



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

**KISA DENTAL İMPLANTLARDA İMPLANT ÜSTÜ  
PROTETİK YAPILARA ETKİ EDEN FONKSİYONEL  
KUVVETLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ  
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

**Eda ÖZYILMAZ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

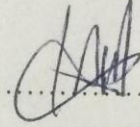
**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Halil AYKUL**

**HAZİRAN 2014  
ÇORUM**

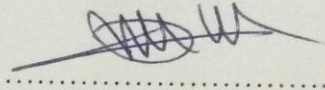
Kabul ve Onay Sayfası

Eda ÖZYILMAZ tarafından hazırlanan "KISA DENTAL İMPLANTLARDA İMPLANT ÜSTÜ PROTETİK YAPILARA ETKİ EDEN FONKSİYONEL KUVVETLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ" adlı tez çalışması 11/06/2014 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği / ~~oy çokluğu~~ ile Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans / ~~Doktora~~ tezi olarak kabul edilmiştir.

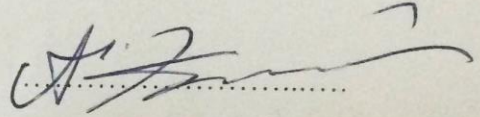
Prof. Dr. Halil AYKUL



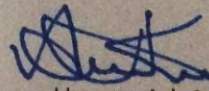
Prof. Dr. Mehmet DALKIZ



Yrd. Doç. Dr. Ali KURŞUN



Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 12.06.2014... tarih ve 2014/03... sayılı kararı ile Eda ÖZYILMAZ...'ın Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans / ~~Doktora~~ derecesi alması onanmıştır.



Unvanı Adı Soyadı

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## 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 yaptığımı beyan ederim.



Eda ÖZYILMAZ

**KISA DENTAL İMPLANTLARDA İMPLANT ÜSTÜ PROTETİK  
YAPILARA ETKİ EDEN FONKSİYONEL KUVVETLERİN SONLU  
ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Eda ÖZYILMAZ

HİTİT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2014

**ÖZET**

Bir implant tasarımının gerçekleştirilmesi sırasında göz önünde bulundurulması gereken parametreler gerçek bir mühendislik sorunudur. Dental implantlardan uzun süreli ve hatta ömür boyu başarıların elde edilebilmesi için sadece implant estetiğinin değil, implant-abutment bağlantı noktalarının, boyutlarının ve çiğneme kuvvetlerinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu sayede hem estetik, hem de güvenilir dental implantların tasarımı ve uygulaması mümkün olabilir.

Çalışmalar sırasında kullanılan çene modeli bilgisayarlı tomografi görüntüsünden gerçek boyutlarında elde edilmiştir. Çene kemiği üzerine uygulanan dental implantların tasarımı katı modelleme programımız vasıtası ile yapılarak daha sonra analiz ve simülasyon aşamalarına geçilmiştir. Elde edilen sonuçlarda 3 farklı model için çeşitli yüksekliklerde implant vidaları ve abutmentlerin gerilme değerleri kıyaslanarak başarı oranlarının şartlara bağlı olarak değişimi gözlemlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Kısa Dental İmplantlar, Sonlu Eleman Analizi, Mikro Hareketlilikler, Tamamen Dışsız Çene

**INVESTIGATION OF FUNCTIONAL FORCES EFFECT ON DIFFERENT  
IMPLANT PROSTHETIC STRUCTURES AT SHORT DENTAL IMPLANTS  
WITH THE METHOD OF FINITE ELEMENT ANALYSIS**

Eda ÖZYILMAZ

HITIT UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE

June 2014

**ABSTRACT**

During the realization of an implant design, the parameters to be taken into consideration is a real engineering problem. To get long-term and even lifetime success of dental implants, the implant aesthetics is not enough, the implant-abutment connection point, dimensions and chewing forces must be taken into consideration. In this way, both aesthetic and reliable design and application of dental implants may be possible.

During work-size, jaw models are used in actual size which has obtained from computed tomography. Exerted of jaw design of dental implants have made by means of our solid modeling program and then passed to stages of analysis and simulation. The results obtained for three different models, different height of the implant screws and abutments stress values have compared and the success rate changes was observed depending on the circumstances.

**Keywords:** Short Dental Implants, Finite Element Analysis, Micro Movements, Fully Edentulous Mandible

## TEŞEKKÜR

Çalıőmalarımnda sabırla yol gösteren ve bana her türlü desteği sağlayan değerli hocam Prof. Dr. Halil AYKUL'a, tezimi hazırlamamda bilgi ve tecrübelerini esirgemeyerek yeni fikirleriyle yolumu aydınlatan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mehmet DALKIZ'a, Benim bu günlere gelmemde her türlü güzel çabalarıyla yanımda olan hep özlediğim Canım Ailem'e, anlayıő, güleriyüz ve fedakarlığıyla hep yanımda olduğunu hissettiren Canım Eőim Emre ÖZYILMAZ'a ve 2210-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Yüksek Lisans Burs Programı ile tezime destek sağlayan TÜBİTAK'a teőekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

|  |      |
|--|------|
| ÖZET .....   | iv   |
| ABSTRACT .....   | v    |
| TEŞEKKÜR.....  | vi   |
| İÇİNDEKİLER .....  | vii  |
| ŞEKİLLER DİZİNİ.....   | x    |
| ÇİZELGELER DİZİNİ .....  | xii  |
| SİMGELER VE KISALTMALAR.....   | xiii |
| 1. GİRİŞ .....   | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER .....  | 3    |
| 2.1. Dental İmplant Nedir?.....  | 3    |
| 2.2. Dental İmplantların Tarihçesi .....                                       | 3    |
| 2.3. Dental İmplant Çeşitleri.....   | 4    |
| 2.3.1. Dental implantların materyale göre sınıflandırılması .....              | 4    |
| 2.3.1.1. Metaller .....  | 5    |
| 2.3.1.2. Seramik ve karbonlar .....  | 5    |
| 2.3.1.3. Polimerler.....   | 6    |
| 2.3.2. Dental implantların kemik dokusu etkileşimine göre sınıflandırılması .. | 6    |
| 2.3.2.1. Subperiostal dental implantlar .....                                  | 6    |
| 2.3.2.2. Endosteal dental implantlar.....                                      | 7    |
| 2.3.2.3. Blade tipi dental implantlar.....                                     | 7    |
| 2.3.2.4. Kök formu dental implantlar.....                                      | 7    |
| 2.3.2.5. Silindir tipi dental implantlar .....                                 | 8    |



|  |    |
|--|----|
| 2.3.2.6. Vida tipi dental implantlar .....   | 8  |
| 2.3.2.7. Transmandibular dental implantlar .....                                   | 8  |
| 2.3.2.8. Intramukozal dental implantlar .....                                      | 9  |
| 2.3.2.9. Endodontik dental implantlar .....  | 9  |
| 2.3.3. Dental implantların proteze verilen destek açısından sınıflandırması ....   | 9  |
| 2.3.3.1. P-1 sınıfı protetik yapı .....  | 9  |
| 2.3.3.2. P-2 sınıfı protetik yapı .....  | 9  |
| 2.3.3.3. P-3 sınıfı protetik yapı .....  | 10 |
| 2.3.3.4. P-4 sınıfı protetik yapı .....  | 10 |
| 2.3.3.5. P-5 Sınıfı protetik yapı.....   | 10 |
| 2.3.4. Uygulama zamanına göre dental implantların sınıflandırılması.....           | 10 |
| 2.3.4.1. İmmediat yükleme .....  | 10 |
| 2.3.4.2. Erken yükleme .....   | 10 |
| 2.3.4.3. Konvansiyonel yükleme.....  | 11 |
| 2.3.4.4. Geç yükleme .....   | 11 |
| 2.4. Dental İmplantların ve Protetik Yapıların Başarısını Etkileyen Faktörler..... | 11 |
| 2.5. Dental İmplant Tasarımını Belirleyici Etkenler.....                           | 11 |
| 2.5.1. İmplant çapı .....  | 12 |
| 2.5.2. İmplant uzunluğu .....  | 13 |
| 2.5.3. Yiv tasarımı.....   | 14 |
| 2.5.4. İmplantların yüzey özellikleri .....  | 16 |
| 2.5.5. Kemik yapının özellikleri .....   | 17 |
| 2.6. Kısa Dental İmplantlar .....  | 20 |

|   |    |
|---|----|
| 2.6.1.Kısa dental implantların yüzey özellikleri .....                      | 21 |
| 2.7. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi .....                                  | 23 |
| 2.7.1.Sonlu elemanlar analizi yönteminin adımları .....                     | 25 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM .....  | 29 |
| 3.1. Dental İmplantların Katı Modellerinin Elde Edilmesi.....               | 29 |
| 3.2. Mandibula Katı Modelinin Elde Edilmesi .....                           | 36 |
| 3.3. Mandibulaya Dental İmplantların Yerleştirilmesi .....                  | 38 |
| 3.4. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Uygulanması .....           | 41 |
| 3.4.1. Model tasarımı ve mesh işlemi .....                                  | 42 |
| 3.4.2. Sonlu eleman analiz programı.....                                    | 43 |
| 3.4.3. Mesh işleminin gerçekleştirilmesi .....                              | 44 |
| 3.4.4. Kuvvet değerlerinin belirlenmesi, verilerin girilmesi ve analiz..... | 45 |
| 3.4.5. Sonlu eleman analizi sonuçları .....                                 | 46 |
| 4. TARTIŞMA VE SONUÇLAR .....   | 60 |
| KAYNAKLAR .....   | 64 |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

| Şekil  | Sayfa |
|--|-------|
| Şekil 2.1. İnsan çene kemiğinin 4 farklı tipte sınıflandırması.....                              | 19    |
| Şekil 2.2. Küpün eleman gösterimi .....  | 24    |
| Şekil 2.3. İki boyuttaki eleman örnekleri .....  | 25    |
| Şekil 2.4. Üç boyutlu eleman örnekleri.....  | 26    |
| Şekil 2.5. Elemanlarına ayrılmış plak örneği .....   | 26    |
| Şekil 2.6. a) İki boyutlu örneğin köşesi b) Üç boyutlu örneğin köşesi .....                      | 28    |
| Şekil 3.1. Dental implant doğal diş kökü karşılaştırması.....                                    | 30    |
| Şekil 3.2. Abutment model-1 .....  | 31    |
| Şekil 3.3. İmplant vidası model-1 .....  | 32    |
| Şekil 3.4. Ölçülendirmeler model-1 .....   | 32    |
| Şekil 3.5. Abutment model-2 .....  | 33    |
| Şekil 3.6. İmplant vidası model-2 .....  | 33    |
| Şekil 3.7. Ölçülendirmeler model-2 .....   | 34    |
| Şekil 3.8. Abutment model-3 .....  | 35    |
| Şekil 3.9. İmplant vidası model-3 .....  | 35    |
| Şekil 3.10. Ölçülendirmeler model-3 .....  | 36    |
| Şekil 3.11. Bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş insan kafatası görüntüsü .....               | 37    |
| Şekil 3.12. Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen modelden mandibulanın ayrılmış görüntüsü..... | 37    |
| Şekil 3.13. Mandibulanın üç boyutlu katı modelleme programındaki görünümü ..                     | 38    |
| Şekil 3.14. 4 implantlı modelin patlatma görüntüsü .....   | 38    |

|   |    |
|---|----|
| Şekil 3.15. 4 implantlı modelin önden görünümü.....   | 39 |
| Şekil 3.16. 4 implantlı modelin çene kemiği şeffaflaştırılmış görüntüsü .....                     | 39 |
| Şekil 3.17. 4 implantlı modelin arkadan patlatma görüntüsü .....                                  | 40 |
| Şekil 3.18. 6 implantlı modelin şeffaflaştırılmış görüntüsü.....                                  | 40 |
| Şekil 3.19. 6 implantlı modelin önden patlatma görüntüsü .....                                    | 41 |
| Şekil 3.20. 6 implantlı modelin yandan patlatma görüntüsü.....                                    | 41 |
| Şekil 3.21. Ansys workbench analiz ekran görüntüsü .....  | 43 |
| Şekil 3.22. Mandibulanın sabitlendiği ve dişler üzerine kuvvet uygulanan bölgeler .               | 44 |
| Şekil 3.23. Modelin mesh sonrası görüntüsü .....  | 45 |
| Şekil 3.24. Tamamen dişsiz çene için von-mises gerilme değerleri.....                             | 46 |
| Şekil 3.25. Sağ-3. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5<br>mmx3,5 mm) ..... | 47 |
| Şekil 3.26. Sağ-2. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5<br>mmx3,5 mm) ..... | 47 |
| Şekil 3.27. Sağ-1. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5<br>mmx3,5 mm) ..... | 48 |
| Şekil 3.28. Sol-1. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5<br>mmx3,5 mm) ..... | 48 |
| Şekil 3.29. Sol-2. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-<br>5mmx3,5mm).....   | 49 |
| Şekil 3.30. Sol-3. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5<br>mmx3,5 mm) ..... | 49 |

**ÇİZELGELER DİZİNİ**

| <b>Çizelge</b>  | <b>Sayfa</b> |
|---|--------------|
| Çizelge 3.1. Kullanılan Malzemelerin mekanik özellikleri .....        | 45           |
| Çizelge 3.2. Model-1 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu..... | 50           |
| Çizelge 3.3. Model-1 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu..... | 51           |
| Çizelge 3.4. Model-2 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu..... | 53           |
| Çizelge 3.5. Model-2 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu..... | 55           |
| Çizelge 3.6. Model-3 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu..... | 57           |
| Çizelge 3.7. Model-3 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu..... | 58           |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Gerçekleştirilen çalışmada kullanılmış olan simgeler ve kısaltmaların bazıları açıklamalarıyla beraber aşağıda gösterilmiştir.

### Simgeler

### Açıklama

**mm**

Milimetre

**N**

Newton

**F**

Kuvvet

**Kg**

Kilogram

**$\sigma$**

Gerilme

### Kısaltmalar

### Açıklama

**Ti-6Al-4V**

Titanyum-Aluminyum-Vanadyum Alaşımı

**MPa**

Megapaskal

**GPa**

Gigapaskal

## 1. GİRİŞ

Dental implantların kaybedilen dişlerin işlevlerini gerçekleştirmek için kullanımını son zamanlarda oldukça yaygınlaşmaktadır. Dental implant sektöründe yerli ve ithal olmak üzere birçok dental implant firması faaliyet göstermektedir. Piyasada bulunan firmalar ise implant modellemelerinin yanı sıra malzeme açısından da değişiklikler yapmaktadır. Malzeme seçiminde göz önünde bulundurulmuş en önemli faktörlerden biri ise mekanik özelliklerin istenilen ortama en etkili şekilde uygulanabilmesidir. Bu amaç doğrultusunda da biyomedikal sektörde malzemelerin mekanik davranışlarını inceleyebilmek için sonlu eleman analizi metodu oldukça yaygınlaşmıştır. Gerçekleştirilen bu analizlerde kemik ve dental implant üzerindeki gerilmeler incelenerek etkin sonuçlar elde edilmiştir. Genellikle yapılan analizlersayesinde ulaşılan sonuçlar sınır şartlarına ve implant materyali özelliklerine bağımlı şekilde değişmektedir.

Mekanikte kullanılan sınırlamaların biyolojik dokulara etki eden kuvvetlerle sahip olduğu etkileşimleri inceleyen çok disiplinli yaklaşıma biyomekanik denilmektedir. (Cowin, 1991). Dental implant uygulamalarının başarılı olabilmesinde biyomekanik prensiplerinin çok büyük önemi olduğunu içeren birçok çalışma bulunmaktadır. (Skalak, 1983; Quirynen ve ark., 1992; Holmes ve Loftus, 1997; Misch, 2005). Dental implant uygulaması gerçekleştiren klinisyenlerin başarı oranının artırılabilmesi ve uygun cerrahi prosedürü uygulayabilmesi için biyomekanik alanında bilgi sahibi olması (Bidez ve Misch, 1992). Uygulanan dental implantlardan etrafındaki kemik dokusuna kuvvet aktarımı aşağıdaki durumlarla ilişkilidir (Cochran, 2000):

1. Yüklemenin türü ve miktarı
2. İmplant geometrisi
3. İmplant ve protetik yapının malzeme özellikleri
4. İmplant-kemik ara yüzeyi
5. İmplant yüzey özellikleri

6. İmplantın etrafını saran kemiğin yoğunluğuyla ilişkilidir.

Gerçekleştirilen çalışmada kısa dental implant ve abutmentlerin ara yüzelelerinde meydana gelen mikro hareketliliklerin en aza indirilmesi amacıyla farklı tasarımlar oluşturulmuştur. Analizlerde kullanılan kısa dental implant tasarımları farklı implant ve abutment boylarında oluşturularak bu parametrelerin implantlarda kısa-uzun dönem başarısına etkisi incelenmiştir. Farklı tasarımların gerçekleştirilmesindeki en önemli sebepler ise kullanımda karşılaşılan hataları en aza indirmek ve başarı oranını artırmaktır. Dental implant ve kemik arayüzündeki etkiler de analiz edilmiştir. Sonlu eleman analizi esnasında sınır şartlar belirlenirken kullanılan kemiğin yoğunluğu tip-4 olarak belirlenmiştir. Son zamanlarda kullanım alanı oldukça genişleyen ve gerçekçi sonuçlar elde edilebilmesini sağlayan sonlu eleman analiz metodu kullanımı seçilmiştir.



## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Dental İmplant Nedir?**

İmplant, insan vücudu içerisine ve canlı dokulara yerleştirilen ve onların işlevlerini yerine getirmeye yarayan cansız maddeleri tanımlamaktadır. Sözcük kökeni incelendiğinde ise Latince “implantare” bitki ekmek fiilinden türediği anlaşılmıştır. Mandibulaya yerleştirilerek diş kökünün görevini yerine getirmeye yarayan cansız malzemelere ise dental implant adı verilmektedir. Dental implantlar sabit veya hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla insan çene kemiğine yerleştirilen protetik gereçlerdir. Dental implantlar farklı isimler ile de anılmaktadır. Örnek verecek olursak; kemik içi implant, oral implant ve endosseöz implant gibi isimler kullanılabilir.

### **2.2. Dental İmplantların Tarihçesi**

Dental implantların geçmişi incelendiğinde ise Mısır ve Maya uygarlıkları zamanında dahi çekilen dişlerin yerine yapay malzemelerden elde edilmiş maddelerin mandibulaya yerleştirilerek tedavi edilmeye çalışıldığı arkeolojik veriler ile anlaşılmıştır (Parr ve ark., 1985). 1950’li yıllara kadar diş hekimlerinin çoğu implantlara benzeyen denemeler gerçekleştirmişlerdir. Fakat bu çalışmaların hiçbiri deneysel çalışmalarını geride bırakıp temel bir çalışma oluşturamamışlardır. Dental implant uygulamaları hakkında yapılan temel çalışmaları Branemark ve Shroeder’in saf titanyum malzemeler ile yaptıkları denemeler oluşturmaktadır (Branemark ve ark., 1969). Branemark 1955 senesinde yapmakta olduğu bir deneyde tavşan tibialarında revaskülarizasyonu vital mikroskopi ile gözlemlerken titanyum ile kemik arasındaki güçlü uyumun farkına varmış ve daha detaylı olarak araştırmaya karar vermiştir. Bu durum “osseointegrasyon” olarak isimlendirilmiş ve “canlı kemik dokusu ile titanyumdan elde edilmiş implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” şeklinde tanımlanmıştır. Branemark ve ekibi bu durumu “yaşayan kemik doku ile yüklemeye altındaki implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel uyum” şeklinde açıklamışlardır (Branemark ve ark., 1983).

