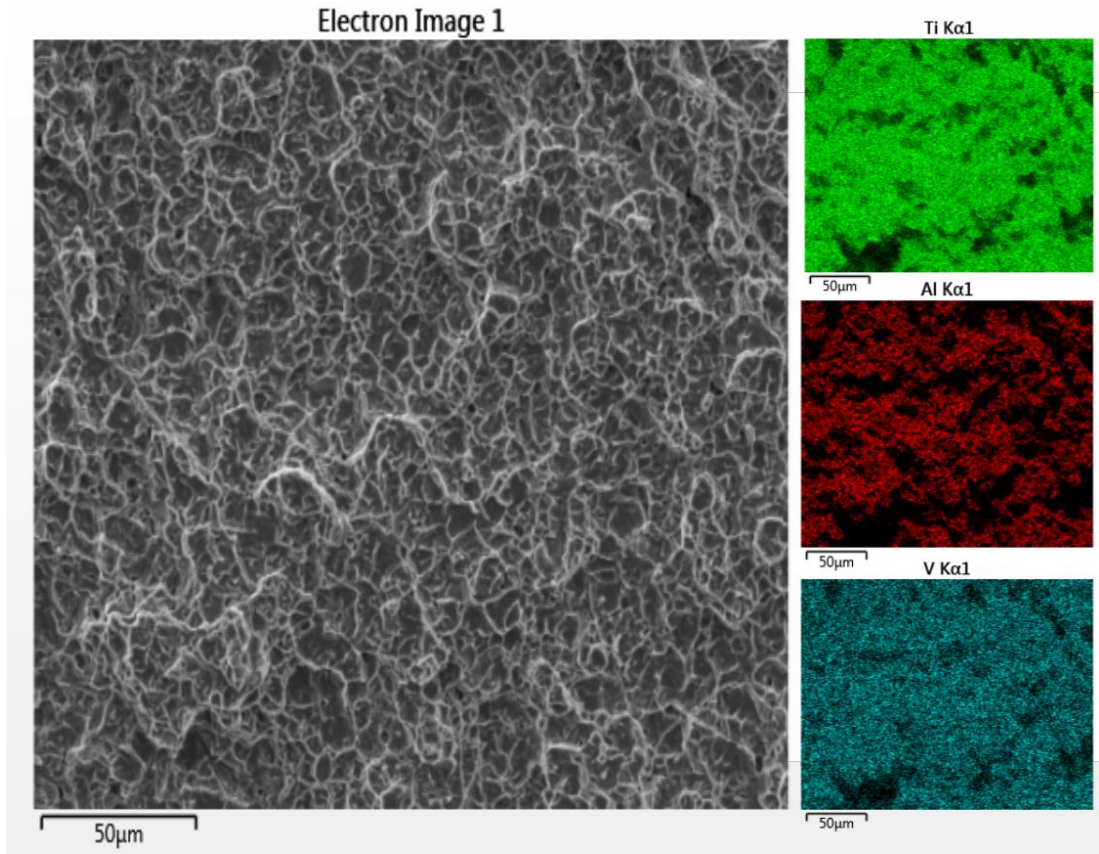


Şekil 6.5. Talaşlı imalat ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (150 x)

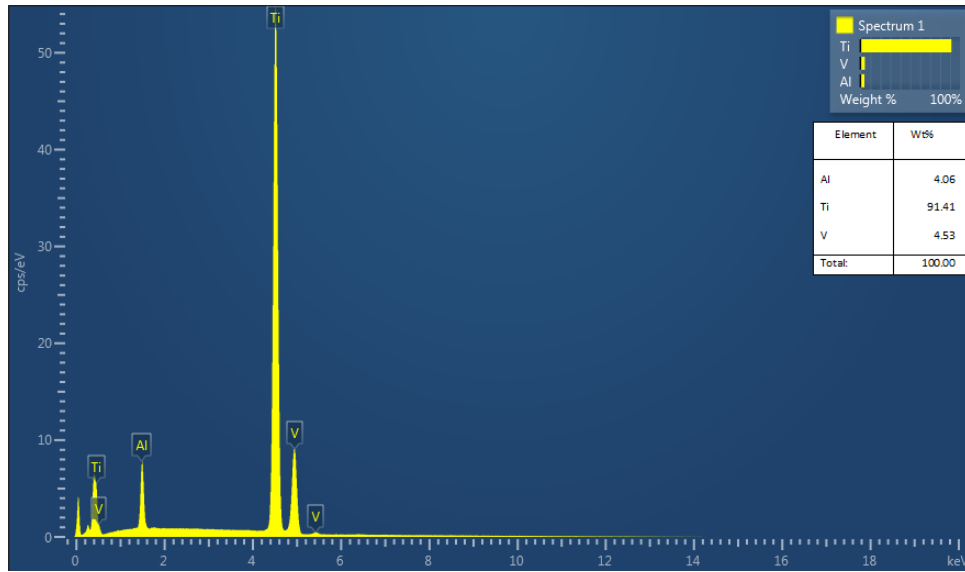


Şekil 6.6. DMLS ile üretilmiş dental implant yüzeyi SEM görüntüsü (60 x)

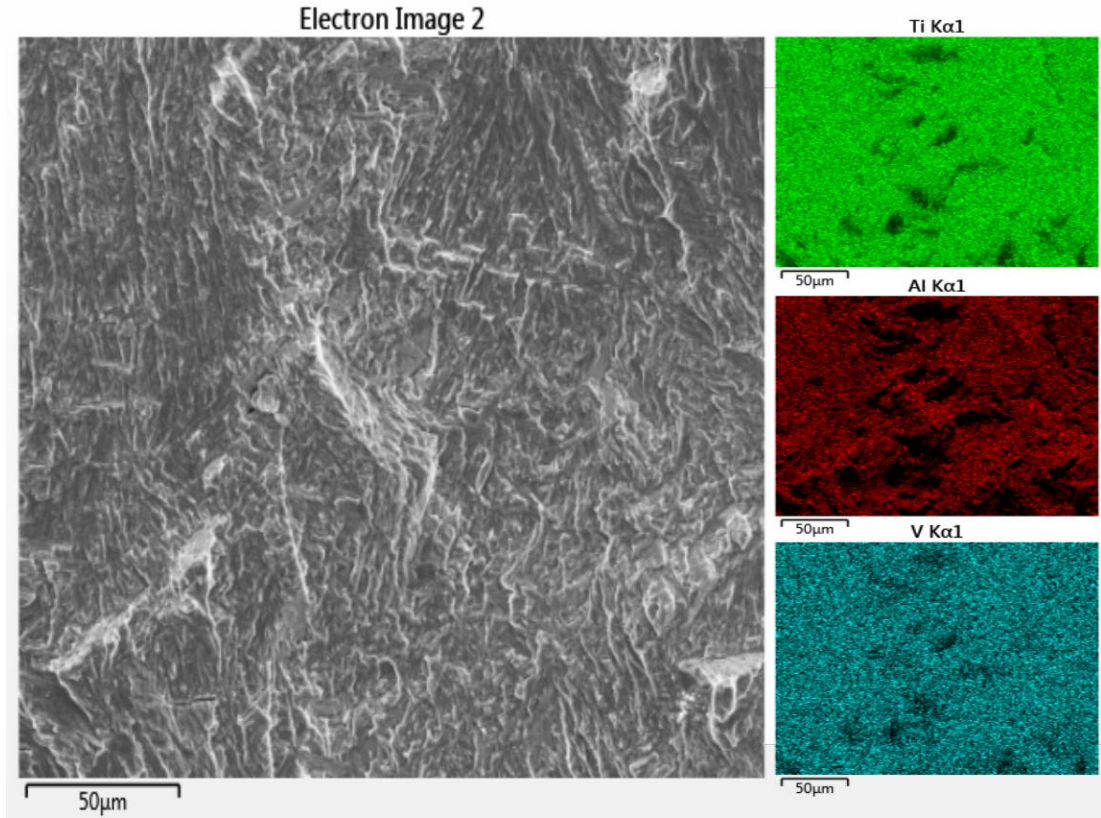
Talaşlı imalat ve DMLS yöntemiyle üretilmiş dental implant numuneleri statik ve dinamik test sonrası oluşan kırılma yüzeylerin görüntüleri SEM analizi ile görüntülenmiş ve elemental bileşimi EDS analiziyle haritalandırılmıştır. Ayrıca her iki numuneye ait elemental yüzdelerin gösterildiği spektrum Şekil 6.7-6.8 ve Şekil 6.9-6.10'da verilmiştir.