1965 senesinde başlamış oldukları ve tamamen dişsiz çene vakalarında sabit protezler ile tedavi uygulayan İsveçli bilim adamları çalışmalarının sonuçlarını 1969 ve 1977 yıllarında yayınlayarak diş hekimliği literatürüne önemli katkılarda bulunmuşlardır. İlk zamanlarda tamamen dişsiz çeneye sahip hastalarda uygulanan diş implantları gün geçtikçe elde edilen başarı oranlarının artmasıyla birlikte bütün diş kaybı çeşitlerinde ve farklı uygulamalarda kullanılabilir duruma ulaşmıştır. Çene kemiği ile uyumlu osseointegre implantların diş kayıplarının tedavisinde kullanımı son yıllarda oldukça büyük artış göstermiştir. Çene kemiğinin içerisine yerleştirilen oral implantların kullanımındaki temel hedef implantların osseointegre olması ve bu implantlardan destek alan üst yapıların kullanımı ile her çeşit diş kaybının tedavi edilebilmesidir.

### **2.3. Dental İmplant Çeşitleri**

Dental implant çeşitlerini farklı durumlara göre sınıflandıracak olursak;

- İmplant materyaline göre
- İmplantın kemik dokusu ile olan ilişkilerine göre
- İmplantın proteze sağladığı desteğe göre
- İmplantın yükleme süresine göre dört başlıkta sınıflandırılabilir

#### **2.3.1. Dental implantların materyale göre sınıflandırılması**

Dental implantlar sürekli ve yüksek oranlarda mekanik yükler altında kullanılmaktadır. Dental implantların üretiminde kullanılan malzemeler kullanım alanı nedeniyle kendisinden istenilen mekanik, fiziksel ve biyolojik özellikleri sağlayabilmelidir. Mekanik yönden baktığımızda implant malzemesinin elastisite modülü ve çekme dayanımı gibi özellikleri uygun olmalıdır. Biyolojik yönden de yaşayan dokular ile implant malzemesinin uyumlu olması ve olumsuz etki göstermemesi beklenmektedir (Sertgöz, 2005).

İmplantların elde edilmesi sırasında günümüze kadar seramikler, karbonlar, polimerler ve farklı metaller olmak üzere birçok madde kullanılmıştır (Parr ve ark., 1985).

### 2.3.1.1. Metaller

Dental implantların üretimi sırasında altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunlara benzer farklı metaller ile alaşımları kullanılmıştır. Ancak kullanım ömrü açısından incelendiğinde metallerin çoğunda olumsuz doku tepkileri olduğundan dolayı istenilen başarı elde edilememiştir. Bundan dolayı dental implantların üretimi için yeni bir materyal arayışı başlamıştır (Patterson ve Johns, 1992; Sadowsky, 1997; Khraisat ve ark., 2004).

Periyodik tabloda yer alan atomik sayısı 22 ve atom ağırlığı 47,9 olan titanyum saf bir elementtir. İlk defa 1789 yılında W. Gregor tarafından tanımlanmıştır. Yer kabuğunun %0,6' sını oluşturan titanyumun en sık elde edilebilen onun element olduğu belirtilmiştir. Saf olarak bulunan titanyuma gümüş, alüminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko eklenerek farklı alaşımlar elde edilebilir. Aynı zamanda mekanik özelliklerin artırılabilmesi için titanyuma demir, nitrojen, oksijen ve karbon ilave edilebilir (Patterson ve Johns, 1992; Balık, 2007).

Titanyum reaktif bir metaldir. Hava ve sıvı elektrolitlerin bulunduğu ortamda kendiliğinden hızlı ve yoğun şekilde oksit tabakası oluşturur. Elde edilen tabakanın metalin çözünmesini önleyen bir görevi vardır (Parr ve ark., 1985; Sutter, 1994).

Titanyumun korozyona karşı dayanıklı olmasının nedeni hava ile etkileşime girdiğinde 1 msn içerisinde oluşan  $10\text{\AA}$  kalınlığındaki sabit oksit tabakasıdır. Titanyumun diş hekimliğinde dental implant olarak, kalp-damar cerrahisinde kalp kapakçıklarında ve ortopedik implant uygulamalarında yoğun bir şekilde kullanılmasının en önemli nedeni yüksek osseointegrasyonu ve korozyona karşı dayanımıdır (Parr ve ark., 1985; Hruska, 1987; Tang ve ark., 2005).

### 2.3.1.2. Seramik ve karbonlar

Karbonlar dental implant imalatında kullanılabilmesi açısından bakıldığında yüzey kaplaması ve mekanik yapı açısından oldukça uyumlu olmasının aksine elektrik, ısı

iletimi ve kırılabilirlik açısından olumsuz özellikleri vardır (Kasemo ve Lausma, 1988).

Dental implantların üretiminde seramiklerin kullanımı ise implantların kemik yapısı ile oluşturduğu kimyasal bağ ve üzerine gelen kuvvetlere karşı dayanım açısından olumsuz sonuçlar vermiştir ve bu tür malzemelerin implant materyali olarak kullanımının başarısız olduğu birçok çalışma ile kanıtlanmıştır (Hench ve Wilson, 1984; Sadowsky, 1997; Lacefield, 1998; Wee ve McGlumphy, 2003).

### 2.3.1.3. Polimerler

Polimerler, poliüretan ve polyamid fiberlerin doğal diş, çene kemiği, implant bağlantısını ve periodontal bağların hareketlerini gerçekleştirebileceği tahmin edilerek implant üretiminde kullanılmışlardır fakat bu materyallerin düşük dayanıma sahip olması ve plastisitelerinin yüksek olması nedeniyle yaygın bir kullanım alanı bulamamıştır. Şu anda ise polimerler genellikle kuvvet engelleyici olarak implantların üst yapılarında kullanım alanı bulmuşlardır (Ring, 1995; Carvalho ve ark., 1997; Sadowsky, 1997; Glantz, 1998).

## 2.3.2. Dental implantların kemik dokusu etkileşimine göre sınıflandırılması

### 2.3.2.1. Subperiostal dental implantlar

Mandibulada yer alan kortikal kemiğin üzerine uygulanan dental implantlar 3 çeşittir.

Dental implantlar şekillerine göre sınıflandırılırsa;

1. Tripodal dental implantlar
2. Çevresel dental implantlar
3. Unilateral dental implantlar olarak 3 sınıfa ayrılırlar (Aras, 1994).

Çene kemiği dokusunun zarar gördüğü, burun boşluklarının, maksillada yer alan sinüslerin ve mandibular kanalların kemik içerisine dental implant yerleşimine müsaade etmediği durumlarda bu tür dental implantların kullanılması gereklidir (Aras, 1992).

### 2.3.2.2. Endosteal dental implantlar

Çene kemiğinin içerisine yerleştirilen dental implantlara endosteal dental implantlar denilmektedir. Bu implantlar şekillerine göre iki farklı şekilde isimlendirilmektedir (Rieger ve ark., 1989; Dover, 1999).

### 2.3.2.3. Blade tipi dental implantlar

Lincow tarafından 1940'lı yılların başlarında kullanılmaya başlanan ve tüm dünyada yaklaşık 30 yıl kadar uygulanan implantlara blade implantlar denilmektedir (Hahn, 1990; Brandt, 1996; Sadowsky, 1997). Blade tipi implantların ortalama boyutları 25x8x1.5 mm olup baş, boyun ve gövde olmak üzere üç bölgeden oluşmaktadır. Simetrik veya asimetrik dörtgen şekillerde bulunan bu implantların bukkolingual ölçülerinin dar olmasının yanında mesiodistal uzunlukları da tüksekliğinin üç katından fazladır.

Dental implantların kemik içerisinde kalan boşlukları bu kısımlarda kemik oluşmasını sağlamak içindir. İmplantların alt kısımları açık veya kapalı olarak tasarlanabilir. Açık blade boşlukları kapalı tasarım ile kıyaslandığında açık olanda kemik içerisinde daha fazla gerilme olduğu ve kapalı olanda ise kemik yapıya desteğin daha yüksek olduğu anlaşılmıştır. Bu implant çeşitlerinde boyun kısmının ince ve uzun olması nedeniyle post desteğinin implant karşısındaki stabilitesi artmaktadır ancak bunun yanı sıra kemikteki gerilme değerleri de artmaktadır. Bu durum ile kıyasladığımızda azalan post uzunluğunun ayar yapılabilme ihtimalini azalttığı ve kemik üzerindeki gerilmeyi azaltıp rezorpsiyon olasılığını da en az seviyeye düşürdüğü anlaşılmıştır (Sadowsky, 1997).

### 2.3.2.4. Kök formu dental implantlar

Dental implantların daha üstün mekanik özelliklere sahip olması, daha kolay osseointegre olması, yetersiz kemik seviyelerinde bile başarılı sonuç vermesi, cerrahi prosedürlerin kolaylaştırılması ve daha stabil bir yapıya sahip olması gibi isteklerin

oluşması nedeniyle kök formuna benzeyen silindirik ve vida şeklindeki implant tasarımlarının en genel kullanım şekli olması sağlanmıştır (Carlsson ve ark., 1986; Sadowsky, 1997; Ellingsen, 2000).

Siegele ve Soltesz yapmış oldukları çalışmada silindirik, konik, basamak ve vida tipi dental implantların bilgisayar ortamında sonlu eleman analizlerini gerçekleştirerek silindirik ve vida tipi implant kullanılan uygulamaların gerilmeleri çene kemiğine daha az iletceği sonucuna varmışlardır (Siegele ve Soltesz, 1989).

#### 2.3.2.5. Silindir tipi dental implantlar

Silindir tipi implantların yüzeyindeki tutunma işlevi plazma sprej ve Hiroksiapatit kaplama sayesinde elde edilmektedir. Bu implantların yüzeyinin farklı işlemler ile pürüzlendirilmesi sayesinde vida tipi implantlardaki diş adımları gibi bir bağlanma sağlanır. Silindir tipi dental implantlardaki yüzey pürüzleri vida yivlerine daha küçük düzeydedir fakat moleküllerinin büyük olması nedeniyle kemik ile implant arasında iyi bir uyum sağlanabilir (Türker ve Yüçetaş, 1997; Balık, 2007).

#### 2.3.2.6. Vida tipi dental implantlar

Vida tipi dental implantlarda gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri öncelikle vida yivlerinin üzerindeki sıkıştırma sayesinde çene kemiğine aktarılmaktadır. Bu sayede çene kemiğinin bütün kesme kuvvetleri karşısında tepkiyi birtek bu bağlantı sağlamaktadır. Böylece gerilmeleri bağlantı tabakasının karşılaması zorunluluğu giderilmiş olur (Balık, 2007).

#### 2.3.2.7. Transmandibular dental implantlar

Sadece mandibula üzerinde kullanılabilen transmandibular implantlar dikey kemik miktarının yetersiz kaldığı vakalarda desteği artırarak iki kortikal çene kemiği tabakasından da istifade edilebilmesi için kullanılmaktadır.

Transmandibular implantları ekstraoral olarak submental bölgeden uygulama yapmak gerekmektedir ve kaninler bölgesinde en az 9 mm'lik alveolar kemik kalınlığı bulunmalıdır. Ağız içine yerleştirilen kemik içi yivler mandibulanın alt sınırına konan bir baz plağa vidalanarak sabitlenir. Cerrahi uygulamadan sonra postların intraoral parçaları laboratuvarında kişiye özel olarak hazırlanmış bir bar aracılığı ile birbirine bağlanır (Sadowsky, 1997; Dover, 1999).

#### 2.3.2.8. Intramukozal implantlar

Bu tip implantlar mantara benzeyen bir yapıya sahiptir ve ilk kez Gustav Dahi tarafından 1943 yılında oluşturulmuş titanyum implantlardır. Toplam veya kısmi hareketli protez uygulamalarında kullanılmaktadır (Türkyılmaz ve McGlumphy, 2008).

#### 2.3.2.9. Endodontik implantlar

İmplant görünümünde olan pimler osteojenik pimlerin elde edilmesiyle kullanıma başlamıştır. Böylelikle dişlerin üzerine etki eden kuvvetlerin daha dengeli dağılması ve dayanımı zayıf olanların başarılı bir şekilde kullanılması amaçlanmıştır (Wataha, 1996).

### **2.3.3. Dental implantların proteze verilen destek açısından sınıflandırılması**

#### 2.3.3.1. P-1 sınıfı protetik yapı

Dental implant uygulamasının yapılacağı çene kemiğinin yeterli düzeyde genişlik ve yüksekliğe sahip olduğu durumlarda implantın üst tarafında kullanılacak üst yapı normal boyutlarda ise ilgili kemik dokusu A sınıfı, implant üstü protezde P-1 sınıfı olarak adlandırılır (Tashkanki ve ark., 1996; Sancaklı, 2006).

#### 2.3.3.2. P-2 sınıfı protetik yapı

Uygulaması yapılacak dental implant üzerine yerleştirilecek sabit protez normal diş

ölçülerinden biraz farklılık göstermekte ise bu tür protezlere P-2 sınıfı implant üstü protez denilmektedir (Tashkanki ve ark., 1996; Sancaklı, 2006).

#### 2.3.3.3. P-3 sınıfı protetik yapı

Kemik seviyesinin dikey yönde azalması durumunda diş ile diş eti arasında işlem yapılması gerektiğinde bu tip kemiklere B sınıfı kemik dokusu ve üzerine uygulanan sabit proteze ise P-3 sınıfı implant üstü protez denilmektedir (Tashkanki ve ark., 1996; Sancaklı, 2006).

#### 2.3.3.4. P-4 sınıfı protetik yapı

Dental implant uygulaması sırasında proteze hem ön hem de arka kısımlardan dayanak oluşturulduğu durumlarda gerçekleştirilen protezlere P-4 sınıfı implant üstü protez denilmektedir (Tashkanki ve ark., 1996; Sancaklı, 2006).

#### 2.3.3.5. P-5 sınıfı protetik yapı

Dental implant proteze yalnız önde destek veriyor ise bu P-5 sınıfına girer. Bu tür protezler yumuşak doku desteklidir (Tashkanki ve ark., 1996; Sancaklı, 2006).

### **2.3.4. Uygulama zamanına göre dental implantların sınıflandırılması**

#### 2.3.4.1. İmmediat yükleme

Dental implantın diş çekiminin hemen ardından uygulandığı duruma immediat yükleme denilmektedir (Sancaklı, 2006).

#### 2.3.4.2. Erken yükleme

Dental implant uygulaması gerçekleştirildikten sonraki 1 hafta ve 2 aylık süreçteki yüklemelere denilmektedir (Sancaklı, 2006).



#### 2.3.4.3. Konvansiyonel yükleme

Dental implant uygulamasından 2 ay sonraki yüklemelerdir (Sancaklı, 2006).

#### 2.3.4.4. Geç yükleme

İmplant uygulandıktan sonraki 3 ile 6 ay arasındaki sürelerde yapılan yüklemelerdir (Sancaklı, 2006).

### **2.4. Dental İmplantların ve Protetik Yapıların Başarısını Etkileyen Faktörler**

Albrektsson ve Zarb tarafından 1986 senesinde belirlenen implant uygulamasının başarılı görülmesi için gerekli olan şartlar şu şekildedir:

1. Klinik açıdan implant uygulamasında mobilite oluşmadığında
2. Radyografik olarak incelendiğinde implant etrafında radyolusensin oluşmaması
3. Uygulama sonrası ağrı, parestezi, enfeksiyon yada mandibular kanalda problem oluşmaması
4. Dikey kemik kaybının uygulamadan 1 yıl sonra 0,2 mm'den az olması
5. Dental implant uygulamasında yukarıda belirtilen şartların sağlanmasının ardından gerçek anlamda başarılı olarak adlandırılabilmesi için ilk 5 yıl sonunda başarı oranı en az %85, 10 yıl sonra ise en az %80 olmalıdır.

### **2.5. Dental İmplant Tasarımını Belirleyici Etkenler**

Dental implantların farklı boyutlarda olmasının implant kemik arayüzünde oluşturduğu gerilme değerlerini içeren çok fazla çalışma bulunmaktadır (Rieger ve ark., 1990; Hobkirk ve Psarros, 1992; Chun ve ark., 2002; Lee ve ark., 2005). Son yıllarda yapılan dental implant tasarımlarının genellikle kök vida şeklinde olduğu bilinmektedir. Elde edilen implant modelleri her firmaya göre değişmekte ve düz, konik veya genişleyen formatları bulunmaktadır. Bu modeller genellikle implantın

çene kemiğine dönme kuvveti uygulanarak kullanılması sırasında yivlerinin bulunup bulunmadığına göre değişmektedir. Vida adımlarına sahip olan implantlar vida tipi implant şeklinde isimlendirilirken kemiğe kuvvet uygulanarak yerleştirilen dental implantlara da silindirik implant denilmektedir (Binon, 2000).

Vida şeklinde olan implantların kemik ile daha hızlı osseointegre olduğu ve kuvvetin daha iyi dağıldığı belirlenmiş ve silindirik implantlarda ise diş üzerine gelen kuvvetlerin kesme kuvveti olarak aktarıldığı anlaşılmıştır (Misch, 1999; Tada ve ark., 2003). Yapılan çalışmaların çoğunda vida tipi implantın silindirik olanlara göre daha başarılı olduğu belirtilmiştir (Kan ve ark., 2002). Dental implantların ölçüsünün etkisi çap, boy ve vida adımları olarak göz önünde bulundurulması önemlidir.

### **2.5.1. İmplant çapı**

Bir dental implantın çapı en geniş olan implant yivinin karşı noktasındaki yivin dış kısımları arasında elde edilen uzunluk olarak belirlenmektedir. Son yıllarda bilimsel olarak gerçekleştirilen çalışmaların çoğunda implant çapındaki artış ile implant üzerinden kemiğe transfer edilen gerilmenin daha düzenli olarak aktarıldığı ve gerilme değerlerinin düştüğü belirlenmiştir (Matsushita ve ark., 1990; Ivanoff ve ark., 1997). Himmlova ve arkadaşlarının gerçekleştirdikleri sonlu eleman gerilme analizi çalışmalarında çaplar 3,6 mm ve 8 mm arasında boylar 8 mm ile 18 mm arasında değişmektedir. Modellenen dental implantlar analiz edildiğinde 4,2 mm çap ölçüsüne sahip implantlarda oluşan gerilmelerin 3,6 mm'ye göre %31,5 daha az olduğu ve 5 mm çapındaki implantın değerleri kıyaslandığında %16 daha az olduğu anlaşılmıştır. Yapılan çalışmada 12 mm ve 17 mm boylarındaki dental implantlar incelendiğinde kemik üzerine gelen gerilmelerde %22,9 kadar azalış gözlemlenmiştir. Sonuç olarak implant çapında yaşanan artışın gerilmeleri azaltma konusunda daha etkin olduğunu fakat aynı şeyin uzunluk için söylenemeyeceği ve implant uzunluklarının etkisinin daha az olduğu anlaşılmıştır (Himmlova ve ark., 2004).