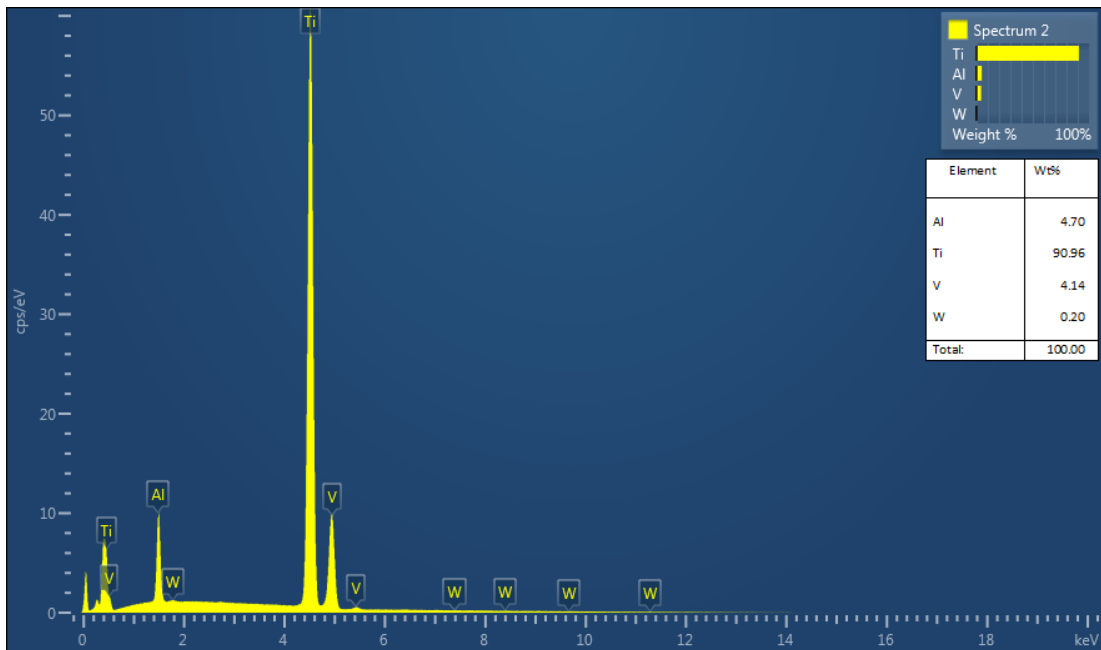
Şekil 6.7. Ti-6Al-4V çubuk malzemeden talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiş dental implantın kırılma sonrası kırılma yüzeyi elemental dağılım haritası



Şekil 6.8. Talaşlı imalat metoduyla üretilen dental implant kırılma yüzeyinin kütlece element oranı



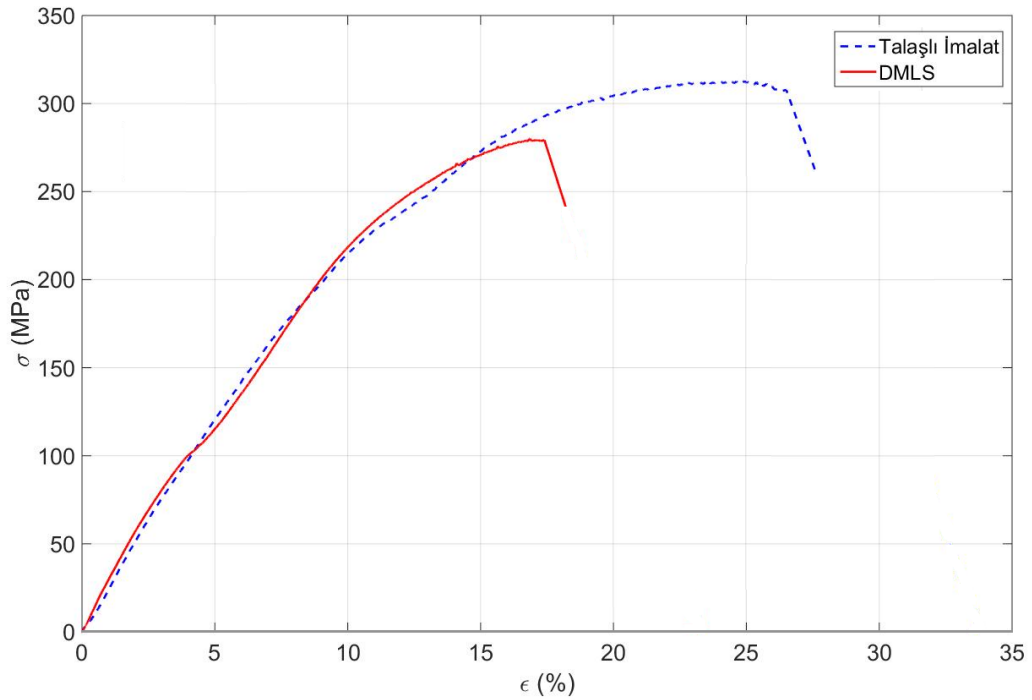
Şekil 6.9. Ti64 toz malzemeden DMLS yöntemiyle üretilmiş dental implantın kırılma sonrası kırılma yüzeyi elemental dağılım haritası



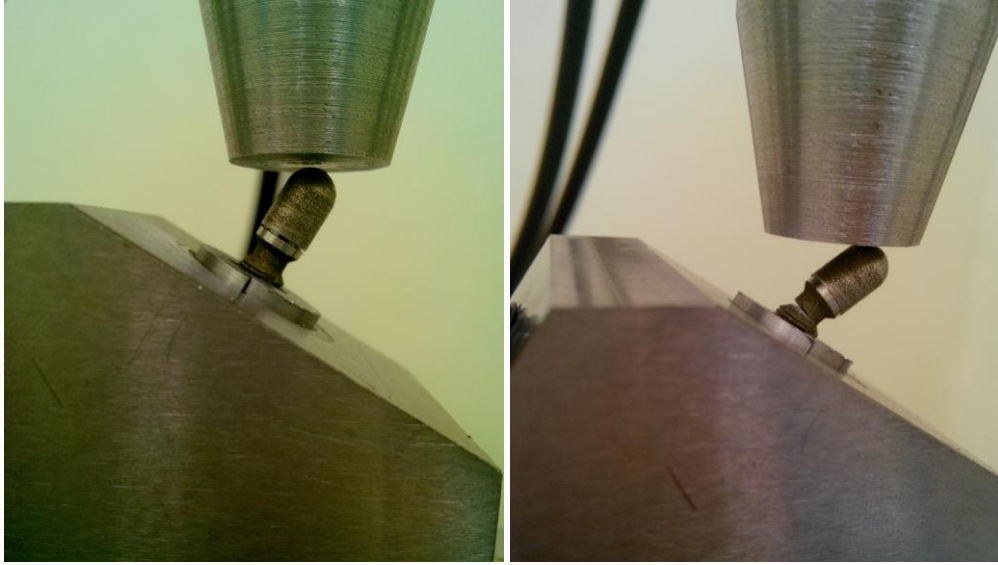
Şekil 6.10. DMLS metoduyla üretilen dental implant kırılma yüzeyinin kütlece element oranı

6.4. Statik Basma Testi Bulguları

Talaşlı imalat ve lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantların yorulma ömürlerinin tespit edilmesi için bir dizi ön işlem gerekmektedir. Öncelikle numunelerin akma sınırlarının tespit edilmesi gerekmektedir. Bu nedenle numuneler ayrı ayrı statik basma testine tabi tutularak ortalama akma değerleri bulunmuştur. Basma testi sonucu elde edilen değerler Şekil 6.11’de grafik üzerinde gösterilmiştir. Statik basma testi öncesi ve yükleme sonrası numune görüntüleri Şekil 6.12’de gösterilmiştir.



Şekil 6.11. Talaşlı imalat ve DMLS yöntemiyle üretilen dental implantın statik basma testi değerlerinden elde edilen gerilme-yüzde uzama grafiği



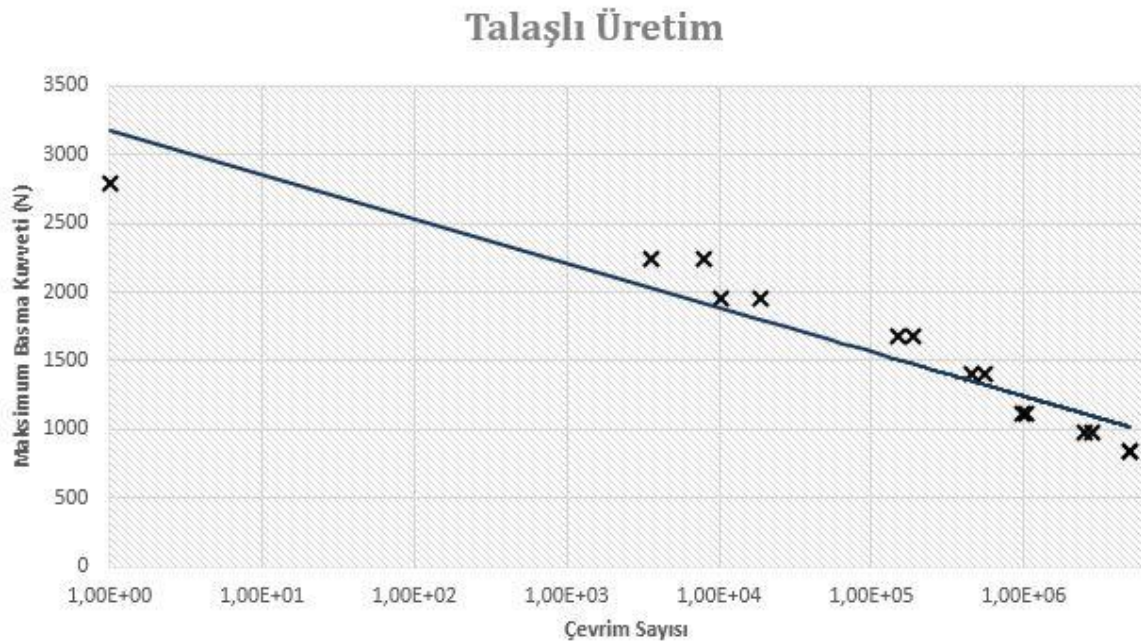
Şekil 6.12. Yükleme öncesi ve kırılma sonrası görüntü

6.5. Dental İmplant Yorulma Test Bulguları

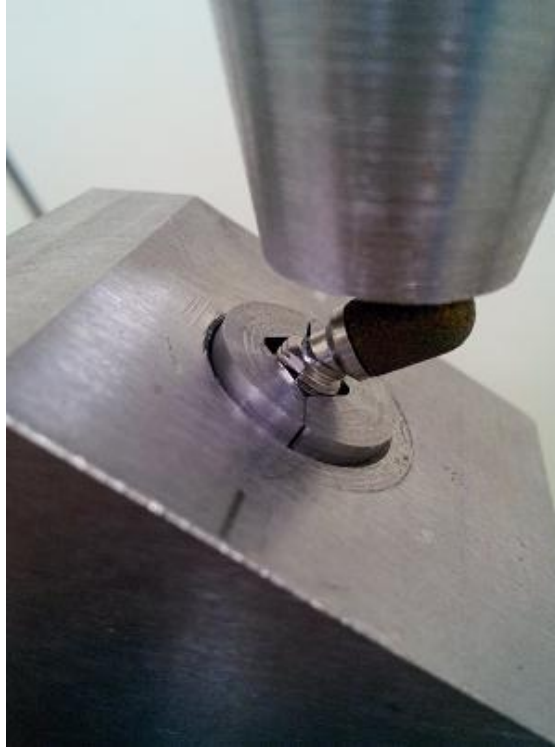
Talaşlı imalat ve lazer sinterleme yöntemiyle üretilen dental implantların ISO 14801 standardına göre yorulma testleri yapılmıştır. Bu testlerde başlangıç değeri, statik test sonucu talaşlı imalat ile üretilen monoblok dental implantların akma değerine karşılık gelen yük değeri olan 2794 N esas alınmıştır. Standartta göre bu değerin % 80, %70, %60, %50, %40, %30, %20 si kadar değerler uygulanarak ürünün 5 000 000 çevrime dayanacak maksimum yük değeri bulunmuştur. Testler sonucu numunelere uygulanan yükler, elde edilen çevrim sayıları ve hasar durumları Çizelge 6.1 ve Şekil 6.13'te gösterilmiştir. Buna göre 838 N a kadar uygulanan kuvvetler sonucunda numuneler boyun bölgesinden yorulma çatlağına bağlı olarak kırıldığı gözlenmiştir. Kırılma olmaksızın elde edilen maksimum çevrim sayısı, 838 N'luk yük değeri için 5.000.000 çevrimi geçmiştir. Buna göre; kırılmanın gerçekleşmediği maksimum yük değeri 838 N olarak belirlenmiş ve standarda bağlı olarak Sonsuz ömür tayin edilmiştir.

Çizelge 6.1. Talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiş dental implantların yorulma test bulguları

Numune	Min. bası yükü (N) –	Maks. bası yükü (N) –	Çevrim sayısı	Sonuç
1	279,4	2794	1	Hasar
2	223,5	2235	2356	Hasar
3	195,5	1955	8460	Hasar
4	167,6	1676	186458	Hasar
5	139,7	1397	456367	Hasar
6	111,7	1117	978521	Hasar
7	97,7	977	3 015 863	Hasar
8	83,8	838	5 000 000	Sonsuz ömür



Şekil 6.13. Talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiş dental implantlar için yük-çevrim sayısı grafiği

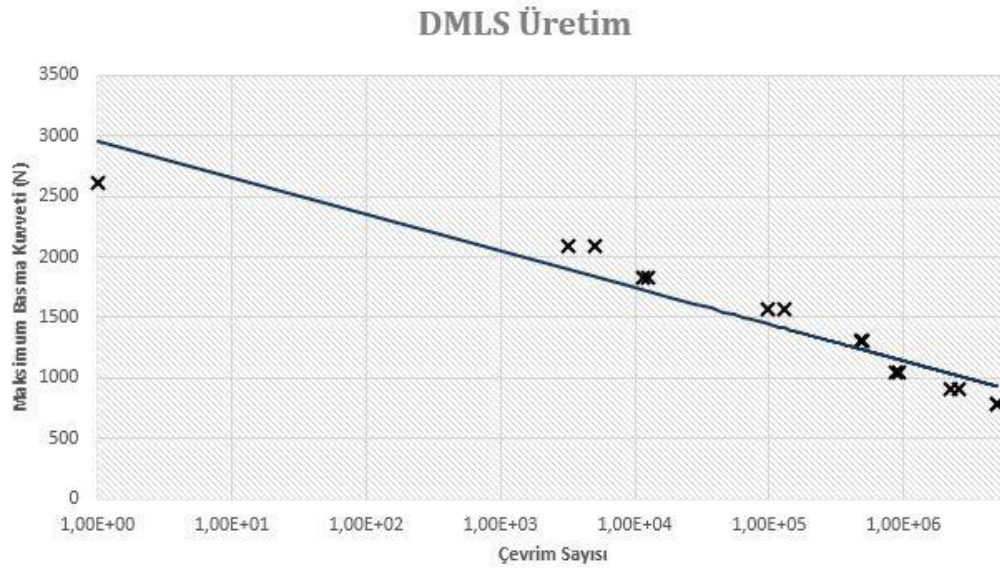


Şekil 6.14. Talaşlı imalat ile üretilmiş numunelerde yorulma testi sonrası örnek kırılma şekli

Aynı işlem lazer sinterleme ile üretilmiş monoblok dental implantlar için tekrarlanmıştır. Bu testlerde başlangıç değeri, statik test sonucu lazer sinterleme ile üretilen monoblok dental implantların akma değerine karşılık gelen yük değeri olan 2612 N esas alınmıştır. Standartta göre bu değerin % 80, %70, %60, %50, %40, %30, %20 si kadar değerler uygulanarak ürünün 5 000 000 çevrime dayanacak maksimum yük değeri bulunmuştur. Testler sonucu numunelere uygulanan yükler, elde edilen çevrim sayıları ve hasar durumları Çizelge 6.2 ve Şekil 6.15'te gösterilmiştir. Buna göre 783 N'a kadar uygulanan kuvvetler sonucunda numuneler boyun bölgesinden yorulma çatlamağına bağılı olarak kırıldığı gözlenmiştir. Kırılma olmaksızın elde edilen maksimum çevrim sayısı, 783 N'luk yük değeri için 5.000.000 çevrimi geçmiştir. Buna göre; kırılmanın gerçekleşmediğı maksimum yük değeri 783 N olarak belirlenmiş ve standartta bağılı olarak Sonsuz ömür tayin edilmiştir.

Çizelge 6.2. Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantların yorulma test bulguları

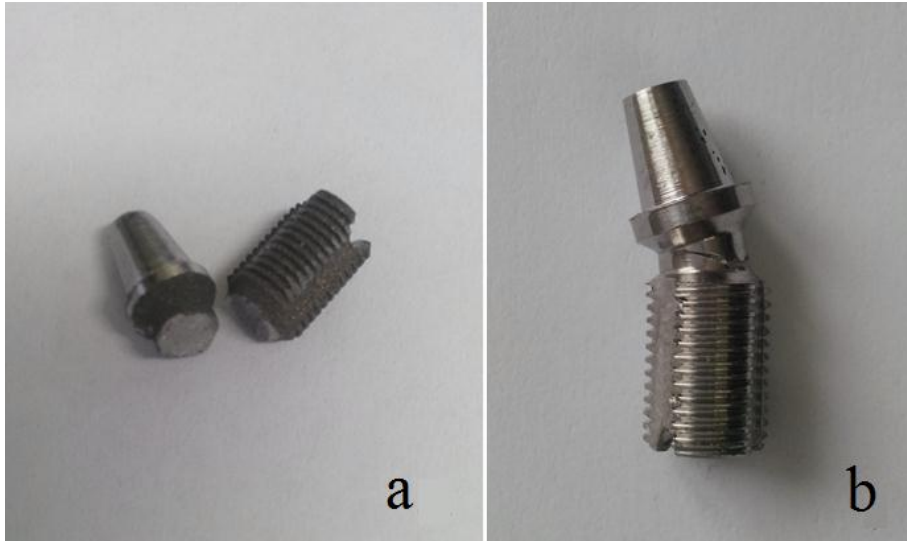
Numune	Min. bası yükü (N)	Maks. bası yükü (N)	Çevrim sayısı	Sonuç
1	261,2	2612	1	Hasar
2	208,9	2089	3215	Hasar
3	182,8	1828	12583	Hasar
4	156,7	1567	130364	Hasar
5	130,6	1306	490258	Hasar
6	104,4	1044	874639	Hasar
7	91,4	914	2 579 012	Hasar
8	78,3	783	5 000 000	Sonsuz ömür



Şekil 6.15. Seçmeli lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantlar için yük-çevrim sayısı grafiği