Geniş çaplı implantlar kullanıldığında sağlanan bir diğer avantaj ise daha yüksek torklarda sıkma kuvveti ile implantların sıkılabilesidir. Siamos ve arkadaşlarının

yaptığı çalışmada dental implantlar farklı tork değerlerinde sıkılmış ve yüksek sıkma orkunun implantların stabilitesine, vida gevşemesine ve kırılma durumuna olumlu etki ettiği saptanmıştır (Siamos ve ark., 2002).

Daha geniş çapa sahip dental implantların kemik ile teması artırması ve dayanak oluşturması nedeniyle gerilmeyi azalttığı ve maksilladaki greft uygulamaları yerine kullanılabilceği belirtilmiştir (Hallman, 2001).

Posterior bölgeye doğru ilerledikçe oklüzal kuvvetlerin artması nedeniyle bir insandaki normal dişlerin çapı da 6-12 mm aralığına kadar çıkmaktadır. Klinik uygulamalarında hedeflenen ise posterior bölgesine doğru ilerledikçe kullanılan implantların çapının da doğal dişlerin çapları gibi olmasıdır. Böylelikle elde edilmek istenen profiller oluşturulabilecektir. Ayrıca çapların artması sayesinde implant materyali üzerinde meydana gelen eğilme momentlerine karşı dayanımda artacaktır. Böylelikle “Stres Shielding” şeklinde isimlendirilen implant çapındaki artış ile kemik üzerindeki gerilmelerin azalması durumu oluşacaktır. Ancak bu durumda bazen olması gereken ve fiziksel sınırlar içerisinde olan gerilmeler kemiğe iletilemez ve kullanılmama atrofisi meydana gelebilir. Bu probleme örnek olarak ise çok iyi biyouyumluluğu olan ancak çok rijit olmasından dolayı kemikte kullanılmama atrofisi oluşturan alüminyum oksit dental implantlar verilebilir (Misch, 2005).

### **2.5.2. İmplant uzunluğu**

İmplantların uzunluğu implant platformu ile apeksi arasındaki uzaklık şeklinde tanımlanabilir. Genellikle implant uygulamalarındaki temel fikir implant boyunu olabildiğince uzun tutarak başarı oranını yükseltmektir (Lee ve ark., 2005). Fakat bu fikir çene kemiğinde meydana gelen anatomik kısıtlar nedeniyle hayata geçirilmekte. Bu durum ise ağzın pek çok bölgesinde oluşan anatomik kısıtlamalar dolayısıyla yapılamamaktadır. Hem anatomik açıdan oluşan kısıtlamalar hemde cerrahi olarak risklerin oluşması kullanılabilen en kısa uzunluktaki implantların uygulamasına yöneltmiştir (Misch, 1999).

Misch yapmış olduğu çalışmada özellikle anterior çene kemiği bölgesinde uzun implantların kullanılması durumunda cerrahi işlemler esnasında yaşanabilecek kemik ısınmasının başarısız uygulamalara dönüşebileceğini açıklamıştır (Misch, 1990). Ayrıca kısa dental implantların uygulanması nedeniyle oluşan başarısızlıklar hakkında birçok cerrahi çalışma bulunmaktadır (Sennerby ve Roos, 1998; Goodacre ve ark., 2003; Steigenga ve ark., 2003).

Misch'in yapmış olduğu bir sonlu eleman analizi uygulamasında farklı uzunluklarda dental implantları kemik modeline yerleştirmiş ve üzerine 50 N değerinde lateral kuvvet etki ettirmiştir. Çalışma sonrasında implant üzerine etki eden lateral kuvvet ile kemiğe iletilen kuvvet arasında orantılı bir değişim yaşanmadığı anlaşılmıştır. 10 mm ve 15 mm uzunluğa sahip dental implantların kuvvetleri aktarmada daha iyi sonuçlar verdiği bulgusuna varılmıştır. Analizin gerçekleştirildiği bütün modellerde gerilme yoğunluğunun kret tepesinde olduğu ve bu durumun implant uzunluğundan bağımsız olduğu belirlenmiştir (Misch, 1999).

Chun ve ark. Yapmış olduğu sonlu eleman analizinde ise gerilme değerlerinin implant boyundaki artış ile azaldığı ancak 10 mm'den uzun dental implantlarda bu değişimin çok fazla belirgin olmadığı belirtilmiştir (Chun ve ark., 2002).

Bir başka çalışmada ise 558 adet dental implantın takibi gerçekleştirilmiş ve boyu 10 mm'den az olan implantların başarı oranının düştüğü saptanmıştır (van Steenberghe ve ark., 1990).

### **2.5.3. Yiv tasarımı**

Dental implantların biyomekaniği göz önünde bulundurulduğunda yivlerin tasarımı oldukça önemlidir (Valen, 1983; Rieger ve ark., 1990; Steigenga ve ark., 2003; Valen ve Locante, 2000). Dental implantlar tasarlanırken kullanılan yivler implantın iyileşme sürecinde tutunmayı artırmak, primer stabilizasyonu sağlamak ve implant ile çene kemiği arasında oluşan gerilmeleri azaltmak amacıyla kullanılmaktadır (Brunski, 1988; Ivanoff ve ark., 1999).

İmplantlarda yer alan ve etki altında bulunan yüzey alanını ortaya çıkaran parametreler şu şekildedir:

1. Yivlerin adım aralıkları
2. Yivlerin sahip olduğu şekiller
3. Yivlerin derinlikleri

**Yiv Adımı:** Birbirine en yakın konumda bulunan iki adet yivin üzerinden çizilen paralel çizgi sayesinde elde edilen mesafedir. Buna birim uzunlukta bulunan yiv sayısı da denilebilir (Misch, 1999). Yiv adımlarının azalması yani yiv sayısının artması durumunda implantların yüzey alanının artması beklenmektedir. İmplantların yiv sayısının azaldığı ve vida adımının arttığı durumlarda kortikal kemik tabakasının yoğun olduğu kemik tiplerinde cerrahi uygulama daha zor olacaktır.

**Yiv Şekli:** Dental implantların yivleri çok farklı şekillerde olabilmektedir ancak genellikle "V" şekilli, kare şekilli ve ters payanda şeklinde olanlar kullanılmaktadır.

Genellikle V şekline sahip tasarımlar mühendislikte fiksasyon amacıyla kullanılır. Kuvvetin transferinden ziyade yapıdaki parçaları birbirine sabitlemek amacıyla uygulanır. Ters payanda olarak adlandırılan yiv şekli genellikle çekme kuvvetine karşı koyması için dizayn edilmiştir. Fakat implant yerleştirilirken genellikle dış yüzeyine gelen ve dikeyde etki eden kuvvetlerin karşılanabileceği yiv yapıları istenmektedir (Misch, 1999). Dental implantlar üzerinden kemiğe aktarılan kuvvetlerin kesme kuvveti şeklinde olmaması gerekmektedir çünkü bu kuvvetler kemik üzerinde yüksek gerilmelere ve deformasyona neden olmaktadır (Cowin, 1991; Misch ve Bidez, 1994; Barbier ve Schepers, 1997). Bu nedenle özellikle tip-4 olarak adlandırılan düşük yoğunlukta kemiğe sahip uygulamalarda implant ile kemik arasındaki kesme kuvvetini azaltabilecek tasarımların yapılması implant başarısını artırmak için çok faydalı olabilir (Bumgardner ve ark., 2000).

Gerçekleştirilen sonlu eleman analizinde ise ters payanda, kare ve V tipi implantlarda

birbirine yakın sonuçlar elde edilmiştir. Fakat kesme kuvvetleri yönünden kıyaslandığında kare yiv formuna sahip implantların daha iyi olduğu belirtilmiştir. Ayrıca gerçekleştirilen bir hayvan deneyinde vida adımı ve derinliği sabit tutulmuş, iç farklı yiv yapısı uygulanmış ve sonuç olarak kare yiv yapısında olan implantların geri çıkarılmasında uygulanan tork miktarının daha düşük olduğu anlaşılmıştır (Chun ve ark., 2002).

**Yiv Derinliği:** Dental implantın ölçülerine bakıldığında çapın en geniş olduğu yer ile implant gövdesi arasındaki mesafe yiv derinliğini belirler. İmplant üzerindeki diğer parametreler değiştirilmeyip sadece yiv derinliği artırıldığında yüzey alanı artmaktadır. Bu nedenle firmalar implantların dayanım özelliklerini de göz önünde bulundurarak farklı derinliklerde üretimler gerçekleştirmektedir. (Misch, 2005).

Dental implant uygulaması esnasında yiv derinliğinin az olması cerrahi açıdan yapılan çalışmayı kolaylaştırmaktadır ancak osseointegrasyon süresini etkileyen yüzey alanı da azalacaktır (Shwartz ve ark., 1996).

#### **2.5.4. İmplantların yüzey özellikleri**

Dental implant ile çene kemiği arasındaki iyileşme sürecinin elde edilmesi için kemiğin yoğunluğu, tasarımı ve cerrahi prosedürlerin yanında yüzey özellikleri de çok büyük önem arz etmektedir. İmplant üzerinde uygulanan yüzey işlemlerine göre kemik ile implant arasındaki uyum değişmektedir (Keyf ve Uzun, 2007).

Dental implantların yüzey pürüzlülüğü oranları kemik hücreleri ile arasındaki iyileşme sürecine etki etmektedir. Düz implant yüzeyi ile pürüzlü implantlar arasında yüzey işlemlerine bağlı olarak farklı tutunma bölgeleri meydana gelmektedir. Yüzey pürüzlülüğü oranına bağlı olarak implant ile kemik arasındaki kemik apozisyonunun arttığı anlaşılmıştır (Özkır, 2004).

İmplant yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için yüzeyden malzeme kaldırılması yoluyla asit ve kumlama ile pürüzlendirme şeklinde olabileceği gibi, plazma sprey ve

hidroksiapatit gibi eklemeli yüzey kaplama işlemleri de gerçekleştirilmektedir (Özkır, 2004).

### 2.5.5. Kemik yapının özellikleri

İnsan kemiği hücrelerin arasına inorganik tuzların çökelediği ve bu sayede dayanım, elastikiyet gibi mekanik özellikler elde etmiş bir bağ dokusudur. Kemik dokusu hücreler arasında bulunan madde ve hücrelerden meydana gelmektedir. Kemik dokusu içerisinde bulunan matris hücrelere oranla daha fazla bir alan kaplar. Organik matris ve kemik matrisi olmak üzere iki alana ayrılmaktadır. Kemikte bulunan organik matrise osteoid denir. Osteoid kemik ağKemik matrisi ve organik matris olarak ikiye ayrılır. Kemik organik matrisine osteoid madde denir. Osteoid madde kemik ağırlığının %25'ini, kemik hacminin de %38'ini oluşturur. Kemik içerisinde bulunan organik matriste %95 oranında kollagen diğer kısımda ise esas madde bulunmaktadır. Kemiğin ağırlığının %65'ini ise mineral matris meydana getirmektedir. Kemiğin yapısında öncelikli olarak kalsiyum ve fosfor sonrasında ise magnezyum, karbonat, sodyum, sitrat, su ve flor yer almaktadır (Soydan, 1985).

İnsan çenesinde kullanılan dental implantların biyomekanik özelliklerini anlayabilmek için implantı saran kemiğin ve çevresinin nasıl yapıda olduğunu bilmek oldukça önemlidir. Çalışmaların bazılarında maksimum gerilme yoğunluğunun kortikal kemikte olduğu ve özellikle kemik-implant arayüzünde daha arttığı saptanmış, iç bölgelerde ise azaldığı anlaşılmıştır. Spongioz kemikte ise maksimum gerilme yoğunluğu dental implantın apeks bölgesinde yer almıştır (Gül, 2009).

Dental implant uygulamasının gerçekleştirilebilmesi için uyumlu kemiğin olması çok önemlidir. Planlama yapılan bölge dıştan incelendiğinde dişsiz kısımların yapısı ve hacmi hakkında bilgi verir. Kemiğin içyapısı onun kaliteli ve yoğun olduğu ve böylece mekanik dayanımı hakkında öngörü sağlar. Cerrahi operasyonun gerçekleştirileceği bölgedeki kemik yoğunluğu hastaya uygulanacak tedavinin planlaması, implant tasarımı, ilk yükleme, iyileşme süresi ve üst yapı hazırlanmasında göz önünde bulundurulmuş en önemli faktörlerdendir (Sevimay ve ark., 2005).

İnsan kemiği yoğunluğuna bağlı olarak kortikal ve spongioz olmak üzere iki tiptir. Kortikal kemik etrafındaki periostta kollagen lifler, osteoklastlar ve osteoblastlar yer almaktadır. Osteoklast ve osteoblastlar kemiğin yeniden şekillendirilmesinde önemli katkıda bulunurlar. Kortikal kemiğin alt tarafında yer alan spongioz kemik ise gözenekli bir yapıya sahip olup, yoğunluğu ve mekanik dayanımı daha azdır (Tunalı, 2000).

Lekholm ve Zarb tarafından belirlenen kemik kalitesi sınıflamasına göre kemik 4 farklı gruba ayrılmıştır. Bunları inceleyecek olursak:

**D-1 tipi kemik:** D-1 tip kemikler kalınlığı oldukça yüksek ve fazla miktarda mineralize olmuş kortikal tabaka ile porözitesi çok az olan spongioz kemikten meydana gelmektedir. Bu tip kemikler en çok atrofik mandibulada gözlemlenmektedir. D-1 tipi kemiklerin mineralizasyonu yüksek olması sayesinde iyileşme süreci oldukça kısalmakta, ilk sabitleme kolay bir şekilde yapılmakta ve mekanik dayanım artmaktadır. Bu tür avantajların yanısıra kan dolaşımının kemik içinde az olması, cerrahi operasyon sırasında ısınma oluşabilmesi ve implant arayüz etkileşiminin gecikmesi gibi dezavantajları da oluşmaktadır.

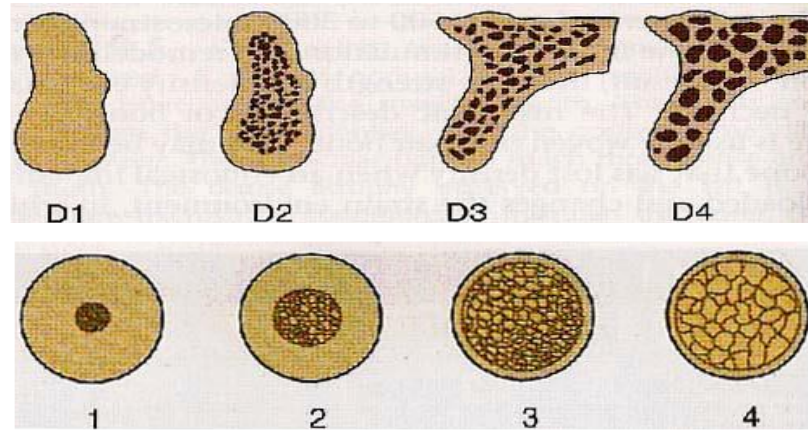
**D-2 tipi kemik:** Bu tip kemiklerde yine D-1 tipi kemik gibi kalın bir kortikal kemik ve poröz yapılı spongioz kemikten oluşmaktadır. Genel olarak buyapı mandibulanın anterioru yada maksillanın anteriorunda ve mandibula posteriorunda yer almaktadır. Bu yapının avantajları arasında ilk sabitlemenin iyi olması ve kan dolaşımının fazla olması gösterilebilir.

**D-3 tipi kemik:** Bu kemiklerde kortikal tabaka ince ve kırılıgandır spongioz kısım ise nispeten daha kalın ancak mineralizasyonu daha azdır. Bu tip yapılar genellikle mandibula ve maksillanın posteriorunda yer almaktadır. Mekanik dayanımı az bir kemik türüdür.

**D-4 tipi kemik:** En riskli grupta yer alan bu kemikler çok az miktarda kortikal kemik ile mineralizasyonun az olduğu poröz bir spongioz tabakadan meydana gelmektedir (Misch, 2005).



Bu kemik sınıflandırması birçok araştırmacı tarafından implant uygulaması sırasında hastaların kemik yapısını anlayabilmek ve uygun tedavi planını yapmak için standart şeklinde kabul görmüştür (Lin ve ark., 2008).



**Şekil 2.1.** İnsan çene kemiğinin 4 farklı tipte sınıflandırması (Misch, 2005)

İmplant ve kemik arasındaki bağlantının artışı kemik yoğunluğu ile doğru orantılı şekilde değişir. Bu durum tip-1 ve tip-4 kemiklerde daha çok gözlemlenirken tip-2 ve tip-3'te daha az olmaktadır. Bir hastaya implant uygunması için genellikle istenilen özellikler kortikal kemiğin fazla ve spongioz kemiğin az olmasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

İmplant boyun bölgesinde kortikal kemik eğilme momentine maruz kaldığında tepki kuvvetinin verildiği yer olarak öne çıkar. Sonuç olarak, bu yük altında kemik rezorpsiyonunun genellikle implant boyun bölgesinde oluşacağı anlaşılır (Kim ve ark., 2005).

Dental implantlar kortikal kemik tabakasının daha kalın olduğu ve az poröz bir spongioz yapının yer aldığı kemiklere uygulandığında mikro hareketliliklerin ve gerilme değerlerinin düşmesine neden olacağı bilinmektedir. Bu durum hem dokunun iyileşme süreci hemde implantın sabitlenmesi için hekimler tarafından istenen bir durumdur (Geng ve ark., 2001; Şahin ve ark., 2002). Kemiklerin tutunma oranı

trabeküler kemiğe oranla kortikal kemikte daha yüksektir. Elde edilen kemik yoğunluğu iyileşme sürecinde stabilizasyonu sağlarken ayrıca implant ile kemik arayüzünde gerilmelerin daha orantılı şekilde dağılmasına olanak verir (Sevimay ve ark., 2005).

## 2.6. Kısa Dental İmplantlar

Bulduğumuz dönemde insan çenesindeki diş eksikliklerin tedavisi için en yaygın kullanılan tedavi yöntemi dental implantlar olmuştur. Anatomik yönden yaşanan yetersizlikler nedeniyle uzun boylu dental implantların kullanılmadığı durumlarda cerrahi uygulamadan önce sinüs tabanının kemik tozları veya başka yöntemlerle yükseltilmesi, sinirin yerinin değiştirilmesi gibi yöntemler denenmektedir. Fakat bu yöntemler hem olumsuzluk yaşanma riskini artırmakta hem de maliyeti artırıp tedavi sürecini uzatmaktadır. Bu gibi durumlarda kısa dental implantların kullanımı da son yıllarda oldukça yaygınlaşmıştır. Boyu 10 mm'den kısa olan implantlar kısa dental implant olarak sınıflandırılmaktadır. Bu tür implantlar kemik seviyesinin yetersiz olduğu durumlarda kullanılmaktadır ancak başarı oranının uzun implantlara kıyasla daha düşük olduğu da bildirilmektedir. Fakat bu gibi durumlarda bazı avantajları da olduğu için kısa dental implantların uygulaması da gerçekleştirilmektedir.

### Kısa dental implantların avantajları

Kısa dental implantların avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- Gerçekleştirilecek çalışma daha az cerrahi uygulama gerektirir.
- Sinüs artırma ve kanal tedavisi gibi yöntemlere uğraşmayarak olumsuzluk yaşanma riski azaltılır.
- Kemik ve implant arayüzeyinin daha sabit olması nedeniyle açılma riski daha basit olur.
- İmplant uygulaması yapılacak hastalar cerrahi risk azaltılacağı için hastane dışında da özel muayenehanelerde tedavi edilebilir (Stellingsma ve ark., 2004; Goene ve ark., 2005; Misch, 2005; Renouard ve Nisand, 2006).
- Travmatik cerrahi süreçlere ihtiyaç duyulmaz.