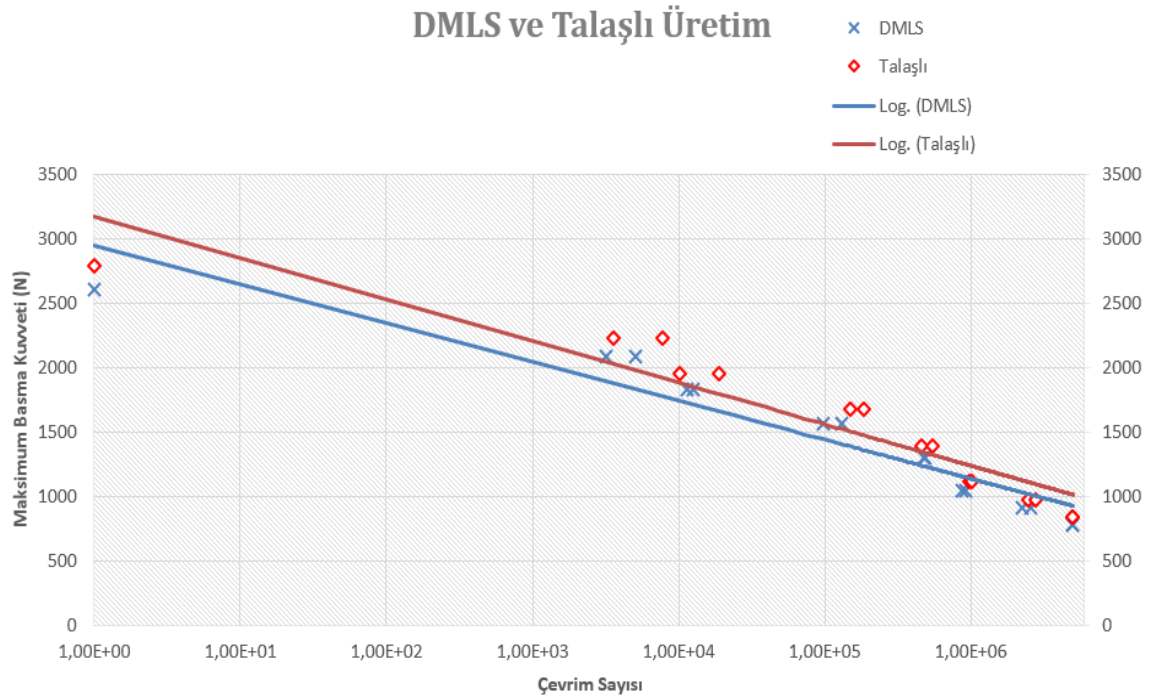


Şekil 6.16. DMLS ile üretilmiş numunelerde yorulma testi sonrası örnek kırılma şekli



Şekil 6.17. a) DMLS ile üretilmiş numune boyun bölgesi kırılma görüntüsü b) Talaşlı imalat ile üretilmiş numune boyun bölgesi kırılma görüntüsü

Talaşlı imalat ve lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş monoblok dental implantların yorulma testi sonrası elde edilen veriler grafik üzerinde karşılaştırılmıştır. Buna göre talaşlı imalat ile üretilmiş monoblok dental implantların lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş implantlara göre daha dayanıklı oldukları görülmüştür. Fakat bu farklılık çok düşük seviyededir. Sonuçlar grafik olarak Şekil 6.18’de gösterilmiştir.



Şekil 6.18. Talaşlı İmalat ve seçmeli lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş dental implantların yük-çevrim sayısı grafiği

6.6. İmplant Üretim Maliyeti Bulguları

Çizelge 6.3. 100 Adet monoblok dental implant için talaşlı imalat ve DMLS yöntemi ile üretim-zaman tablosu

İşlem Adı \ Süre	Talaşlı İmalat	DMLS
İmalat öncesi makine / takım ayarlama	4 saat	6 saat
Üretim zamanı	3 saat	7 saat
Üretim sonrası işlem süresi	1 saat	8 saat
TOPLAM SÜRE	8 Saat	21 Saat

Çizelge 6.4. Talaşlı İmalat ve DMLS Yöntemi ile üretilmiş monoblok dental implantların maliyet tablosu (Euro cinsinden)

İşlem Adı \ Maliyet	Talaşlı İmalat	DMLS
100 adet monoblok dental implant	550 €	1710 €

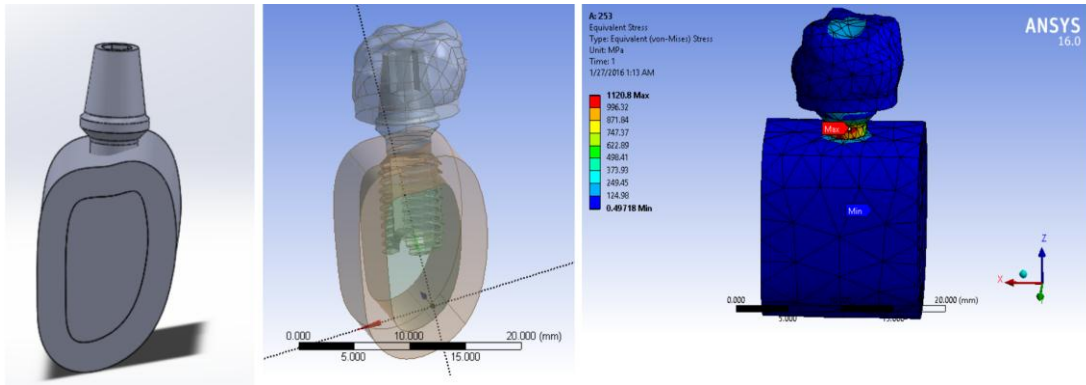
Aralık 2015 tarihli Merkez Bankası döviz kurlarına göre (Tablo 6.5.) Türk Lirası cinsinden maliyet çıkarılacak olursa: 1 adet monoblok dental implantın talaşlı üretim yöntemiyle üretilmesi durumunda maliyeti **5,5 €**'ya mukabil gelen yaklaşık **18 TL**, DMLS yöntemiyle üretilmesi durumunda maliyeti **17,1 €**'ya mukabil gelen yaklaşık **56 TL** dir.

Çizelge 6.5. Aralık 2015 Merkez Bankası döviz kurları(Euro-US Dolar-TL Paritesi)

EURO (€)	DOLAR (\$)	TÜRK LİRASI (TL)
1	1,0961	3,2776

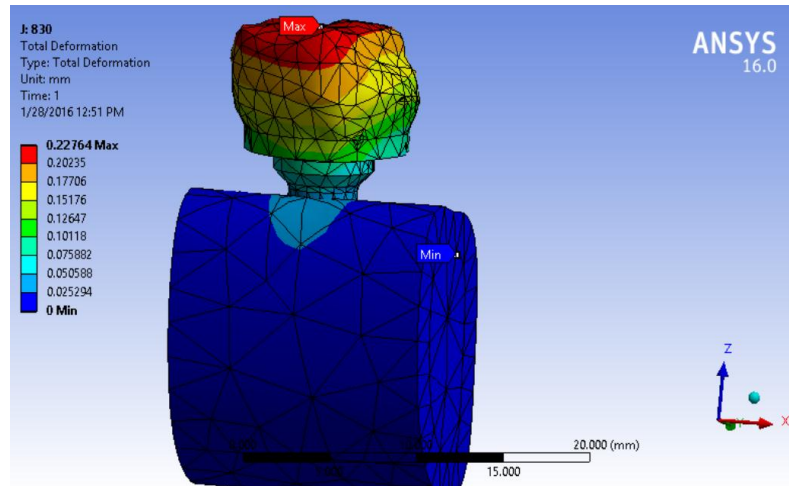
6.7. Sonlu Elemanlar Analizi Bulguları

İmplant-çene kemiği arasında oluşan gerilmeleri simule etmek için sonlu elemanlar modeli oluşturulmuş (Şekil 6.19) ve modele uygulanan kuvvet değerleri altında elde edilen Von Misses gerilme değerleri seramik porselen, implant ve kortikal kemik için Şekil 6.20 – 6.23'te sunulmuştur. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan düğüm ve eleman sayıları her bir parça için ayrı olarak Çizelge 6.6'da verilmiştir.

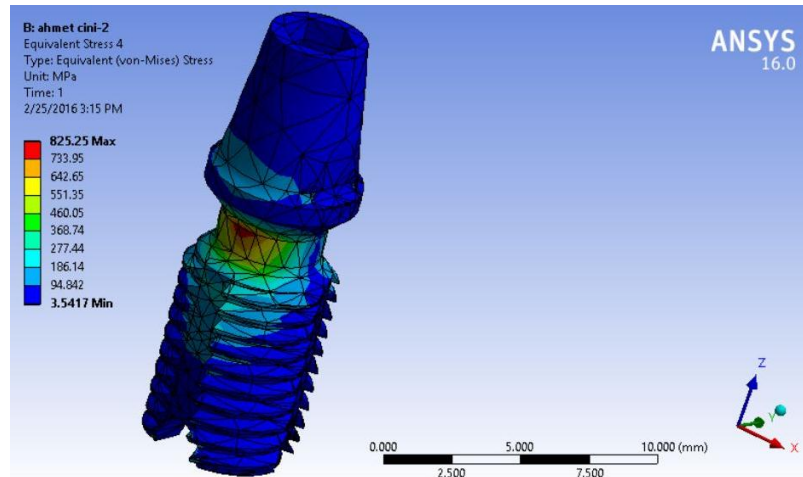


Şekil 6.19. Mono blok dental implantların çene kemiğine monte edilmiş analiz öncesi ve analiz sonrası görüntüsü

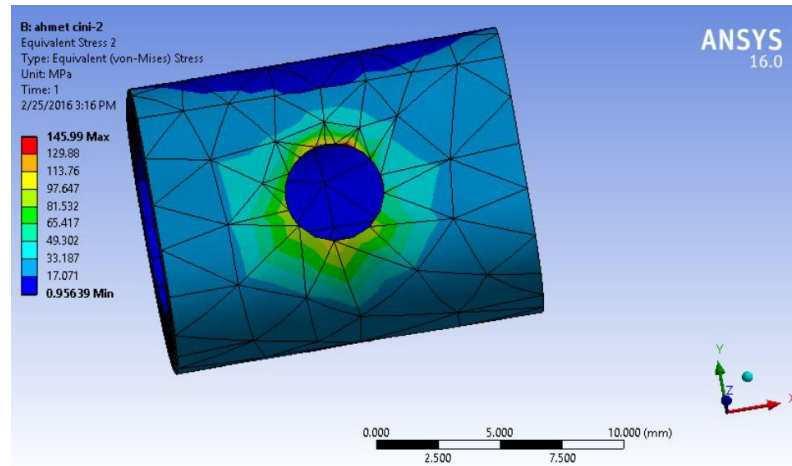
Talaşlı imalat ve lazer sinterleme yöntemleri ile üretilmiş dental implantlar sonlu elemanlar modeli kullanılarak analiz edilmiştir. Bu çalışmada dental implantlara dikey eksene 30 derece ile verilen yük sonrasında monoblok dental implantın boyun bölgesinde maksimum gerilmeler 825,2 MPa (Şekil 6.21) ve kortikal kemikte 193 MPa (Şekil 6.22) olarak bulunmuştur. Elde edilen analiz sonuçları kortikal kemiğin gerçekte dayanabileceği maksimum gerilme değerlerinin üzerindedir (Martin ve ark., 1998). Yapılan deneysel çalışmalarda dental implantların boyun bölgesinden kırıldıkları görülmüştür. Her iki çalışma birbirini doğrular niteliktedir.



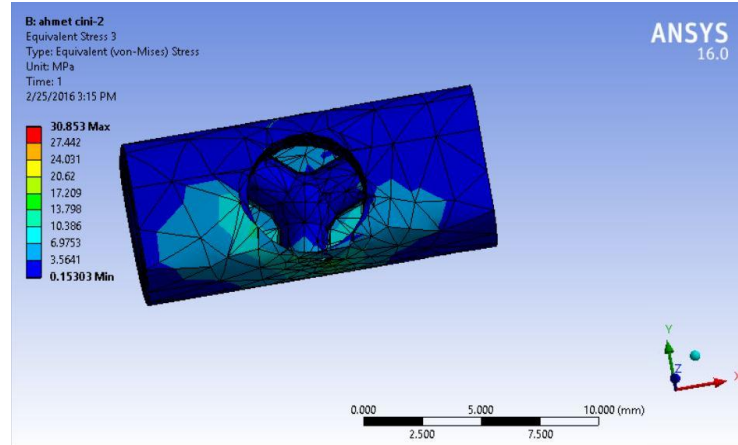
Şekil 6.20. Porselen üst yüzeyinde oluşan deformasyonlar



Şekil 6.21. Mono blok dental implantın boyun bölgesinde oluşan gerilmeler



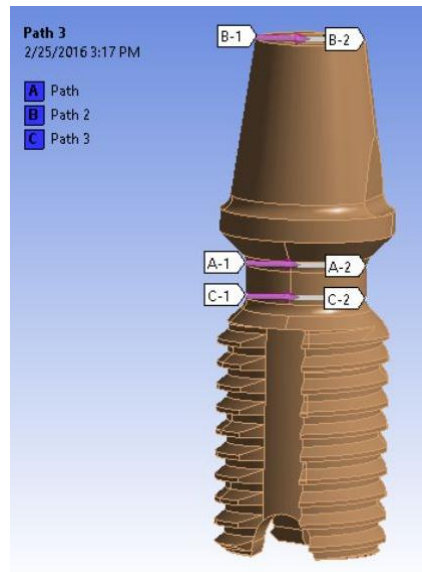
Şekil 6.22. Kortikal kemik iç vidalı yüzeyde oluşan gerilmeler



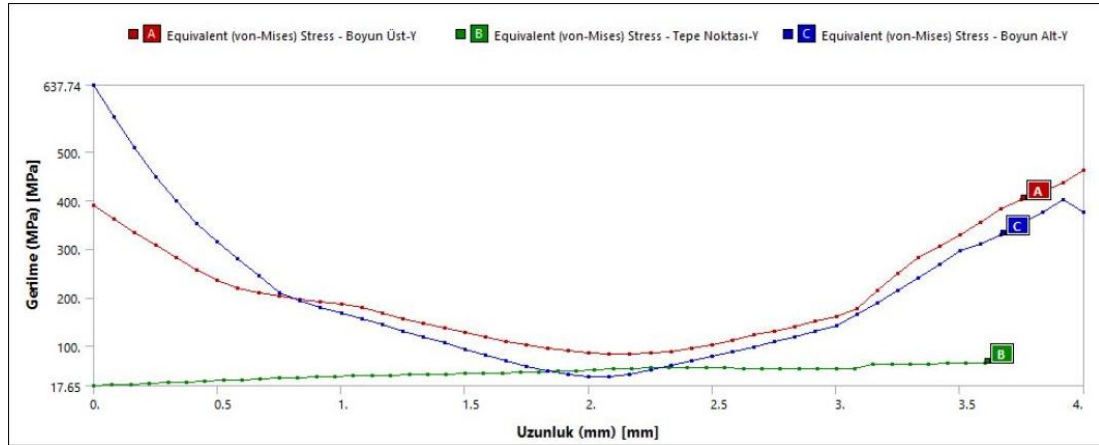
Şekil 6.23. Spongios kemik üst yüzeyinde oluşan gerilmeler

Çizelge 6.6. 830 N yük altındaki Von-Mises gerilme değerleri

Parça	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı	Elastik Modülü (GPa)	Von-Mises (MPa)
İmplant	9904	5383	110	825,2
Kortikal Kemik	4077	2265	13.4	198.2
Spongios Kemik	12342	7700	3	30.8



Şekil 6.24. İmplant boyun ve tepe bölgesine yapılan path görüntüsü



Şekil 6.25. İmplant boyun ve tepe bölgesine yapılan path üzerine gelen gerilme değerleri

Şekil 6.24'te dental implantın protez ile temas ettiği üst kısmı (B1-B2) ve en çok hasarın olduğu boyun üst (A1-A2) ve alt bölgesinde (C1-C2) bir path (yol) oluşturulmuştur. Path boyunca oluşan gerilme değerleri şekil 6.25'te karşılaştırmalı grafik olarak gösterilmiştir. Grafik üzerinde görüldüğü gibi implant boyun bölgesinde en dış çapta gerilme değerleri maksimuma ulaşmaktadır. En dıştan merkeze doğru ilerledikçe gerilme değerinin azaldığı görülmektedir.

7. TARTIŞMA

Tasarım, başlangıçta birçok problemi beraberinde getiren karmaşık ve uzun bir süreçtir. Bu nedenle yapılan yeni tasarımların ihtiyaçlara ne seviyede çözüm sunduğu zamana bağlı olarak kullanıcıların eleştiri ve önerileri doğrultusunda ortaya çıkmaktadır. İmplantlar ve implant materyallerindeki gelişmeler dental alanda karşılaşılan ağır sağlık sorunlarını kalıcı olarak çözmek veya rehabilite etme zaruretiyle ortaya çıkmıştır. Dental implant alanında pek çok tasarım var olmakla beraber bu alanda hala çalışmaya ihtiyaç vardır (Çehreli, 2004). Ancak bu alandaki başarılar ferdi olmaktan ziyade ekip çalışması sonucu ortaya çıkmaktadır.

Uygulama alanındaki hekimler anatomik, morfoloji, fizyolojik fonksiyonlar ve patolojik zorunlulukları biyomalzeme üretim ve sentezleme alanında çalışan malzemeci ve biyomekanik alanında çalışan mühendisler ile ihtiyaçları koordine etmesi ve ekibin ihtiyaçlara göre malzeme sentezleyip tasarım yapması bu tasarımları imal edip prototipleri geliştirerek denemeleri ile başarılar ortaya çıkmaktadır.

Genellikle mono blok implantlar konjenital diş eksikliklerine bağlı mediodistal yer darlığı olan olgularda, doğal dişlerin kök mesafelerinin 3 mm den az olduğu durumlar ile ortodontik ankraj ihtiyaçlarını çözmek amacıyla doğduğu bilinen bir gerçektir (Dalkız, 2009). Ancak ilerleyen yıllarda vertikal kemik seviyesi yetersizliklerinde hastaların ileri cerrahi uygulamalarından kaçınmaları, kemik ögumentasyon yöntemlerinin yetersiz kalması ve maliyetleri ciddi olarak arttırması kısa geniş çaplı monoblok implant tasarımlarını gündeme getirmiştir.