- Kısa implant uygulaması kemik artırma yöntemleri ile kıyaslandığında daha basit şekilde uygulaması yapıldığı söylenebilir.
- Uygulanacak implant için kemikte istenen boşluk daha kısa olacağından kemiğin fazla ısınmasıyla karşılaşılma riski düşecektir (Misch, 2005).

### Kısa dental implantların dezavantajları

Kısa İmplantların dezavantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- Osseointegrasyonun gerçekleşeceği ve tutunmanın oluşacağı implant yüzeyinin az olması,
- İmplant uygulamasında önemli olan kron-implant oranı açısından yüksek kuvvet değerleri altında az destek olması
- Kısa dental implant uygulamasında oklüzyon uygun şekilde sağlanamadığı durumlarda kron-implant oranı ve bunun yanı sıra mesiodistal uzunluk risk oluşturmaya başlamaktadır (Tawil ve ark., 2006).
- Üst çeneye uygulanan kısa dental implantların alt çenedekilerle kıyaslandığında daha az dayanıma sahip olduğu görülmüştür ancak bu durum kemiğin yapısıyla daha çok bağıntılıdır. Benzer durum uzun dental implantlarda da gözlemlenmiştir (Miguel ve Araujo, 2007).
- Boyları 10 mm'den kısa olan dental implantların uygulandığı yerlerdeki kemik yoğunluğu, üst çenenin ön kısmında çiğneme kuvvetlerinin yüksek olması ve kron yüksekliğinin fazla olması gibi nedenlerden dolayı kısa implantların uzunlara göre daha başarısız olabileceği öngörülmektedir (Misch, 2005).

#### **2.6.1. Kısa dental implantların yüzey özellikleri**

Kısa dental implant olarak 8.5 mm uzunluğa sahip Osseotite dental implantların 3 yıldan fazla süre boyunca incelenmesi ile yapılan çalışmalarda %95.8 oranında başarı elde edilmiştir. Ayrıca daha yüksek oranda yüzeylerde daha geniş yüzey alanı elde edilmesi sayesinde asitle pürüzlendirilmiş kısa dental implantların aynı tasarıma sahip, 10 mm veya daha uzun implantlarla benzer etkiyi göstereceği öne sürülmüştür (Goene ve ark., 2005).

Peleg ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu bir çalışmada ise pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinin üzerine daha az kemik kuvveti etki eden klinik çalışma sayesinde yüzey işlemine tabi tutulmuş implantlara göre daha iyi etki gösterdiği anlaşılmıştır. Bu durum ayrıca implant uygulamasındaki ilk sabitlemenin daha yüksek seviyede olmasını mümkün kılmıştır (Peleg ve ark., 2006).

Gerçekleştirilen bir çalışmada yüzey işlemine tabi tutulmuş implantların kumlama yapılmış implantlar ile kıyaslandığında implant-kemik arasında etkileşim gösteren alanın arttığı ve bu sayede kemik iletkenliğinin artacağı belirtilmiştir (Piatelli ve ark., 1998).

Deporter ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada ise 7-9 mm uzunluğa sahip kısa dental implantların elde edilen ölçüm değerlerine göre %100 başarıya sahip olduğu iddia etmişlerdir (Deporter ve ark., 2001).

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi metodu kullanılarak gerçekleştirilen bir çalışmada ise implant üzerinden kemiğe aktarılan gerinim değerleri implantın boy, çap ve tasarım etkisi açısından incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre implant ve kemik arayüzünde oluşan gerinimlerin azaltılması için daha uzun, çapı geniş ve düz kısa dental implantların kullanılmasının olumlu sonuçlar vereceği belirtilmiştir (Petrie ve Williams, 2005).

İmplant boyunun kıyaslandığı bir başka çalışmada ise 7 mm boyunda dental implantlarda %96, 8.5 mm boyundaki dental implantlarda ise %97 başarı oranının 5 yıllık takip sürecinde belirlendiği ve bu nedenle kısa dental implantların da sık kullanılabilir bir alternatif olduğu sunulmuştur (Miguel ve ark., 2007).

Teixeira'nın gerçekleştirdiği bir çalışmada ise 41 kişiden oluşan hasta grubu 5 yıl süresince çift kademeli hidroksiapatit işleme yapılmış titanyum alaşımlı dental implant kullanılarak izlenmiştir.

Gerçekleştirilen çalışma sonrasında elde edilen veriler:

- Ön mandibula kısmı titanyum alaşımlı dental implant uygulaması için uygun özelliklere sahiptir.
- Yapılan çalışma sırasında gingival indeksin arttığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle dental implant uygulamasında göz önüne alınan klinik durumların implant boyundan bağımsız olarak gerçekleştiği anlaşılmıştır.
- Bu çalışmadaki implant çevresinde oluşan mukoza ile implant cep derinliği kıyaslandığında oluşan veriler gingival indeks ve sondalama derinliği ilişkisi ile doğru orantılıdır (Teixeira, 1997).

Yüzey işlemine tabi tutulmuş kısa dental implantların daha iyi sonuç verdiği belirlenmiştir. Yüzeyi işlenmiş implantlar ile doku yüzeyli implantlar kıyaslandığında temas halinde olan yüzey alanının arttığı anlaşılmıştır. Dental implant yüzeyine asit etching uygulandığında kontakt osteogenezis denilen osseointegrasyon gerçekleşir. Yüzey işlemesi uygulanmış implantlar osseotite olanlar ile karşılaştırıldığında kemik kalitesi düşük olduğunda daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir.

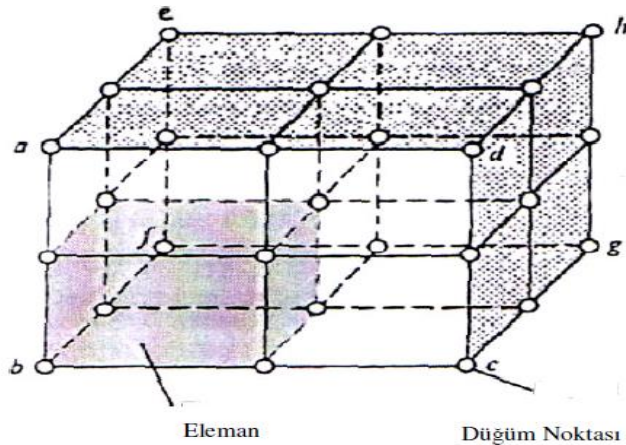
Mikro doku yüzeyine sahip olan ve düz yüzeyli hexed ile vidalı implantları kıyaslayan bir çok çalışmada bu dokular sayesinde kısa implantların başarı oranının arttığı iddia edilmiştir. Standart boyutlarda dental implantlar ile kısa dental implantların başarısız olup olmama açısından kıyaslandığı ve 22 hasta ile 37 makalenin incelendiği çalışmada istatistiksel olarak fazla bir farkın oluşmadığı belirtilmiştir. Faysalı olup olmama açısından bakıldığında kısmi yada tamamen dişsiz hastaların karşılaştırmasında yüzey işleminin olmasının implant boyu ile çok fazla değişikliğe neden olmadığı gözlemlenmiştir.

## **2.7. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi**

Bilimsel çalışmalar esnasından bazen analitik yöntemlerle çözüme ulaşabilmek mümkün olmamaktadır. Böyle durumlarda çözümü bulunmaya çalışılan problem için de uygunsa sayısal metodlardan faydalanılır. Mesela kompleks yapılı ve dış kuvvetler veya momentlerin etkisi altında olan bir cismin nasıl bir deformasyon veya gerilme yapısına sahip olacağını analitik olarak hesaplamak oldukça zordur. Bunu yapabilmek

için sistemdeki her bir eleman için şekil değiştirme bağıntıları teker teker yazılıp buna bağımlı olan denklemler çözülmelidir. Bu denklemleri çözmek ise pek mümkün gözükmemektedir. Böyle problemler karşısında artık günümüzde bilgisayar kullanımı ile birlikte oldukça kolaylaşan sayısal metodların uygulanması gerekmektedir. Bazı çalışmalarda ise aynı işlemlerin farklı parametreler için birçok kez tekrarlanması gerekmektedir. Genellikle bir tasarım oluşturulurken farklı tasarım parametrelerinin etkisinin incelenmesi gerekliliği doğmaktadır. Bütün bu ihtiyaçlar göz önünde bulundurulduğunda sınır şartları doğru belirlenmiş bir sayısal çözüm zaman açısından büyük kazanımlar sağlanamıza vesile olacaktır. Örneğin ısı iletimi amacıyla oluşturulan ikinci derece bir denklemin çok karmaşık bir araba karoseri tasarımı probleminde kullanılması gerekebilir. Bu gibi durumlarda çok büyük kolaylıklar sağlanabilmektedir (Allire, 1985).

Sonlu eleman metodunda cisim sonlu olarak belirtilen sayıda elemana bölünür ve bunlar birbirine düğümler sayesinde bağlanır. Böylelikle elde edilen eleman ağı gerçekte sahip olunan cisimi temsilen kullanılır. Sonlu eleman yönteminde elemanlarına ayrılmış örnek küp Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Çözüm yapılırken her elemana uygun katsayılar matrisi belirlenir ve bu matris bir araya getirilerek yapının tamamı için bir matris oluşturulur.



Şekil 2.2. Küpün eleman gösterimi

Gerilme dağılımı belirlenmesinde kullanılan katsayılar matrisi mühendislikte sıklıkla meydana gelen sorunların çözümünde katılık matrisi ile çözülmektedir. Bu yöntemin basamaklarının detaylı anlatımı diğer bölümlerde açıklanacaktır.

### 2.7.1. Sonlu elemanlar analizi metodunun basamakları

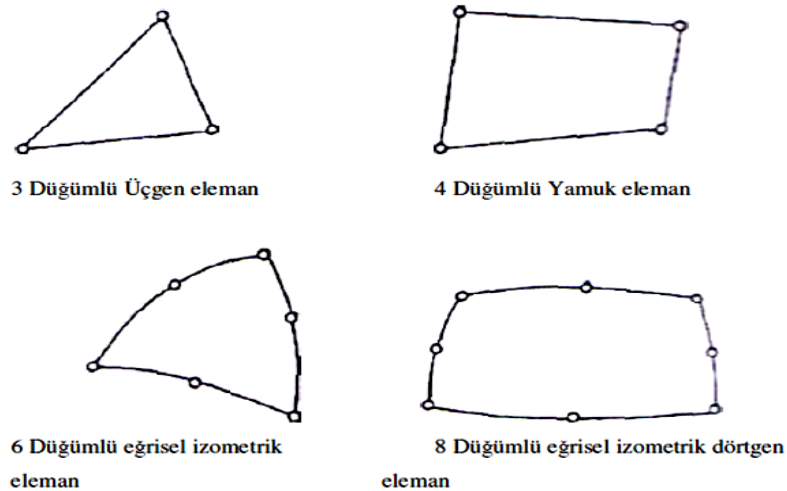
Sonlu elemanlar analizi metodunun basamakları aşağıda sunulmuştur ve detaylı bir şekilde açıklanmıştır.

#### Basamak İşlem

1. Sınır şartlarının belirlenmesi ve denklemlerinin oluşturulması
2. Sonlu eleman analizinin oluşturulacağı bölgenin elemanlara ayrılması
3. Her eleman için interpolasyon fonksiyonunun belirlenmesi
4. Elemanların sahip olması gereken özelliklerin ve matrislerin belirlenmesi
5. Yapının matrisinin belirlenmesi
6. Yapı matrisinin çözümü
7. Diğer verilerin oluşturulması

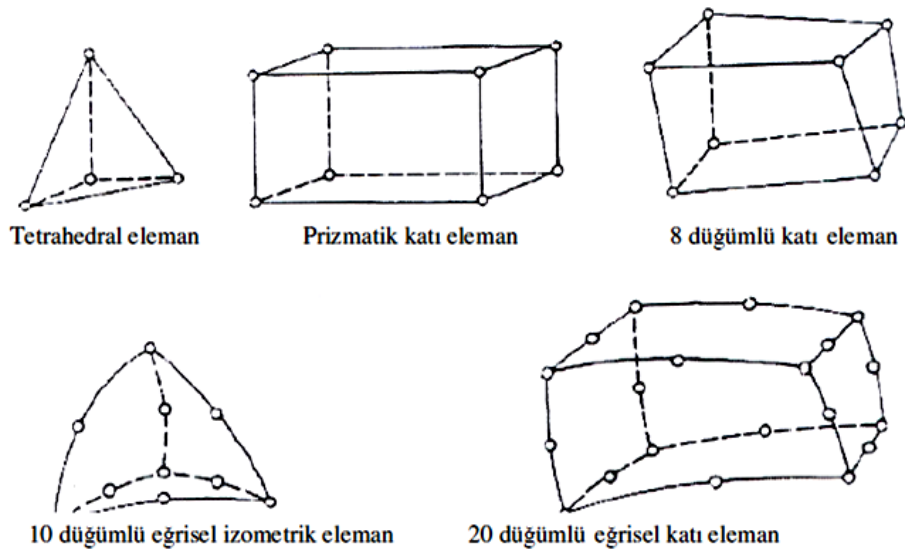
1. Sınır şartlarının belirlenmesi ve denklemlerinin oluşturulması: Bir problemin sonlu elemanlar yöntemiyle çözülebilmesi için diferansiyel denklemler ile ifade edilmesi gerekmektedir.

2. Sonlu eleman analizinin oluşturulacağı bölgenin elemanlara ayrılması: İkinci basamakta problemin çözümüne yönelik bir elemanın seçilmesi gerekmektedir. Bir boyutlu analiz yapılırken doğrultunun düzenli uzunluklara bölünmesi demektir. İki boyutlu analizler yapılırken elemanlar üçgen, dörtgen veya farklı biçimlerde elemanlara ayrılabilir (Şekil 2.3).

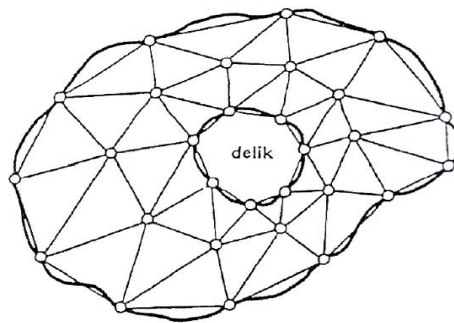


Şekil 2.3. İki boyuttaki eleman örnekleri

Üç boyutlu analizler gerçekleştirilirken tetrahedron, pramid, dörtgen prizma veya daha karmaşık elemanların oluşturulmasına imkan bulunmaktadır (Şekil 2.4). Bir cisimde virden çok eleman oluşturulabilir ve hassas sonuçların elde edilmesi gereken riskli kısımlarda eleman ölçülerinin azaltılması ve çok sayıda eleman oluşturulması gerekmektedir. Örnek vermek gerekirse delikli bir plakta (Şekil 2.5) deliğin etrafında yada içerisinde hızlı akışların olduğu bir borunun dirsek bölümlerinin daha riskli olması nedeniyle buralardaki elemanların sayısının artırılması gerekmektedir.



**Şekil 2.4.** Üç boyutlu eleman örnekleri



**Şekil 2.5.** Elemanlarına ayrılmış plak örneği

3. Her eleman için interpolasyon fonksiyonunun belirlenmesi: Analiz dahilindeki bütün elemanlarda sıcaklık ve yer değiştirme gibi değişkenlere ait interpolasyon polinomu belirlenmelidir. Bu tür analizlerin çözümünde polinom belirlenmesinin



sebebi daha basit şekilde türevinin ve integralinin alınabilmesidir.

4. Elemanların sahip olması gereken özelliklerin ve matrislerin belirlenmesi: Analizin gerçekleştirileceği bölgede yer alan bütün elemanların mekanik, geometrik ve malzeme açısından özellikleri ile düğüm sayısı, interpolasyon polinomu sistemin yapısını oluşturduğu ve etkilediği için matrisler oluşturulurken malzeme özelliklerine çok dikkat edilmesi gerekir.

5. Sistem matrisinin belirlenmesi: Sistemdeki eleman matrislerinin hepsi bir sistem matrisinde bir araya getirilmelidir. Oluşturulan bu matris ise sistemin genel özelliklerini ortaya çıkaran katsayılar matrisini meydana getirir ve çoğunlukla doğrusal olanlar seçilir. Doğrusal olmayanların çözümünün gerçekleştirilebilmesi için sıklıkla kullanılan metodlar yeterli sonucu vermeyebilir.

6. Sistem matrisinin çözümü: iteratif yöntemlerin kullanılması sayesinde sistem için oluşturulan matris takımının çözülmesi sağlanır.

7. Diğer sonuçların oluşturulması: Analiz sonrasında alınan veriler ışığında ve sık kullanılan denklemler sayesinde farklı sonuçların elde edilmesi de mümkündür. Analizden elde edilen yer değiştirme değerleri Hooke bağıntısından faydalanılarak gerilme değerlerini de elde etmemizi sağlayabilir. Bu aşamada denklemler kullanılırken yapılan kabuller oldukça önemlidir. Mesela Hooke bağıntısının elastik sınır dahilindeki alanlarda geçerli olduğu konusu göz önünde bulundurulmalıdır.

Açıklaması yapılan basamaklar sonlu eleman analizlerinin tamamında uygulanabilir. Fakat bazı hallerde direk yöntemlerin kullanılması da mümkün olur ve işimizi kolaylaştırır. Böylece hali hazırda kullandığımız formüller sayesinde bütün düğümler için yer değiştirme değerini bulabiliriz.

Sonlu eleman analizi yöntemi çok fazla açıdan avantajlara sahiptir. Örneğin:

1. Analizde kullanılan elemanların ölçüleri ve farklı şekillerde oluşturulabilmeleri sayesinde herhangi bir cismi temsil edebilir ve aynı zamanda karmaşık cisimlerde daha

yakın ve iyi sonuçlar verebilir.

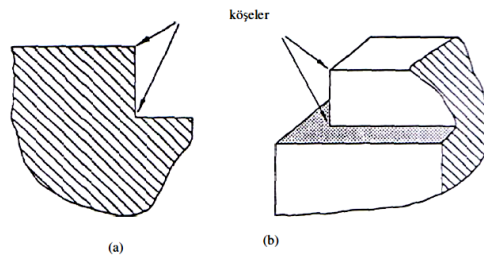
2. Bir veya birden çok deliği olan şekiller ya da köşesi bulunan kısımlar kolaylıkla analiz edilebilir.

3. Farklı geometride olan yada çeşitli malzeme özellikleri olan analizlerde ekstra bir çaba gerektirmez. Bu parametrelerde bulunan ve doğrusal olmayan özellikler değişkenlik göstermesi halinde bile zorluk yaşanmadan çözümlenebilir.

4. Sonlu elemanlar analizi yönteminde problemin daha kolay anlaşılabilmesini ve çözülebilmesini sağlayan hem de basitleştiren en önemli özelliği sebep-sonuç bağıntılarında bu durumların birbiriyle bağlantılı kuvvetler ve deplasmanlar cinsinden formüle edilebilmesidir.

5. Sonlu eleman analizinin daha etkin ve güvenilir şekilde gerçekleştirilmesi için gerekli olan sınır şartları kolaylıkla uygulanabilir.