Bu çalışmamızda bu gayretlere katkı sunmak amacıyla doğal üst molar dişlerin kök morfolojik yapılarından ilham alınarak dental implant modeli tasarlanmıştır. Tasarlanan geometri sayesinde dental implant gövdesinde yüzey alanının arttırılması ve farklı doğrultulardan gelen çiğneme kuvvetlerinin dengeli olarak çene kemiklerine iletilmesi hedeflenmiştir. Fakat yapılan tasarımın seri üretime hazır hale gelebilmesi için endüstriyel üretim metotlarına uygun olması gerekmektedir.

Bunlara aykırı olarak molar diş köküne benzeyen çalışmalarda yapılmıştır (Chahine, 2008; Sözkcs, 2010).

Talaşlı imalat metoduyla üretilmesi imkânsız olan karmaşık geometriye sahip parçalar seçmeli lazer sinterleme yöntemiyle rahatlıkla üretilebilmektedir. Ayrıca yeterli seviyede mekanik özellikleri olan ve poroz yapıya sahip ürünlerin üretilebilmesi biyomedikal sektörde DMLS yöntemi ile üretimi üstün kılmaktadır (Campoli, 2013). Fakat üretilebilir parça ebatlarının sınırlı olması ve hammadde tedarikinde yaşanan zorluklar bu yöntemin eksileri olarak görünmektedir. DMLS yönteminde hammadde tedariki nispeten zor ve pahalıdır. Ayrıca hammadde olarak kullanılan tozun nakliyesi özel prosedürler gerektirir. Titanyum tozlarının açık havada oksijen ile teması durumunda yanma eğilimi yüksektir. Bu nedenle çalışma ortamı için özel güvenlik önlemleri alınmalıdır. Ayrıca DMLS tezgâhında çalışacak personelin özel eğitilmiş olması gerekmektedir. Bu gibi kısıtlardan dolayı lazer sinterleme ile üretim yöntemi hem pahalı hem de fazla prosedüre sahip bir süreçtir (EOS, 2014).

Çalışmamız toz metalürjisi ile üretim teknolojilerinden biri olan DMLS sisteminin tasarladığımız monoblok implant üretiminde istenen kalitede ve yüzey özelliklerinde poröziteye sahip implant fixture ve abutment üretimine izin verdiği gözlemlendi.

Aynı tasarımın talaşlı imalatla gerçekleştirilenlerle mekanik olarak yapılan testlerde benzer sonuçlar vermesi her iki yöntemle üretilen implantların ağız ortamının mekanik olarak güvenle kullanılabileceği sonucunu ortaya koymuştur. SLS ile üretilen implantların fixture (Body) kısımlarının direkt poröz olarak imalat sonunda ortaya çıkması bir avantaj gibi gözükmeyle birlikte imalatında özel ekipmanlar özel tozlar ve özel yetişmiş uzman personel yanında üretim süreçlerinin ekonomik olmaması bir dezavantaj gibi gözükmektedir. Talaşlı imalatın kolay olması ve ekonomik olması üstün yanları olmakla birlikte fixture kısmına yüzey alanını genişletme amacıyla porözite kazandırmak maksadıyla asitleme, kumlama, plazma sprey, lazer pürüzlendirme ve anodizasyonla nano yüzey işlemi yapmak gibi zorunlulukların olması yöntemin dezavantajları olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çift parçalı ve monoblok dental implantlar üretim teknolojileri açısından ve maliyet açısından büyük farklar oluşturmamakla birlikte klinik kullanım açısından ciddi farkları bulunmaktadır. Çift parçalı implantlar da en büyük avantaj derin doku undercut'ları bulunan anterior diş eksikliklerinde açılı abutment kullanımına izin vermesidir. Ancak bu implantlarda dişler arası boşlukların 4mm den dar olduğu tek diş eksikliklerinde oklüzal kuvvetleri karşılayabilecek ve gelen kuvvetlere karşı dayanabilecek biyomekanik dayanıma sahip 3mm den ince üretilbilme olanağının bulunmamasıdır. Yapılan çalışmalar ve denemeler 3 mm den ince iki parçalı dental implant uygulamalarının büyük bir çoğunluğunun fixture, abutment veya abutment bağlantı vidası kırıkları ile sonuçlanmıştır (Gleiznys, 2012). Buda dental implant üretici firmaların üretim bantlarında ince dental implantların en incisini 3 mm veya 3.2 mm olmasına neden olmuştur. Dental uygulamalarda en ince implantlar monoblok olarak üretilmesi başarılabilmektedir. Bunlarda genellikle 2 mm, 2.5 mm veya 3 mm çaplarındadır. Ayrıca ortodontide uygulanan kuvvetler ankraj oluşturmak amacıyla daha küçük çaplı talaşlı imalat yöntemleriyle üretilmiş implantlarda mevcuttur (Tidal, 2015).

Dalkız implantlarda ki başarısızlıkları hekimlere bağlı, laboratuvara bağlı, hastaya bağlı ve malzemeye bağlı olmak üzere dört grup altında toplamıştır. Hastaya bağlı başarısızlıkları daha teşhis aşamasında hasta seçiminde önlenebileceğini, laboratuvar ve hekime bağlı başarısızlıklarında eğitim, dikkatli çalışma ve doğru yöntem seçimiyle önlenebileceğini, materyale bağlı başarısızlıkların ise imalat yöntemine, implant yüzey işlemlerine, implant tasarımına ve parçalar arası uyuma bağlı olduğunu ifade etmişlerdir (Dalkız, 2013). Talaşlı imalat yöntemiyle üretilen dental implantlar hızlı ve ekonomik olmalarından ötürü tercih edilse de, osseointegrasyon sürecini hızlandırmak için ekstradan yüzey işlemleri gerektirmektedir. DMLS yönteminde karmaşık geometrilere sahip parçalara rahatlıkla üretilbilmektedir ancak üretim esnasında için bazı teknik kısıtlar bulunmaktadır. Mesela, bu yöntemde tozların lazer ergitme yapılarak doğru bir şekilde ürün elde edebilmek için ürün makro profilinde yatayda 45 dereceyi geçen eğrilerin tercihen bulunmaması istenmektedir (EOS, 2014).

Yapılan tasarım çalışmamızda alt azı dişlerinin kök morfolojilerini baz alarak hem talaşlı imalat hem de SLS yöntemiyle üretilebilir teknik özelliklere sahip kısa dental implant tasarımının talaşlı imalat yöntemiyle üretilmesinin, DMLS yöntemine göre daha ekonomik ve hızlı olduğu saptanmıştır.

Sözkes yaptığı çalışmasında, çift parçalı bir implant tasarımı yaparak iç vidayı implant aksından apex'e doğru hareket ettirdikçe bacakları açılarak molar diş köküne benzeyen bir implant tasarımı yapmıştır. Her ne kadar teorik olarak uygulanabilir gözükse de bu çalışmanın pratikte pek çok zorluğu olduğu görülmektedir. İmplantın sahip olduğu ve iç vidanın sıkılmasıyla açılan bacaklar kemik içerisinde açılmaya çalışarak özellikle D1 ve D2 tip kemikte istenmeyen gerilmeler oluşturarak kemik rezorpsiyonlarına neden olabilmektedir. implant gövdesinde yarıklar açılarak oluşturulan bacak bölgelerinin, artan oklüzal yükler sonucu yüksek gerilmelere maruz kalarak daha kısa ömürlü olabileceği tahmin edilmektedir. İmplant gövdesi üzerine gelen fazladan gerilmeler bacakların birleşme bölgelerinde mikro çatlaklara ve sonrasında ciddi hasarlara neden olabileceği öngörülmektedir. Kaldı ki, implant malzemesi olarak kullanılan titanyum alaşımlarının ince çaplı bir iç vida yardımıyla D1 ve D2 kemik içerisinde pek de mümkün gözükmemektedir. Ayrıca yapılan tasarımın üretilebilir olması açısından da bazı zorlukları bulunmaktadır. İmplant üzerinde bu derece hassas yarıklar açabilmek için özel donanım ve yetişmiş personel bulundurmak tasarımı konsept çalışmadan ileriye götürmemektedir.

Bozkaya ve ark. 5 farklı implant markasına ait farklı implantları extrem yüklemeler yaparak sonlu elemanlar yönteminde simule etmiştir. Tasarladığımız implanta benzer boyutları olan Ankylos marka implanta ait gerilme değerleri, yaptığımız tasarımdan daha düşük değerlerde bulunmuştur. Bunun nedeni olarak Ankylos implantın çift parçalı sisteme sahip olması düşünülebilir (Bozkaya ve ark., 2004).

Yapılan literatür araştırmaları sonucunda molar bölgede diş köküne gelen kuvvet miktarı en fazla 700 N civarındadır (Çizelge 3.1). Molar diş kök yapısı morfolojisinden esinlenerek yaptığımız kubbe tabanlı diş implantı, yapılan sonlu elemanlar analizlerinde görüldüğü gibi, üzerine gelebilecek maksimum ısırma

kuvvetlerine dayanabileceği ön görülmektedir (Şekil 6.21). Deneysel olarak yapılan yorulma testlerinde tasarlanan implantlar dan DMLS yöntemiyle üretilenler 783 N ve talaşlı imalat yöntemi ile üretilenlerin 838 N yük altında sonsuz ömür değeri verdiği tespit edilmiştir.

Dental implantların kırılma yüzeylerinde yapılan EDS analizleri ile sertifikalı olarak temin edilen malzemelerin güvenilirliği test edilmiştir. Ayrıca EDS analizleri sonucunda elde edilen yüzey fotoğraflarına bakılarak, malzeme içerisinde elementlerin homojen biçimde dağıldıkları görülmektedir. Bu bilgiler ışığında malzemede oluşan kırılmanın içyapısı ile doğrudan alakalı olmadığı, yük altında çevrime bağlı olarak hasar meydana geldiği tespit edilebilir. Ayrıca malzeme özellikleri ve tasarımları aynı olan sadece üretim metotları farklı olan iki dental implantın yorulma ömürlerindeki küçük farklılık, yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilendirilebilir. Yüzey kalitesine bağlı oluşan pürüzlülük değerinin malzeme yüzeyinde çatlak başlangıcı için önemli bir etken olduğu bilinen bir gerçektir (Akkurt, 2012).

Hem deneysel hem de sonlu elemanlar analizi değerleri birbirini doğrular niteliktedir. Bu verilere bakılarak yapılan tasarımın güvenle ağızda kullanılabileceği düşünülmektedir.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında yetersiz kemik seviyesi olan çeneler için yeni bir monoblok dental implant tasarımı yapılmış ve seri üretime hazır bir endüstriyel ürün haline getirilmiştir. Bu çalışma kapsamında elde edilen yeni dental implant tasarımı için ilgili kurumlara patent-tescil başvuruları yapılarak ürünün sahip olduğu yenilikler koruma altına alınmıştır. Çalışma kapsamında tasarım ve üretimi yapılan dental implant ISO 14801 standardına göre yorulma testlerine tabi tutulmuş ve elde edilen ömür değerleri literatür de yapılan çalışmalarla kıyaslanmıştır. Buna göre çene kemiğinin molar bölgelerinde kullanıldığında, üzerine gelebilecek yüklere karşı yeterli mekanik dayanıma sahip olduğu görülmüştür. Bu çalışma kapsamında elde edilen dental implantlar farklı araştırma gurupları tarafından biyouyumluluk testlerine tabi tutulmuş ve doku kültürlerinde herhangi bir toksite değeri gözlenmemiştir. Dental implant üreticilerine ön bilgi sunması amacıyla tasarımı yapılan dental implantlar iki farklı yöntemle üretilmiş ve üretim maliyetleri incelenmiştir. Buna göre; talaşlı üretim yöntemi, seçmeli lazer sinterleme yöntemine göre daha ucuz ve daha hızlı olduğu tespit edilmiştir.

Doğrudan metal lazer sinterleme yöntemi ile üretim talaşlı üretime göre neredeyse 3 katı kadar pahalı ve yavaş olmasına rağmen, implant osseointegrasyon sürecinde istenen yüzey özellikleri bakımından talaşlı üretime nispeten daha başarılı olması beklenmektedir. İleriki dönem çalışmalarında yüzey özellikleri dikkate alınarak daha kapsamlı çalışmaların yapılması üretim yöntemlerinin mukayesesine derinlik kazandıracaktır.

Ülkemizin medikal ürün ve implant tasarımında arzu edilen seviyeye çıkması ve uluslararası arenada hak ettiği yere ulaşabilmesi için bu alanda yapılacak çalışmalar önem arz etmektedir. Bu çalışma dental implant alanında çalışma yapacak araştırmacıların beklentilerini karşılayabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Akça, K., Çehreli, M.C., İplikçioğlu, H., 2002. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 115-121.
- Akkurt, M., 1992. Talaş Kaldırma Yöntemleri ve Takım Tezgahları. Birsen Yayın Evi, İstanbul, 312 s.
- Akkurt, M., 2012. Makine Elemanları Teorik Esaslar ve Hesap Yöntemleri, 1. cilt. Birsen Yayın Evi, İstanbul, 757 s.
- Albrektsson, T., 2008. Hard tissue implant interface. *Australian Dental Journal*, 53, 34-38.
- Anonim, 2008. Lazer sinterleme sistemi şematik gösterimi. <http://www.custompartnet.com/wu/selective-laser-sintering> (15.12.2015).
- Atzeni, E., Salmi, A., 2012. Economics of additive manufacturing for end-usable metal parts. *International Journal Advanced Manufacturing Technologies*, 62 (9), 1147–1155.
- Babbush, C.A., Hahn, J.A., Krauser, J.T., Rosenlicht, J.L., 2011. *Dental Implants Book*. 2nd Edition, Saunders Elsevier Company, USA, 544 p.
- Bakke, M., Holm, B., Jensen, B.L., Michler, L., Moller, E., 1990. Unilateral, isometric bite force in eight to eighty-eight year old women and men related to occlusal factors. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 98, 149-158.
- Baumers, M., Dickens, P., Tuck, C., Hague, R., 2014. The cost of additive manufacturing: machine productivity, economies of scale and technology-push. *Technological Forecasting & Social Change*, 102, 193-201.
- Boggan, R.S., Strong, J.T., Misch, C.E., 1999. Influences of hex geometry and geometric table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, 436-440.
- Bothe, R.T., Beaton, L.E., Davenport, H.A., 1940. Reaction of bone to multiple metallic implants. *The Journal of Surgery, Gynecology and Obstetrics*, 71, 598-602.
- Bozkaya, D., Müftü, S., Müftü, A., 2004. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 523-530.
- Börklü, H.R., 2010. *Mühendislik Tasarımı- Sistemik Yaklaşım*. Hatiboğlu Basım ve Yayın, Ankara, 620 s.

- Brånemark, P.I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B.O., Lindström, J., Olsson, A., 1969. Intraosseous anchorage of dental prostheses: 1. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3, 81-100.
- Brånemark, P.I., 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw; Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 16, 1-132.
- Braun, S., Bantleon, H.S., Hnat, W.P., Marcotte M.R., Johnson B.E., 1995. A study of bite force, 1. Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*, 65(5), 367-372.
- Braun, S., Hnat, W.P., Freudenthaler, J.W., Marcotte, M.R., Hönigle, K., Johnson, B.E., 1996. A study of maximum bite force during growth and development. *The Angle Orthodontist*, 66, 261-264.
- Brunski, J.B., 1988. Biomechanical considerations in dental implant design. *International Journal of Oral Implantology*, 5(1), 31-49.
- Campoli, G., Borleffs, M.S., Yavari, S. A., Wauthle, R., Weinans, H., Zadpoor, A.A. 2013. Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing. *Materials and Design*, 49, 957–965.
- Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., Brånemark, P.I., 1986. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 57, 285-289.
- Chahine, G., Koike, M., Okabe, T., Smith, P., Kovacevic, R., 2008. The design and production of Ti-6Al-4V ELI customized dental implants. *The Journal of Minerals, Metals and Materials Society*, 60, 50-55.
- Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C., Choi, Y.C., Baik, H.K., Ku, Y., Kim, M.H., 2002. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 565-74.
- 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(1), 33-58.
- Cowin, S.C., 2001. *Bone Mechanics Handbooks*. Taylor & Francis Group, an Informa Group Company, Florida, USA, pp 980.
- Currey, J.D., 1984. *The Mechanical Adaptations of Bones*. Princeton University Press, New Jersey, USA, 436p.
- Çayır, F., 2011. Osseointegrasyon. Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilim Dalı, İzmir.

- Çehreli, M., Şahin, S., Akça, K., 2004. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *Journal of Dentistry*, 32, 123–132.
- Çiftçi, İ. 2007. Kesici Takımlar ve Kesme Teorisi Ders Notları, Z.K.Ü Karabük Teknik Eğitim Fakültesi Ders Notları, Karabük.
- Dalkız, M., 2009. Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. Vestiyer Yayınları, İstanbul, 638 s.
- Dalkız, M., 2013. İmplantolojide Başarısızlık Sebepleri ve Çözüm Önerileri. Vestiyer Yayınları, İstanbul, 168 s.
- Davies, J.E., 1998. Mechanism of endosseous integration. *International Journal of Prosthodontics*, 11, 391-401.
- Dean, J.S., Throckmorton, G.S., Ellis, E., Sinn, D.P., 1992. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthognathic surgery patients. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 50, 1284-1288.
- De Garmo, E.P., Black, J.T., Kohser, R.A., 1997. Materials and Processes in Manufacturing. Prentice-Hall Incorporation, New Jersey, USA, 652 p.
- De Tolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B., 2000. The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implant*, 26, 77-81.
- Dizen, F., 2008. Osteointegre Dental İmplant Yapılmış Hastalarda Il-1 Genotipi ve Düzeylerinin incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- EOS, 2014. M280 Training Notes (Operation Notes), EOS GmbH, Munich, Germany.
- Fischer, P., Romano, V., Weber, H.P., Karapatis, N.P., Boillat, E., Glardon, R., 2003, Sintering of commercially pure titanium powder with a Nd:YAG laser source. *Acta Materialia*, 51(6), 1651-1662.
- Foster, A.D., Rosenzweig, M.R., 2010. Microeconomics of technology adoption. Center discussion. http://www.econ.yale.edu/growth_pdf/cdp984.pdf (18.12.2015).
- Frost, H.M., 1986. Intermediary Organization of the Skleton. CRC Press. Boca Raton, FL, USA. 384 p.
- Frost, H.M., 2003. Update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodontistsontists*, 74(1), 3-15.