6. Sonlu eleman analizi yönteminin sebep-sonuç ilişkisinin araştırılması sırasında karmaşık yapılarda, sürekli ortam ve diğer problemlerde çok faydalı bir şekilde kullanılabileceği ve hatta analitik veya deneysel çalışmalardan daha hassas verilerin elde edilebileceği belirtilmiştir (Nath, 1993).



**Şekil 2.6. a) İki boyutlu örneğin köşesi b) Üç boyutlu örneğin köşesi**

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada tip 4 kemik yoğunluğuna sahip kemik modellerinde, üç farklı kısa implant model tasarımı, 4 farklı abutment uzunluğu ve 3 farklı implant uzunluğu için gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu implantlar tamamen dişsiz çene üzerinde 4 ve 6 implant şeklinde yerleşim yapılarak detaylı bir şekilde incelenmiştir. Yapılan analizler neticesinde kortikal kemik, spongiöz kemik ve implant modelinde oluşan stresler incelenmiştir. Araştırma, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen çalışmalardaki modellerin tasarımında Solidworks 2013 programı, çene kemiğinin elde edilmesinde Mimics programı, simülasyonunda Ansys Workbench sonlu eleman analizi programı kullanılmıştır. Analizlerin çözümünde intel i7 4770 @3,4 GHz 8 core işlemci, 8 GB RAM, 64 Bit işletim sistemi, N vidia GT640 2 GB ekran kartı konfigürasyonundaki bir bilgisayar kullanılmıştır.

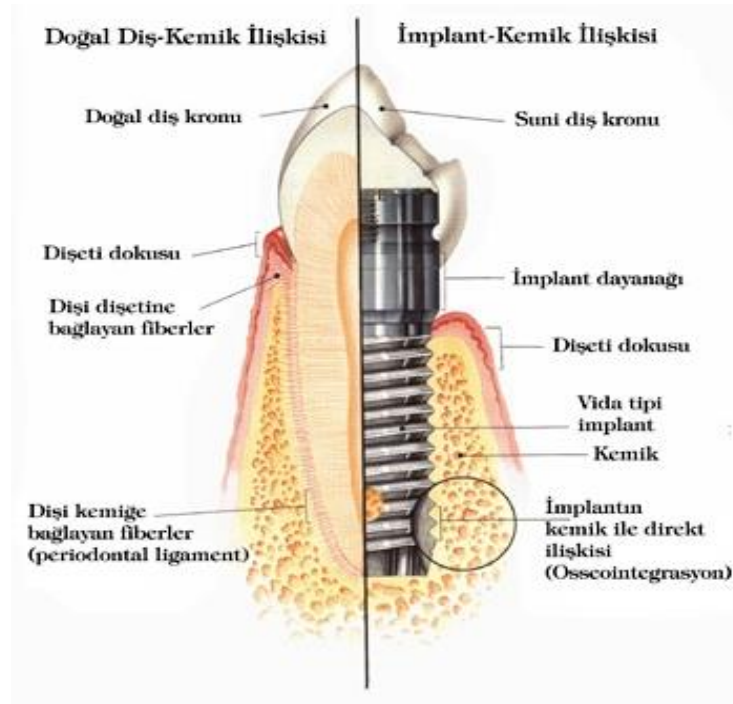
#### 3.1. Dental implantların Katı Modellerinin Elde Edilmesi

Son yıllarda diş eksikliklerine en iyi alternatifin dental implantlar olduğundan şüphe yoktur. Estetik bakımdan çok iyi sonuçlar vermesinin yanı sıra köprü ve protezlere nazaran daha üstün konuşabilme çiğneyebilme faaliyetlerinin gerçekleştirilmesi sağlanabilmektedir.

Dental implantların içerisinde bulunduğumuz yüzyılda üzerinde en çok araştırma yapılacak diş eksikliği tedavi yöntemi olacağı öngörülmektedir. Teşhisin doğru konulması, bilgi, tecrübe ve kaliteli implant uygulama materyallerinin bir arada yer aldığı uygulamalar hem hasta hem de hekim açısından oldukça iyi sonuçların alınmasını sağlamaktadır.

Özetlemek gerekirse implant, çene kemiği üzerindeki eksik dişlerin giderilmesi ve kaybolan estetik görünümün tekrar sağlanabilmesi için biyouyumlu malzeme ile elde edilen suni diş köküdür.

Dental implantların kullanımının artması ve üretiminin yaygınlaşması sonrasında farklı tiplerde tasarım ve imalatlar gerçekleştirilmiştir. Silindirik, konik veya farklı şekillerde üretilen dental implantların en çok kabul gören ve en sık kullanılan tipi vida şekilli olanlardır. İmplant vidalarının kullanıldığı yere ve çene kemiğinin kalitesine göre değişmekte olan kalınlıkları ve genişlikleri bulunmaktadır. Bundan dolayı implantın uygulanmasının planlandığı yerlerde yeterli kemik seviyesinin istenilen yükseklik ve genişlikte olması beklenmektedir. Kemiğin yoğunluğu ve kalitesi de uygulamada önemli bir etkidir. Bunların yanı sıra, tedavi öncesinde ve sonrasında dişetlerinin sağlıklı olması ve bakımının düzenli yapılması önem arz etmektedir. Dental implant uygulaması için herhangi bir yaş sınırı yoktur ve uygulama yapılacak kişinin sağlık durumu iyi olarak kabul edildiği sürece uygulamanın yapılmasında sakınca görülmemektedir. Kemik gelişimi tam olarak tamamlanmamış çok genç kişilerde dental implant uygulaması gelişim tamamlanana kadar tercih edilmeyebilir. Aşağıdaki şekilde dental implant ile normal diş kökünün kıyaslamalı resmi sunulmuştur.

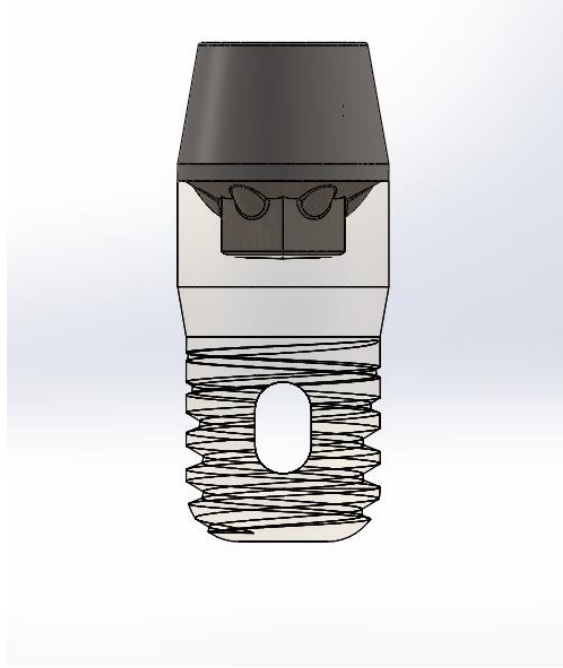


**Şekil 3.1.** Dental implant-doğal diş kökü karşılaştırması

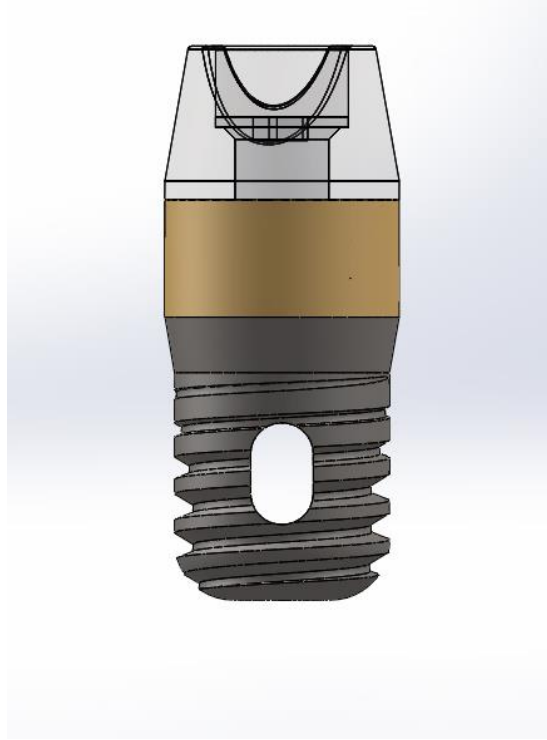
Analizlerde kullanılacak dental implantların modelleri Solidworks 2013 programında internal, external ve standart olmak üzere üç tip halinde tasarlandı.

Aşağıdaki şekillerde analizlerde kullanılan kısa dental implantların parçaları gösterilmiştir. Kısa dental implantlar implant, abutment ve iç vida olmak üzere üç parçadan oluşmaktadır.

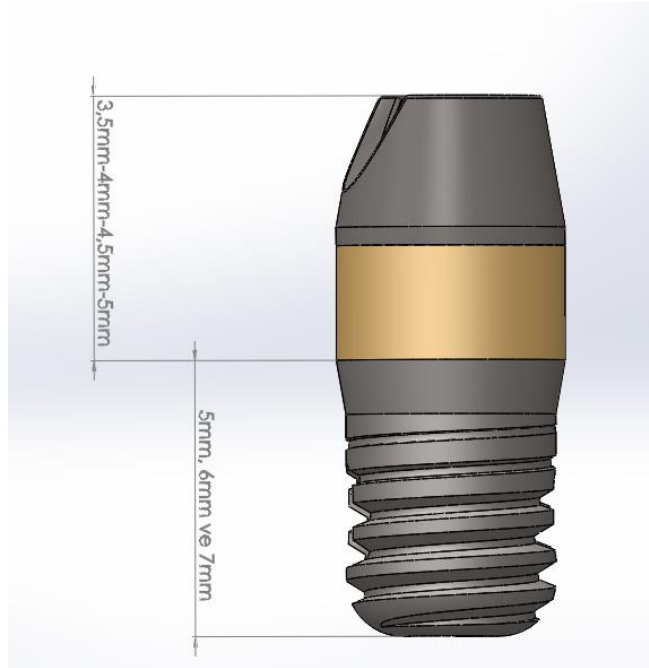
**Model-1:** Bu tasarımda içten bağlantılı internal dental implant tasarımı yapılmıştır. İnternal dental implant tasarımı için 5 mm, 6 mm ve 7 mm boylarında 3 farklı implant mevcuttur. Ayrıca 3 farklı implanta uygun şekilde bağlanabilecek 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm ve 5 mm boylarında 4 farklı abutment tasarlanmıştır. Toplamda 12 adet olarak tasarlanan Model-1 dental implantlarımız tamamen dişsiz çene kemiği üzerine 4 implant ve 6 implant şeklinde 2 farklı yerleşimde incelenmiştir.



**Şekil 3.2.** Abutment model-1

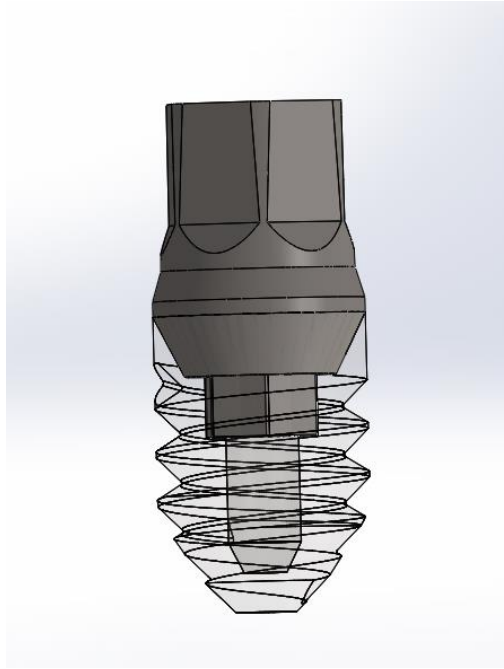


Şekil 3.3. İmplant vidası model-1

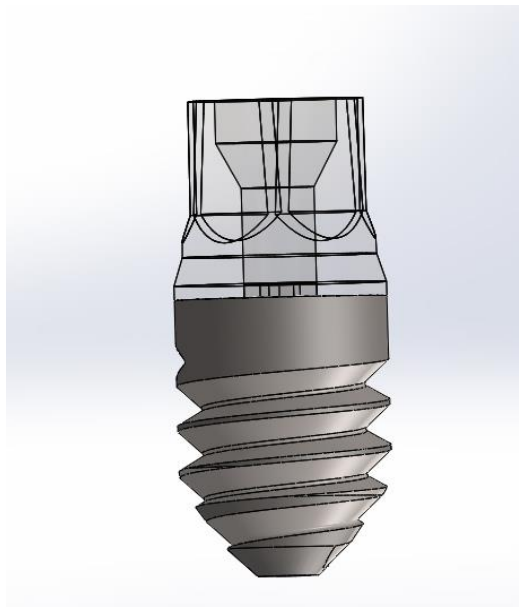


Şekil 3.4. Ölçülendirmeler model-1

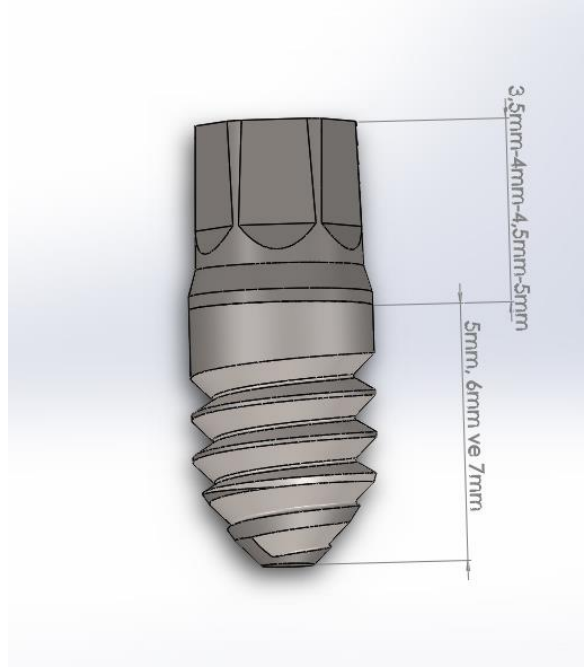
**Model-2:** Bu tasarımda standart kısa dental implant tasarımı yapılmıştır. Standart dental implant tasarımı için 5 mm, 6 mm ve 7 mm boylarında 3 farklı implant elde edilmiştir. Standart kısa dental implant tasarımına uygun şekilde bağlanabilecek 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm ve 5 mm boylarında 4 farklı abutment tasarlanmıştır. Toplamda 12 adet olarak tasarlanan Model-2 standart kısa dental implantlar tamamen dişsiz çene kemiği üzerine 4 implant ve 6 implant şeklinde 2 farklı yerleşimde montajlanmıştır.



**Şekil 3.5.** Abutment model-2



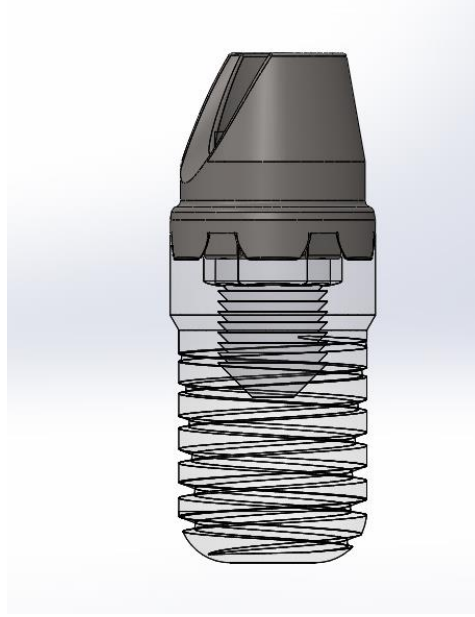
**Şekil 3.6.** İmplant vidası model-2



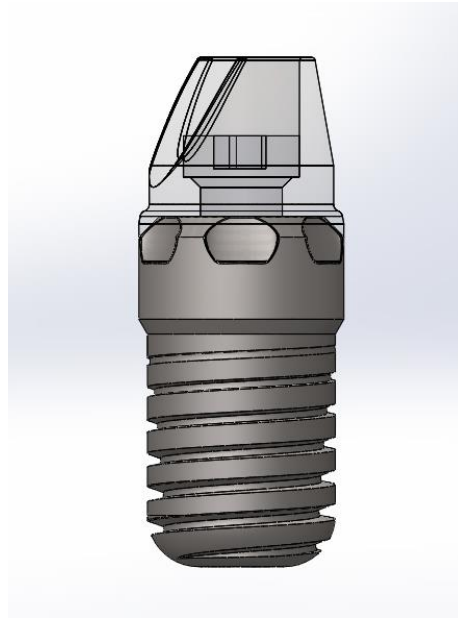
**Şekil 3.7.** Ölçülendirmeler model-2

**Model-3:** Üçüncü modelde ise implant abutment bağlantı şekli dıştan olacak şekilde external bağlantılı tasarım yapılmıştır. Dıştan bağlantılı external kısa dental implant tasarımı için 5 mm, 6 mm ve 7 mm boylarında 3 farklı implant ölçüsü elde edilmiştir. Dıştan bağlantılı external kısa dental implant tasarımına uygun şekilde bağlanabilecek 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm ve 5 mm boylarında 4 farklı abutment tasarlanmıştır. Toplamda 12 adet olarak tasarlanan dıştan bağlantılı external kısa dental implantlar tamamen dişsiz çene kemiği üzerine 4 implant ve 6 implant şeklinde 2 farklı yerleşimde montajlanmıştır.

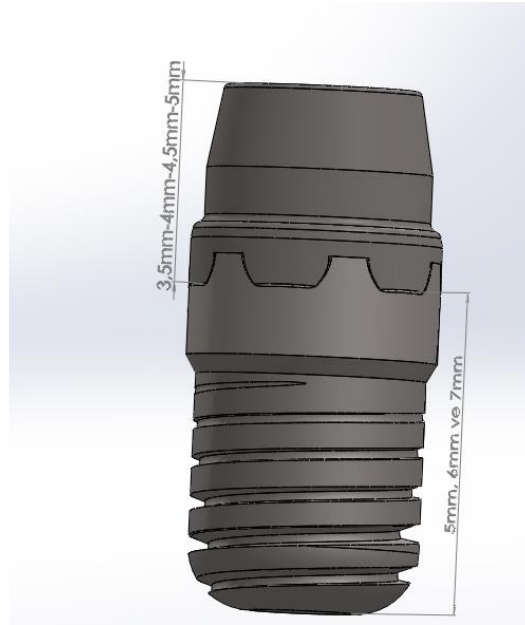




Şekil 3.8. Abutment model-3



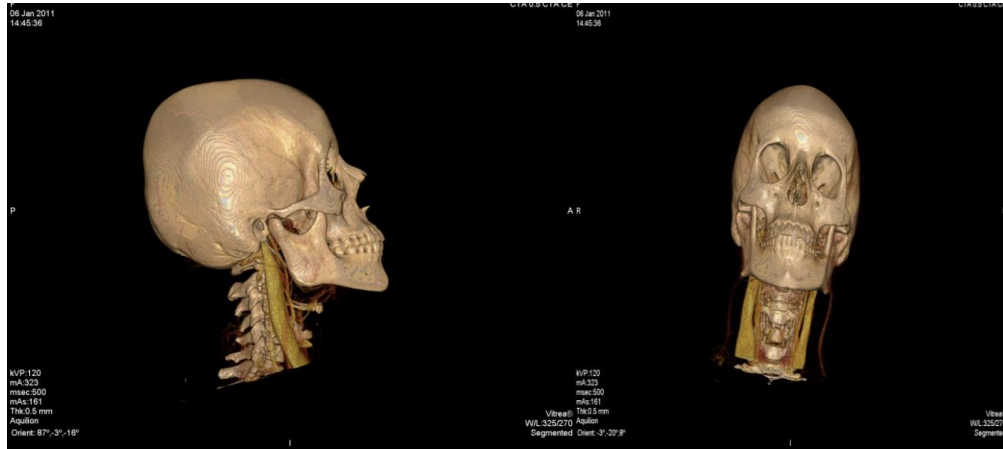
Şekil 3.9. İmplant vidası model-3



**Şekil 3.10.** Ölçülendirmeler model-3

### **3.2.Mandibula Katı Modelinin Elde Edilmesi**

Tasarımlar sonucunda elde edilen dental implantların etkisini görebilmek için çene kemiği modeli CT (Computed Tomography) bilgisayarlı tomografiden elde edilmiştir. Hasta alt çenesini içeren bilgisayarlı tomografi görüntüsü MIMICS programı vasıtasıyla nokta bulutu şeklinde elde edildi. Kafatası üzerinden alt çene kemiği ayrılarak “.stl” formatında kayıt edildi. Daha sonra nokta bulutu halindeki veriler yüzey işleme yapılarak katı model haline getirildi ve Solidworks 2013 programında düzenlemeler yapılacak şekilde kayıt edildi. Mandibula elde edildikten sonra “.stl” formatında olan modele yüzey işleme yapılarak katı model elde edilmesi sağlanmıştır. Katı modelin elde edilmesi sayesinde Solidworks 2013 programına dental implantlar aktarılmış ve planlandığı şekilde yerleştirilmiştir.

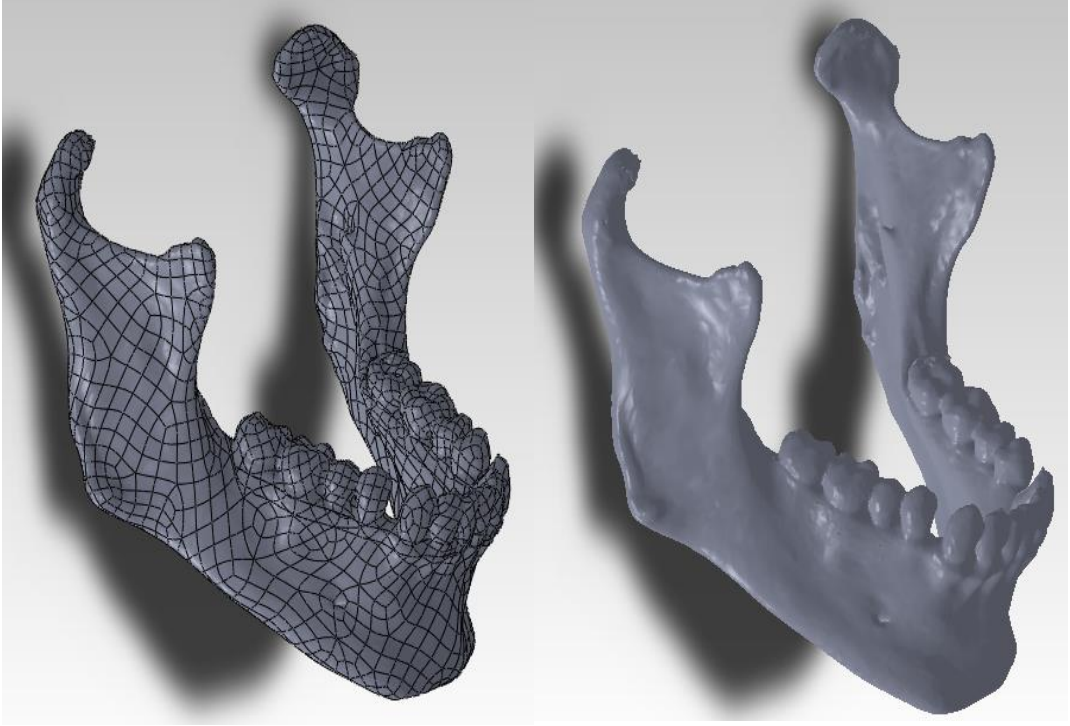


**Şekil 3.11.** Bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş insan kafatası görüntüsü



**Şekil 3.12.** Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen modelden mandibulanın ayrılmış görüntüsü

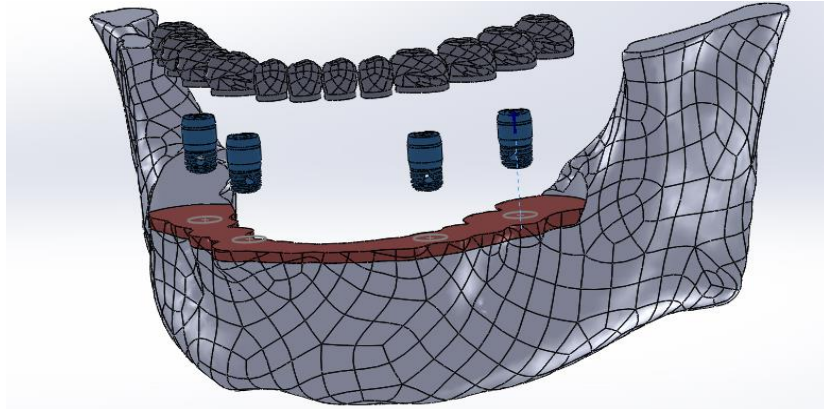
Planlandığı gibi tasarımların ve yüzey işlemlerinin gerçekleştirilmesinin ardından elde edilen üç boyutlu katı model halindeki insan çenesinin SolidWorks ortamındaki görünümü Şekil 3.13’de sunulmuştur. Böylelikle dental implantların çene kemiği üzerine uygulanması için istenilen model elde edilmiştir.



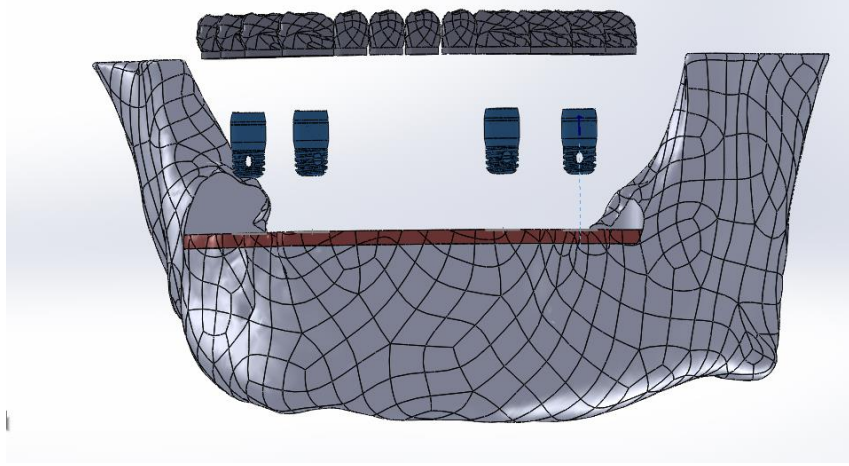
**Şekil 3.13.** Mandibulanın üç boyutlu katı modelleme programındaki görünümü

### 3.3. Mandibulaya Dental İmplantların Yerleştirilmesi

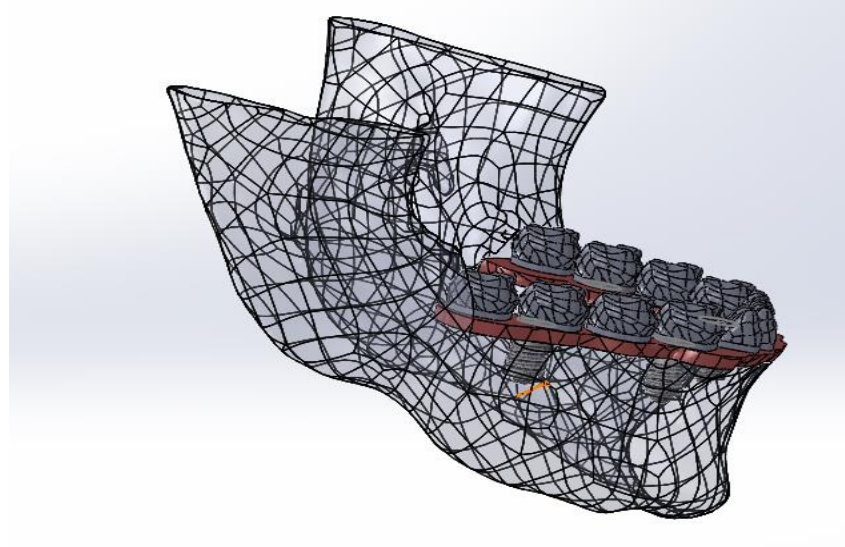
Katı modelleme programı sayesinde mandibula modelinde yer alan dişler düzlemler sayesinde çene kemiğinden ayrılmıştır. Sonrasında çene kemiğine yerleştirilen dental implantların üzeri ilgili büyüklükteki dişler ile köprü oluşturacak şekilde kapatılmıştır.



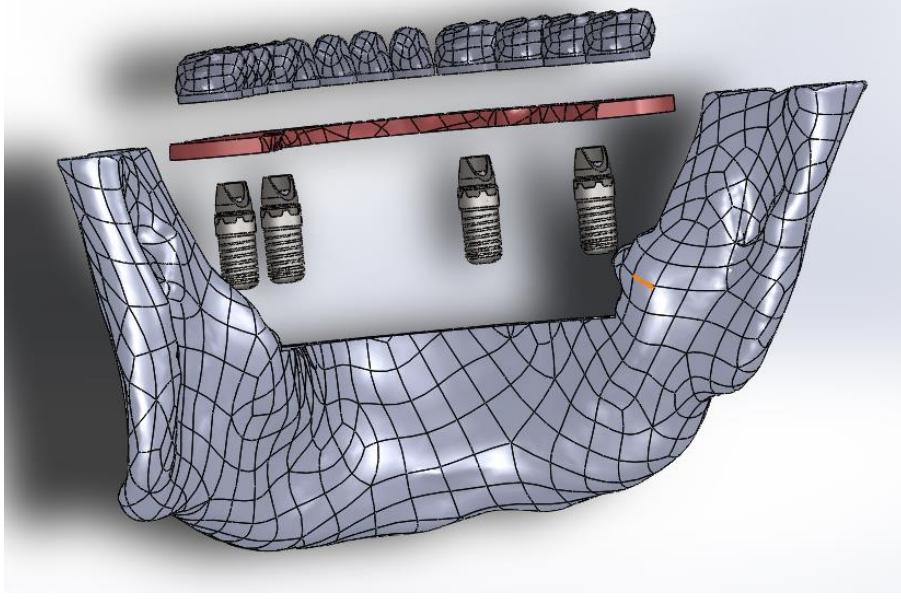
**Şekil 3.14.** 4 implantlı modelin patlatma görüntüsü



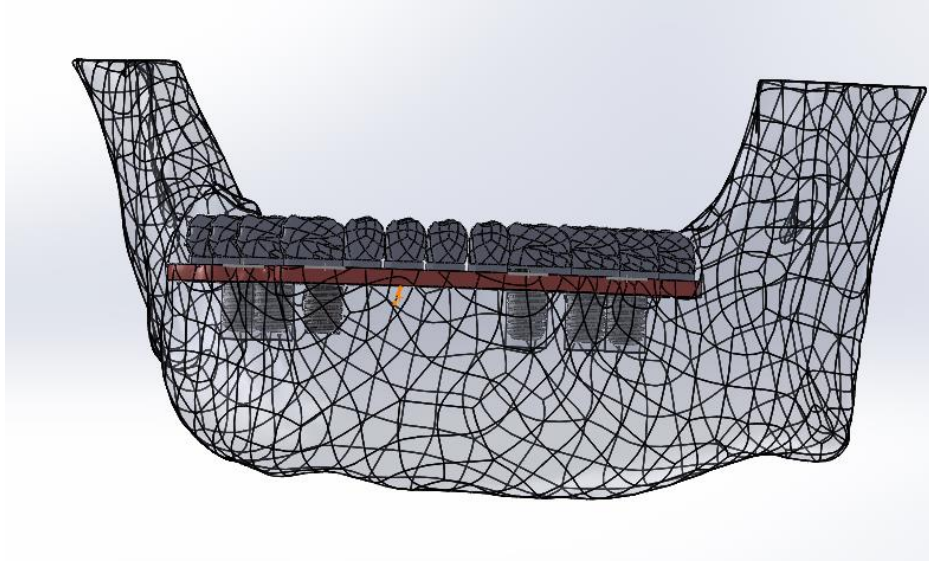
**Şekil 3.15.** 4 implantlı modelin önden görünümü



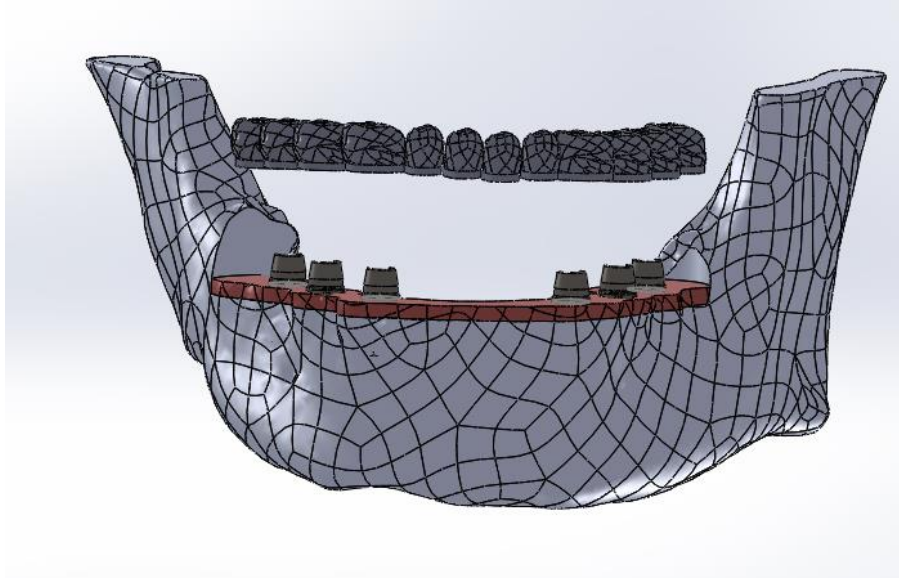
**Şekil 3.16.** 4 implantlı modelin çene kemiği şeffaflaştırılmış görüntüsü



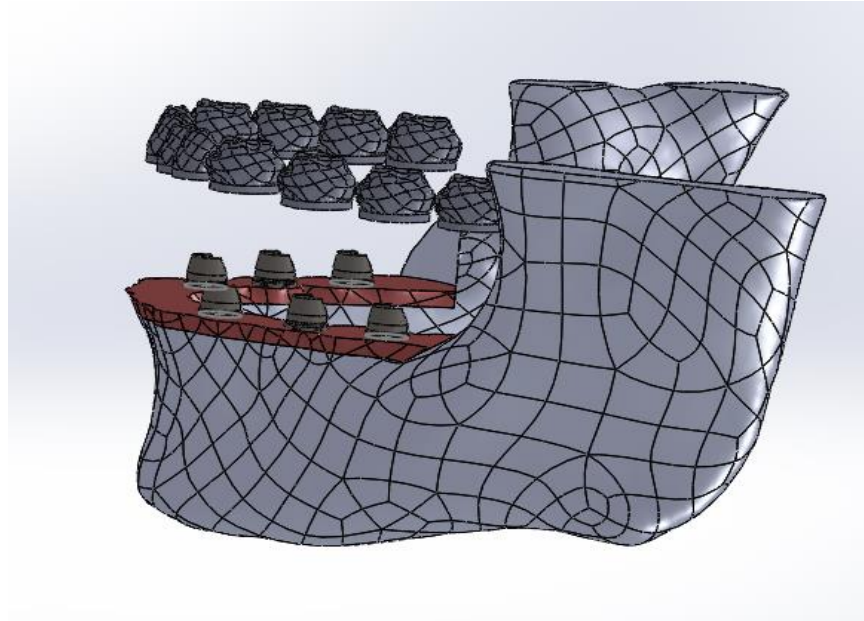
Şekil 3.17. 4 implantlı modelin arkadan patlatma görüntüsü



Şekil 3.18. 6 implantlı modelin şeffaştırılmış görüntüsü



**Şekil 3.19.** 6 implantlı modelin önden patlatma görüntüsü



**Şekil 3.20.** 6 implantlı modelin yandan patlatma görüntüsü

### **3.4. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Uygulanması**

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kompleks mühendislik sorunlarının bilgisayarlar ile gerçeğe yakın şekilde çözümünü sağlamaktadır. Bu yöntem sürekli ortamların kendisinden daha küçük elemanlara ayrılması ile modellenerek oluşturduğu parçalar ile çözümlenmesi temeline bağlıdır. Bu metoddaki amaç, küçük parçalardan

elde edilen sonuçlar ile bütüne gitmektir. İki ya da üç boyutlu modellerin küçük bir parçasına veya belirli bölgesine sonlu eleman denilmektedir. Genellikle bu yöntem gerilme analizlerinde kullanılmaktadır. Bu amaç doğrultusunda her alt eleman için kuvvet uygulama ve deplasman arasındaki bağlantıyı belirten bir denklem elde edilir. Elde edilen bu denklemlerin bir araya getirilmesi ve çözümlenmesi bilgisayarlar sayesinde gerçekleştirilir. Sonlu elemanlar analizi yönteminin deneysel metodlara göre en önemli avantajı farklı fiziksel parametrelerin kolaylıkla işlenebilmesidir. Bu çözümler sırasında kullanılan eleman sayısı ne kadar fazla olursa aynı oranda daha gerçekçi sonuçlar alınır.

Analiz gerçekleştirilecek parçanın elemanlarına ayrılabilmesi için bir ağ yapısı oluşturulması gerekmektedir. Parçanın boyutlarına bağlı kalınarak bölünmesi ile elde edilen yapıya matematik model adı verilmektedir. Bu modeli meydana getiren elemanların birleşim noktalarının her birine ise düğüm noktası denilmektedir. Elde edilen bütün düğüm noktalarının bir başlangıç noktasına bağımlı kalınarak eksenler üzerindeki koordinatları belirlenir ve bilgisayar üzerinde tanımlanır. Cismi meydana getiren bütün elemanların malzeme özelliklerini tanımlayabilmek amacıyla poisson oranı ile elastikiyet modülü bilgileri bilgisayar üzerinde ilgili parçalar için belirlenir. Matematik modelin elde edilmesi sonrasında ilgili yapı üzerine sınır şartları ile analiz verilerinin girilmesi sayesinde oluşan farklı durumlara uygun matrisler oluşturulur ve bilgisayarlar ile çözümleri gerçekleştirilir. Bu sayede bir eleman üzerine ve parçanın tamamına etki eden gerilme, gerinim ve deformasyon değerleri bulunur. Genellikle dental implant malzemesi olarak belirlenen titanyum üzerinde gerçekleşen gerilmelerin incelenmesi sırasında *Von Misses* gerilme değerleri göz önünde bulundurulur. Bunun yanı sıra *Von Misses* değerleri kullanılarak yapının tamamında oluşan gerilme durumları hakkında yorum yapabilmemizi sağlamaktadır.