- Gideon, N.L., Ralf, S., Kruth J.P., 2003. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing technologies. State of the Art and Future Perspective Annals of the CIRP, 52(2), 589-609.
- Gleiznys, A., Skirbutis, G., Harb, A., Barzdziukaite, I., Grinyte, I., 2012. New approach towards mini dental implants and small-diameter implants: an option for long-term prostheses. Stomatologija Baltic Dental and Maxillofacial Journal, 14, 39-45.
- Gray, H., 1918. Anatomy of the Human Body. Barnes & Noble Incorporations, NY, USA, 1280 p.
- Gül, E.B., 2009. Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi. Doktora tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Hancı, M., Bozdağ, E., Arpacı, A., 2000. Biyomekanik. Logos yayıncılık, İstanbul, 328 s.
- Hansson, S., Halldin, A., 2012. Alveolar ridge resorption after tooth extraction: A consequence of a fundamental principle of bone physiology. Journal of Dental Biomechanics, 3, 17-27.
- Hench, L.L., Ethridge, E.C., 1982. Biomaterials: An Interfacial Approach. Academic Press, New York, USA, 388 p.
- Himmlova, L., Dostalova T., Kacovskyand A., Konvickova S., 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: afinite element analysis. Journal of Prosthetic Dentistry, 91, 20–25.
- Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L., 1990. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation, Quintessence Publishing Company, Tokyo, JAPAN, 462 p.
- Hollander, D.A., Walter, M.V., Wirtz, T., Sellei, R., Schmidt-Rohlfing, B., Paar, O., Josef Erli, H., 2006. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. Biomaterials, 27, 955–963.
- Hopkinson, N., Dickens, P., 2001. Rapid prototyping for direct manufacture. Rapid Prototyping Journal, 7(4), 197- 202.
- Hunter, R., Alister, F., Möller, J., Alister, J.P., 2007. Develop mono-block tooth implants using automate design and FEM analysis. Archives of Materials Science and Engineering, 28(5), 261-268.
- ISO 14801, 2007. Dentistry Implants Dynamic Fatigue Test for Endosseous Dental Implants. International Organization for Standardization, <http://www.iso.org>.

- Ivanoff, C.J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C., Lekholm, U., 1999. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2), 173-180.
- Izhar, A.A., 2010. Microstructure and Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Produced by Selective Laser Sintering of Pre-alloyed Powders. Yüksek Lisans Tezi, University of Waikato, Yeni Zelanda, 50 p.
- İlkgün, Ö., 2005. Effects of Production Parameters on Porosity and Hole Properties in Laser Sintering Rapid Prototyping Process. Yüksek Lisans Tezi, ODTÜ, Ankara, 126 p.
- Jensen, O., 1989. Site classification for the osseointegrated implant. *Journal of Prosthetic Dental*, 61, 228-234.
- Jones, N. W., 2001. Laboratory Manual for Physical Geology. McGraw-Hill press, USA, 351p.
- Kalpakistan, S, Schmid, S, 2001. Manufacturing Engineering and Technology. Prentice-Hall, New Jersey, USA, 450 p.
- Karayazgan, B., 2005. Yüz Defeklerinde Kullanılabilecek Farklı İmplant Tasarımlarının Kemikte Oluşturduğu Gerilmelerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 136 s.
- Kılıçarslan, M.A., Zaimoğlu, A., Eskitaşçıoğlu, G., 1999. Üst santral keser dişin fonksiyonel kuvvetler altındaki durumunun sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 61-69.
- Kim, W.T., Cha, Y.F., Oh, S.J., Park S.S., Kim H.W., 2001. The three dimensional finite element analysis of stress according to implant thread design under the axial load. *Korean Journal of Oral Surgery*, 27(2), 3-8.
- Kohn, D.H., 1992. Overview of factors important in implant design. *Journal of Oral Implantology*, 18, 204-219.
- Kolosov, S., Vansteenkiste, G., Boudeau, N., Gelin, J.C., Boillat, E., 2006. Homogeneity aspects in selective laser sintering (SLS). *Journal of Materials Processing Technology*, 177, 348–351.
- Lee, J.H., Frias V., Lee K.W., Wright R. F., 2005. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.
- Lekholm, U, Zarb GA., 1985. Patient Selection and Preparation. Tissue Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry, Editors: Brånemark P-I, Zarb

- GA, Albrektsson T, Quintessence Publishing Company, Chicago, USA, 199-210.
- Lemons, J., Natiella, J., 1986. Biomaterials, biocompatibility and periimplant considerations. *Dental Clinic North America*, 30, 3-23.
- Levy, G.N., Schindel, R., Kruth, J.P., 2003. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies. State of the Art and Future Perspectives, *CIRP Annals*, 52(2), 589.
- Lum, L.B., 1991. A biomechanical rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*, 17, 126-131.
- Lum, L.B., Osier, J.F., 1992. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics, 1. Horizontal loading. *Journal of Oral Implantology*, 18, 343-348.
- Makswell, G., 2015. İnsan çene kemiği anatomisi. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Çene> (16.12.2015).
- Martin, R.B., Burr, D.B., Neil, A., 1998. *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer Verlag, New York, USA, 392 p.
- Marcián, P., Borák, L., Valášek, J., Kaiser, J., Florian, Z., Wolff, J., 2014. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *Journal of Biomechanics*, 47, 3830-3836.
- Misch, C.E., Bidez, M.W., 2005. *A Scientific Rationale for Dental Implant Design, Contemporary Implant Dentistry*, Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 874 p.
- Misch, C.E., 2007. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 1098 p.
- Morgan, M.J., James D.F., Pilliar R.M., 1993. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *International Journal of Oral Maxillo Facial Implant*, 8, 409-414.
- Nalluri, P., Strong J.T., 1997. *Biohorizons Engineering Technical Report*. Biohorizons Cooperation. Birmingham, AL, USA.
- Niinomi, M., 1998. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 243(1-2), 231-236.
- Ning, Y., 2005. *Process Parameter Optimization for Direct Metal Laser Sintering (DMLS)*. Doktora Tezi, National University of Singapore, Department of Mechanical Engineering, Singapur 121 p.

- Okumura, N., Stegaroiu, R., Nishiyama, H., Kurokawa, K., Kitamura E.E., Hayashi, T., Nomura S., 2011. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. *Journal of Prosthodontic Research*, 55, 24–31.
- Özalp, Y., Özdemir, N., 2001. *Biyomateryaller ve Biyouyumluluk*. Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi, Farmasötik Teknoloji Anabilim Dalı, Ankara.
- Phillips, R.W., 2013. *Science of Dental Materials*. Elsevier Saunders Company, St. Louis, Missouri, USA, 571 p.
- Pham, D.T., Gault, R.S., 1998. A comparison of rapid prototyping technologies. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 38 (10), 1257-1287.
- Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O., 1989. Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6), 671-682.
- Robert, W.E., Smith, R.K., Zilerman, Y., 1984. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics*, 86(2), 95-111.
- Rochusa, P., Plesseria, J.Y., Van, E.M., Kruthb, J.P., Carrusc, R., Dormalc, T., 2007, New applications of rapid prototyping and rapid manufacturing (RP/RM) technologies for space instrumentation. *Acta Astronautica*, 61, 352-359.
- Salmoria, G. V., Leitea, J.L., Ahrensa, C.H., Lagob, A., Pires, A.T.N., 2007. Rapid manufacturing of PA/HDPE blend specimens by selective laser sintering. *Polymer Testing*, 26 (3), 361–368.
- Song, J.L., Li, Y.T., Deng, Q.L., Hu, D.J., 2007. Rapid prototyping manufacturing of silica sand patterns based on selective laser sintering. *Journal of Materials Processing Technology*, 187, 614–618.
- Sözkes, S., 2010. *Biomedical Design for Improving the Primary Stability of Dental Implants in Poor Bone Quality*. Yüksek Lisans Tezi, Biomedikal Mühendisliği Enstitüsü, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul.
- Tidal, T., 2015. Tidal Spiral Dental İmplant Sistemleri. <http://tidalspiralimplant.com> (18.12.2015).
- Trent, E.M., 1989. *Metal Cutting*. Butter worths Press, London, UK, 464 p.
- Tunalı, B., 2000. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri Ltd., İstanbul, 168 s.
- Van, E.T.M., 1991. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives Oral Biology*, 36, 535-539.

- Van, S.D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., Hiquchi, K., Laney, W., Linden, U., Astrand, P., 1990. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism:a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(3), 272-81.
- Wataha, C.J., 2003. *Dental Materials.-Science of Dental Materials*. Phillips' Science of Dental Materials, Editors: Rudolph, P., Alvis, K., St. Louis, Elsevier Publication, Missouri, USA, 171-202 p.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ÇİNİ, Ahmet
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 01.04.1985 - MUŞ
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (364) 227 45 33
 e-mail : ahmetcini@hitit.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Y.Lisans	Afyon Kocatepe Üniversitesi / Makine Eğitim	2010
Lisans	Zonguldak Karaelmas Üniv. / Makine Eğitim	2007

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2010-	Hitit Üniversitesi	Uzman

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1.