### **3.4.1. Model tasarımı ve mesh işlemi**

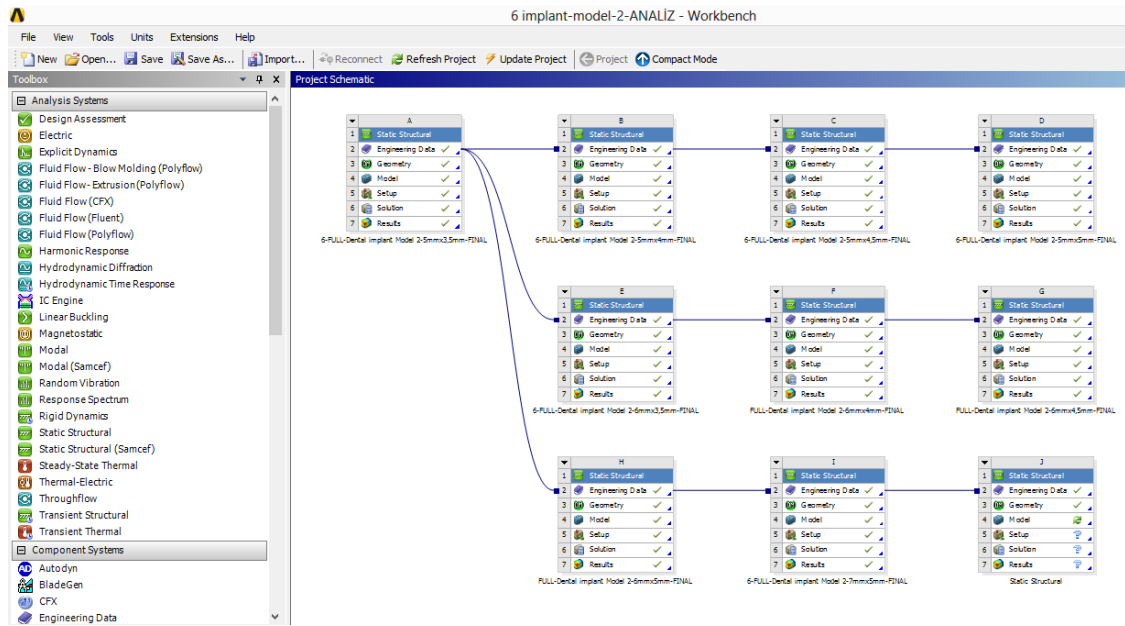
Model Tasarımı sırasında literatürde bulunan kısa dental implantlar detaylı bir şekilde incelenmiş ve bunlara uygun şekilde modeller belirlenip ölçülendirilmiştir. Farklı bağlantı şekillerinde ve ölçülerde gerçekleştirilen tasarımların katı modellerinin



oluşturulmasında Solidworks 2013 programı kullanılmıştır. Modellerin uygulamasının gerçekleştirileceği mandibula elde edilirken bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak daha gerçekçi sonuçların elde edilmesi amaçlanmıştır. Bütün halinde elde edilen modelin malzeme özellikleri de girildikten sonra mesh işlemine geçilmiştir. Çalışma esnasında ileri seviye mesh seçimi yapılarak curvature yapı kullanılmıştır.

### 3.4.2. Sonlu eleman analiz programı

Bilgisayarlı tomografi ve katı model programları sayesinde elde edilen dental implant ve mandibula tasarımları SolidWorks 2013 üç boyutlu modelleme programı ile bir araya getirilmiştir. Farklı implant sayıları ve implant modellerinin oluşturulması sonrasında sonlu eleman analizi programı olan ANSYS Workbench 14.5 ile analize tabi tutulmuştur (Şekil 3. 21).

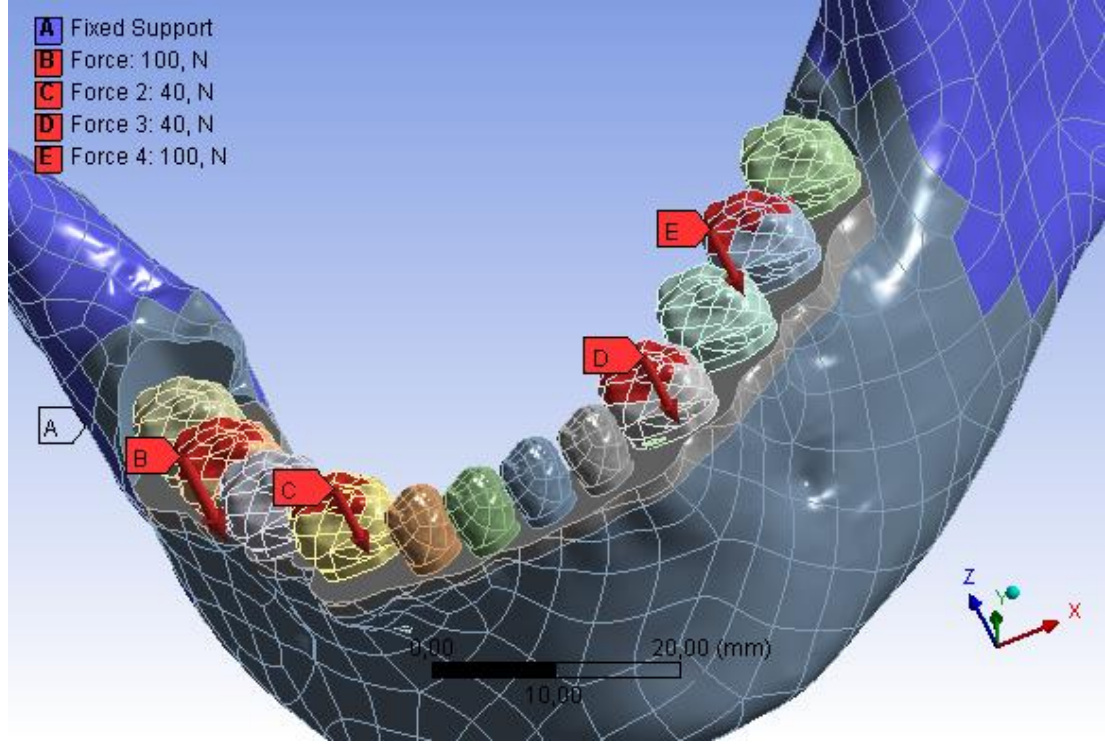


Şekil 3.21. Ansys workbench analiz ekran görüntüsü

Kuvvetlerin uygulama noktaları Şekil 3.22'de detayları ile görülebilmektedir.

Sonlu eleman analizi gerçekleştirilirken modelde birçok parçanın bulunması ve aynı zamanda kompleks yapılara sahip olması nedeniyle tahmin edilenden uzun analiz süreleri oluşmuştur. Elde edilen modelin ve analiz sonuçlarının daha güvenilir

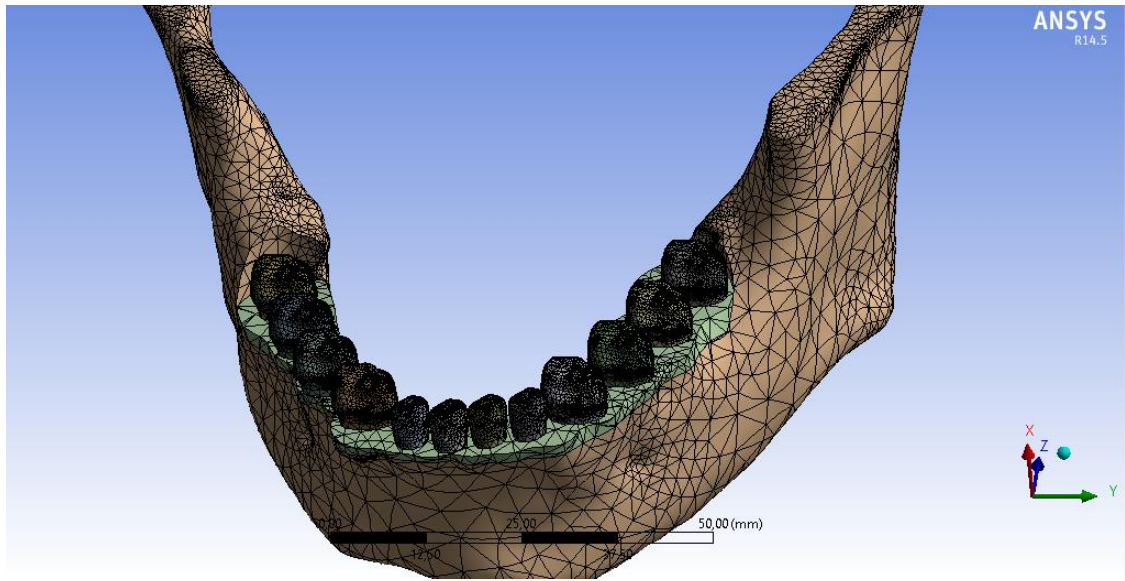
olabilmesi için çok sayıda eleman ve düğüm elde edilmiştir.



Şekil 3.22. Mandibulanın sabitlendiği ve dişler üzerine kuvvet uygulanan bölgeler

### 3.4.3. Mesh işleminin gerçekleştirilmesi

Sonlu eleman analizinin en önemli basamaklarından biri mesh işlemidir. Katı model programındaki modelin son hali “.igs” uzantısı ile kaydedilerek Ansys Workbench analiz modülüne transfer edilmiştir. Aktarım işlemi sonrasında mesh işlemi gerçekleştirilmiş ve güvenilir sonuçlara ulaşabilmek için eleman boyutları çok küçük tutulmuştur. Mesh işlemi sırasında ileri seviye mesh tercih edilmiş ve curvature yapı uygulanmıştır (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Modelin mesh sonrası görüntüsü

#### 3.4.4. Kuvvet değerlerinin belirlenmesi, verilerin girilmesi ve analiz

Elde edilen yüzeylere mesh uygulaması sonrasında analize geçilmiştir. Analiz esnasında modele uygulanacak kuvvet değerleri Şekil 3.22’deki şekliyle 100 N ve 40 N halinde belirlenmiştir. Bu değerlerin belirlenmesi sırasında literatür verileri göz önünde bulundurulmuştur.

Belirlenen sınır şartlarında analizin gerçekleştirilebilmesi amacıyla her bir parçanın elastisite modülü ve poisson oranı gibi mekanik özelliklerini programa girilmesi gerekmektedir. Yapılan analizin çeşidine göre girilmesi gereken özelliklerde değişiklik gösterebilmektedir.

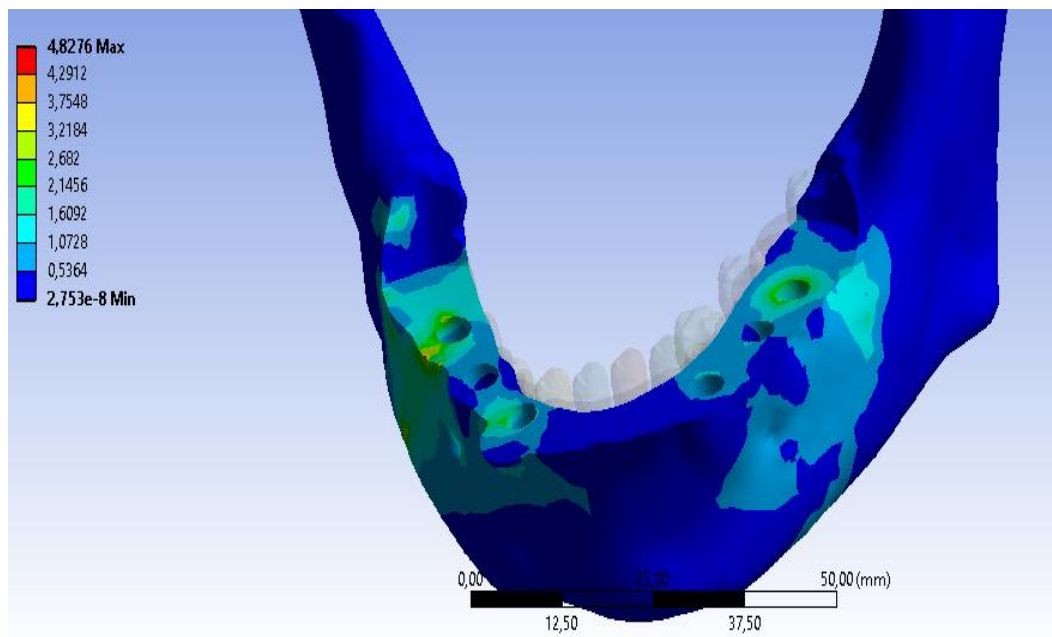
Çizelge 3.1. Malzemelerin mekanik özellikleri

|                | Elastisite Modülü (E) | Poisson Oranı ( $\nu$ ) |
|----------------|-----------------------|-------------------------|
| Titanyum       | 110 000               | 0,35                    |
| Kortikal Kemik | 13 700                | 0,30                    |
| Spongioz Kemik | 1 370                 | 0,30                    |
| Porselen       | 68 900                | 0,28                    |

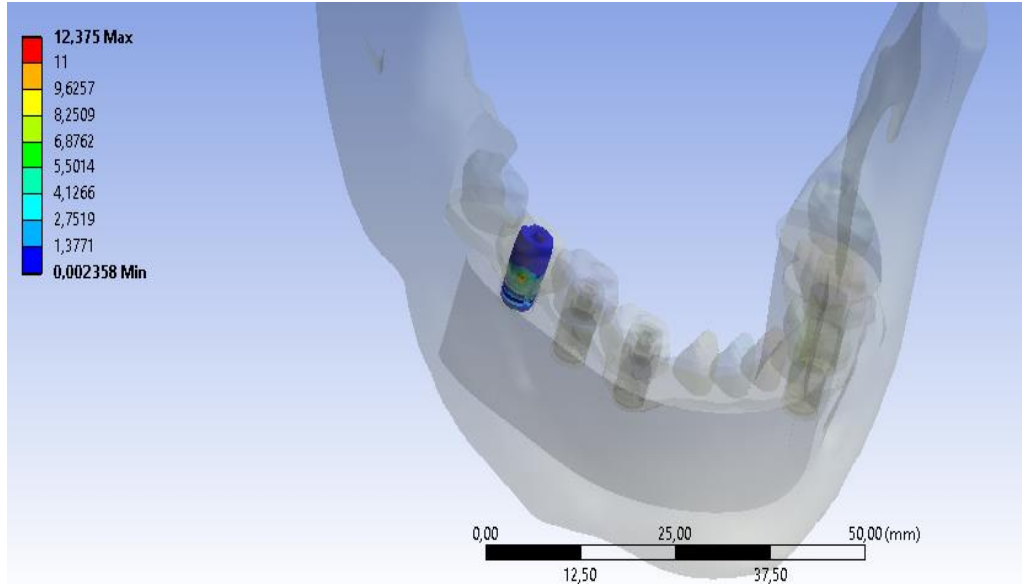
Gerçekleştirilen sonlu eleman analizi çalışmasında Ti-6Al-4V, spongiöz kemik, kortikal kemik ve porselene ait malzeme özellikleri Çizelge 3.1’de sunulmuştur. Literatürde bu malzemeler için farklı değerler kullanılmıştır ama birçoğu birbirine yakın değerlerdir. Mandibula üzerinde kortikal ve spongiöz kemik, dental implantlarda titanyum ve üst yapılarda porselen tercih edilmiştir.

### 3.4.5. Sonlu eleman analizi sonuçları

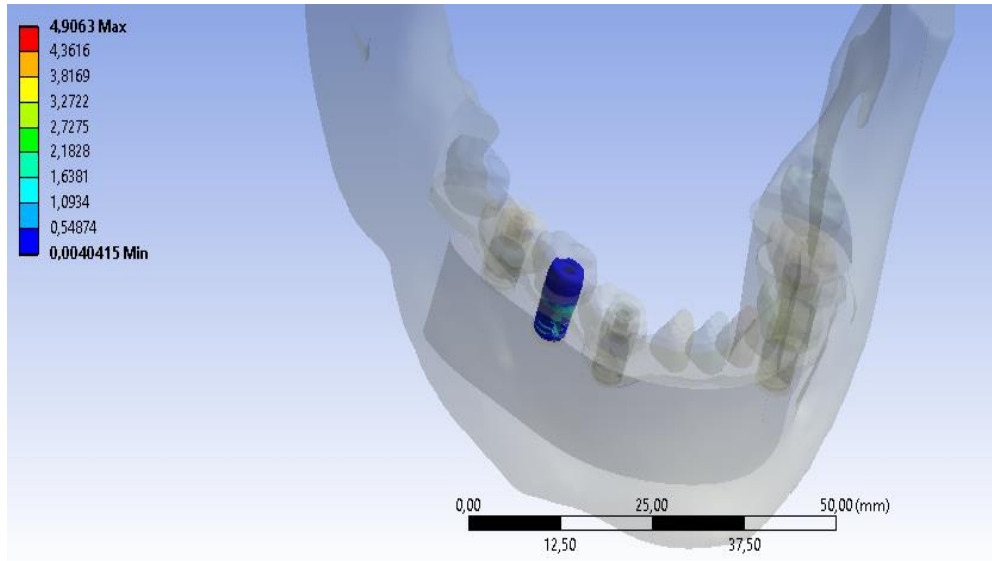
Belirtilen kuvvetler ve sınır şartları altında oluşturulan analiz modeli farklı uzunlukta implant vidalarına ve farklı uzunluktaki abutmentlere uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar von mises stress analizi bakımından tamamen dişsiz çene, Sol 1. Implant, Sol 2. İmplant, Sol Üçüncü implant ve sağ 1. İmplant, sağ 2. İmplant ve sağ 3. İmplant, Porselen dişler, damak, spongiöz kemik olarak, toplam deformasyon bakımından da modelin tamamı ve tamamen dişsiz çene şeklinde incelenmiştir.



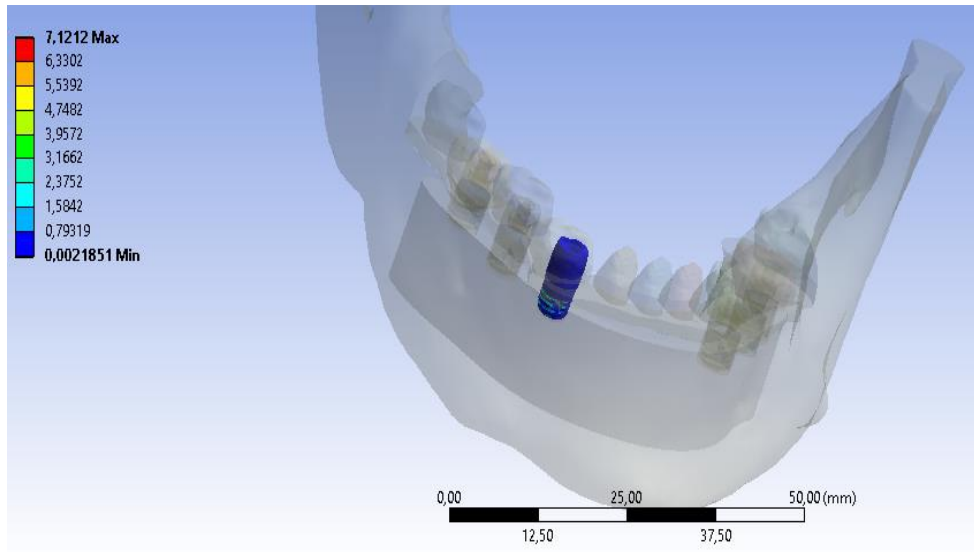
Şekil 3.24. Tamamen dişsiz çene için von-mises gerilme değerleri



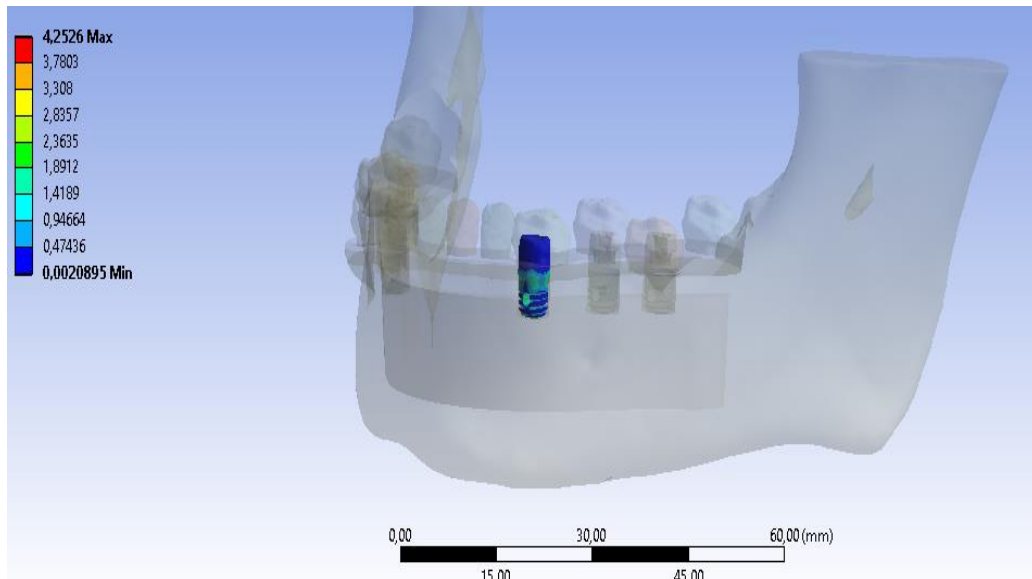
Şekil 3.25. Sağ-3. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5 mmx3,5 mm)



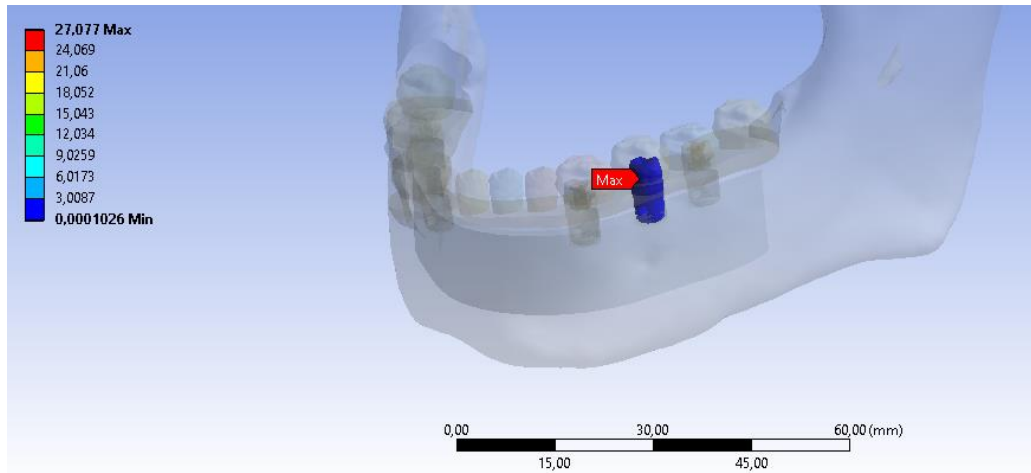
Şekil 3.26. Sağ-2. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5 mmx3,5 mm)



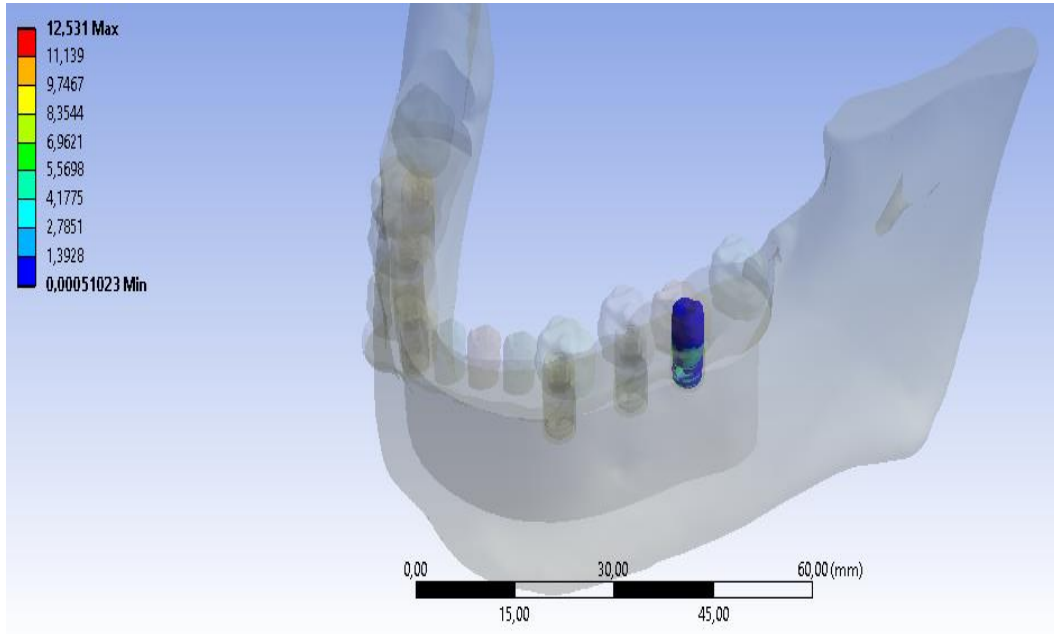
**Şekil 3.27.** Sağ-1. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5 mmx3,5 mm)



**Şekil 3.28.** Sol-1. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5 mmx3,5 mm)



**Şekil 3.29.** Sol-2. dental implant için von-mises gerilme değerleri(model 2-5mmx3,5mm)



**Şekil 3.30.** Sol-3. dental implant için von-mises gerilme değerleri (model 2-5 mmx3,5 mm)

Tasarlanan bütün modeller ve varyasyonlar için elde edilen von mises gerilme değerlerini içeren ve sonuçları kıyaslamada kullanacağımız tablolar aşağıda sunulmuştur.

**Çizelge 3.2.** Model-1 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

| 4<br>İmplant |     | Model 1                    |                |                |                |                |                |
|--------------|-----|----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|              |     | Kortikal<br>Kemik<br>(MPa) | Sağ-1<br>(MPa) | Sağ-2<br>(MPa) | Sol-1<br>(MPa) | Sol-2<br>(MPa) | Damak<br>(MPa) |
| 5 mm         | 3,5 | 6,9135                     | 20,669         | 22,048         | 23,485         | 25,353         | 2,3641         |
|              | 4   | 7,1287                     | 19,762         | 23,8273        | 24,3425        | 25,5327        | 2,3765         |
|              | 4,5 | 7,8857                     | 20,1973        | 23,5398        | 22,9845        | 26,8347        | 2,6348         |
|              | 5   | 8,1174                     | 21,2364        | 23,8379        | 25,3475        | 26,8531        | 2,9364         |
| 6 mm         | 3,5 | 5,2271                     | 16,2493        | 19,3692        | 21,3472        | 22,1783        | 2,3573         |
|              | 4   | 5,9628                     | 16,4882        | 18,7645        | 21,3286        | 23,2905        | 2,4875         |
|              | 4,5 | 6,8813                     | 17,8238        | 20,2201        | 19,7434        | 23,8496        | 2,7395         |
|              | 5   | 7,4598                     | 18,2130        | 20,4592        | 22,5633        | 24,3654        | 2,2143         |
| 7 mm         | 3,5 | 5,0117                     | 14,5372        | 15,4328        | 21,6382        | 18,7392        | 2,7384         |
|              | 4   | 5,9763                     | 15,1485        | 14,8639        | 21,3218        | 19,4582        | 2,8319         |
|              | 4,5 | 6,5879                     | 15,7498        | 16,3784        | 22,1754        | 19,9345        | 2,5829         |
|              | 5   | 8,4579                     | 16,7634        | 17,8395        | 21,5397        | 22,3456        | 2,4627         |

Çizelge 3.2’de sunulan Model-1 dental implantın tamamen dişsiz çeneye 4 adet olarak yerleştirilmesiyle elde edilen veriler incelendiğinde; Kortikal kemikte meydana gelen gerilme değerlerinin 5x3,5 mm ölçülerinde 6,9135 MPa iken, 5x5mm olarak abutment boyunu artırdığımızda 8,1174 MPa’ a yükseldiğini görmekteyiz. Ayrıca 5x3,5 mm’de 6,9 MPa civarında olan değerlerin, 6x3,5 mm’de 5,2271 MPa, 7x3,5 mm’de ise 5,0117 MPa olduğu görülmüştür. Aynı Şekilde 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm ve 5 mm abutment boylarını kıyaslayacak olursak her bir implant uzunluğu için elde edilen değerlerin abutment boyu ile doğru orantılı olarak arttığını görebilmekteyiz.

Sağ-1. implant 5x3,5 mm ölçüleri için 20,669 MPa olan gerilme değerinin abutment boyu ile orantılı olarak arttığını, 6 mm ve 7 mm uzunlukları incelediğimizde de gerilme değerlerinin düşerek değiştiğini görmekteyiz. 7x3,5 mm değerini incelediğimizde değerlerimizin 14,5372 MPa’ a kadar düştüğünü görebilmekteyiz.



Sağ-2. implant 5x3,5 mm ölçüsüne bakıldığında 22,048 MPa olan gerilme değerinin 6x3,5 mm olan modelde 19,3692 MPa, 7x3,5 mm'lik modelde ise 15,4328 MPa değerlerine gerilediğini görmekteyiz. Ancak abutment değişimi ile olması beklenen gerilme artışının düzenli bir şekilde olmadığı ve bazı sapmaların olduğu da görülmüştür.

Sol-1. implant 5x3,5 mm modelindeki gerilme değerinin 23,485 MPa olduğu görülürken 5x5 mm için 25,3475 MPa değerine çıktığı belirlenmiştir. Ayrıca implant uzunluğu olarak incelendiğinde 5x3,5 mm'lik model için 23,485 MPa olan değer 6x3,5 mm'de 21,3472 MPa değerine, 7x3,5 mm'de ise 18,7392 MPa'a düştüğü görülmüştür.

Sol-2. implant 5x3,5 mm'lik modelin gerilme değeri 25,353 MPa iken abutment uzunluğu 5 mm olduğunda 26,8531 MPa olduğu görülmektedir. Aynı şekilde 5 mm, 6 mm ve 7 mm uzunluğundaki değerler kıyaslandığında da gerilme değerlerinin azaldığı ancak bu azalmanın istikrarlı olmadığı görülmektedir.

**Çizelge 3.3.** Model-1 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

| 6<br>İmplant |     | Model 1                    |                |                |                |                |                |                |                |
|--------------|-----|----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|              |     | Kortikal<br>Kemik<br>(MPa) | Sağ-1<br>(MPa) | Sağ-2<br>(MPa) | Sağ-3<br>(MPa) | Sol-1<br>(MPa) | Sol-2<br>(MPa) | Sol-3<br>(MPa) | Damak<br>(MPa) |
| 5<br>mm      | 3,5 | 6,0034                     | 10,311         | 9,2785         | 15,414         | 17,3           | 6,756          | 10,356         | 3,0565         |
|              | 4   | 5,6021                     | 13,87          | 12,625         | 11,444         | 14,41          | 10,707         | 12,58          | 3,6675         |
|              | 4,5 | 5,7749                     | 14,213         | 13,849         | 12,701         | 16,095         | 7,733          | 13,201         | 3,6515         |
|              | 5   | 5,5996                     | 11,742         | 10,656         | 9,3486         | 14,383         | 6,5922         | 12,602         | 3,6918         |
| 6<br>mm      | 3,5 | 4,8737                     | 8,8465         | 7,621          | 6,1686         | 3,1063         | 4,4081         | 5,9881         | 2,653          |
|              | 4   | 5,0157                     | 15,358         | 11,484         | 10,31          | 6,2761         | 8,9852         | 7,5709         | 2,5176         |
|              | 4,5 | 7,1849                     | 21,992         | 17,929         | 18,356         | 10,401         | 12,502         | 11,872         | 2,6698         |
|              | 5   | 7,1655                     | 22,33          | 18,923         | 19,158         | 13,42          | 13,65          | 12,23          | 2,7763         |

**Çizelge 3.3.** (Devam) Model-1 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

|      |     |        |         |         |        |        |        |         |        |
|------|-----|--------|---------|---------|--------|--------|--------|---------|--------|
| 7 mm | 3,5 | 4,2533 | 6,3456  | 7,4576  | 6,3643 | 3,5412 | 4,1328 | 4,1643  | 2,7432 |
|      | 4   | 4,5628 | 8,1353  | 9,1182  | 7,3283 | 5,1284 | 6,8817 | 6,1642  | 2,9543 |
|      | 4,5 | 5,2287 | 8,3823  | 9,0376  | 9,195  | 6,1819 | 8,1326 | 8,1577  | 2,3487 |
|      | 5   | 5,9356 | 11,0522 | 14,2895 | 9,2263 | 8,4872 | 9,1482 | 10,1193 | 3,1322 |

Çizelge 3.3’de belirtilen 6 implant yerleşimli Model-1 için kortikal kemikteki stres değerleri 5x3,5 mm için 6,0034 MPa iken 5x5 mm için 5,5996 MPa olduğu gözlemlenmiştir. Abutment boyu arttıkça artması beklenen gerilme değerinin çok az da olsa düştüğü görülmüştür. Fakat 4 implantlı Model ile 6 implant yerleşimli modeli karşılaştırdığımızda kortikal kemikteki gerilme değerinin beklendiği gibi implant sayısı artışıyla orantılı olarak düştüğü anlaşılmıştır. Ayrıca, 5 mm, 6 mm ve 7 mm için gerilme değerlerine baktığımızda her ne kadar abutment boyu ile beklenen değişim istikrarlı olmasa da, vida boyundaki artış ile gerilme değerlerinde azalma olduğu açıkça gözlemlenmektedir.

Sağ-1. implantımızı incelediğimizde 5x3,5 mm için 10,311 MPa olan gerilme değerinin abutment boyu arttıkça arttığı ancak bunun sıralı bir artış olmadığı anlaşılmıştır. 5x3,5 mm için 10,311 MPa olan değerimizin 7x3,5 mm ölçülerinde vida boyunun artmasıyla 6,3456 MPa değerine gerilediği görülmektedir.

Sağ-2. implant modelini incelersek, 5x3,5 mm ölçülerinde 9,2785 MPa olan gerilme değerinin 5x5 mm için 10,656 MPa olduğu ve artması beklenirken sadece son abutment ölçüsünde düşüş olduğu görülmüştür. Ancak 5x4 mm ve 5x4,5 mm değerlerinde beklenen gerilme artışı sağlanmıştır. Aynı şekilde 6 mm ve 7 mm için incelediğimizde hem abutment boyundaki artış ile gerilmede artış, hemde vida boyundaki artış ile beklediğimiz gibi gerilmede azalış sağlanmıştır.

Sağ-3. implant modeli incelendiğinde 5 mm’lik implantımızın abutment boyu ile değişim değerlerinin kararsız bir yapıda olduğu görülmektedir. Ancak 5x3,5 mm’de 15,414 MPa olan gerilme değerinin 6x3,5 mm’de 6,1686 MPa ve 7x3,5 mm’de ise 6,3643 MPa olduğu anlaşılmıştır. İmplant vidasının boyundaki değişim ile gerilme

değerinde azalış sağlandığı ancak 6 mm ve 7 mm arasında benzerlik olduğu saptanmıştır. Abutment boyunun artışı ile beklenen gerilme artışının ise elde edilebildiği görülebilmektedir.

Sol-1. implant modelimizin 5x3,5 mm ölçülerinde 17,3 MPa olarak elde edilen gerilme değerinin abutment boyunun artışı karşısında istikrarsız sonuçlar verdiği görülmektedir. 6 mm ve 7 mm vida boyuna sahip implantlarımızdan ise 5 mm'nin askine çok düşük (3,1063 MPa ve 3,5412 MPa) değerler elde edildiği anlaşılmıştır. Aynı zamanda 6 mm ve 7 mm uzunluğundaki modellerimizde abutment boyunun artışı ile gerilme artışının sağlandığı açıkça görülmektedir.

Sol-2. implantımızın 5x3,5 mm ölçüsünde verdiği 6,756 MPa gerilme değeri 6x3,5 mm ölçüsünde 4,4081 MPa ve 7x3,5 mm ölçüsünde ise 4,1328 MPa elde edilerek beklendiği gibi gerilme değerinde düşüş sağlanmıştır. Aynı zamanda abutment uzunluklarının artışı ile oluşması beklenen gerilme artışı da her üç vida uzunluğu için de sağlanmıştır.

Sol-3. implantımızda ise 5x3,5 mm için 10,356 MPa olan gerilme değerinin beklenildiği gibi 6x3,5 mm için 5,9881 MPa'a, 7x3,5 mm için ise 4,1643 MPa'a gerilediği gözlemlenmiştir. Ayrıca abutment boylarının değişimi ile elde edilen verilerin umulduğu gibi artarak devam ettiği saptanmıştır. Bunların yanı sıra, bütün ölçülendirmeler için 4 implant ve 6 implantlık yerleşimleri kıyasladığımızda, implant sayısının artması ile gerilmelerde büyük oranda azalma sağlanmıştır.

**Çizelge 3.4.** Model-2 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

| 4<br>İmplant |     | Model 2                    |                |                |                |                |                |
|--------------|-----|----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|              |     | Kortikal<br>Kemik<br>(MPa) | Sağ-1<br>(MPa) | Sağ-2<br>(MPa) | Sol-1<br>(MPa) | Sol-2<br>(MPa) | Damak<br>(MPa) |
| 5<br>mm      | 3,5 | 8,0308                     | 16,123         | 13,352         | 17,4572        | 11,674         | 12,716         |
|              | 4   | 8,1109                     | 17,2245        | 14,615         | 18,1283        | 14,996         | 12,889         |

**Çizelge 3.4.** (Devam) Model-2 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

|      |     |        |         |         |         |        |        |
|------|-----|--------|---------|---------|---------|--------|--------|
|      | 4,5 | 5,6424 | 16,886  | 14,229  | 18,2451 | 15,203 | 12,372 |
|      | 5   | 4,9536 | 17,894  | 14,652  | 19,4352 | 15,009 | 11,985 |
| 6 mm | 3,5 | 7,8215 | 10,691  | 11,213  | 15,1342 | 8,4637 | 3,5996 |
|      | 4   | 3,7815 | 10,492  | 11,193  | 15,2393 | 8,6721 | 3,952  |
|      | 4,5 | 3,7786 | 7,9714  | 12,469  | 16,2851 | 8,485  | 3,6984 |
|      | 5   | 5,9166 | 7,5462  | 9,9374  | 18,2154 | 8,5291 | 6,0035 |
| 7 mm | 3,5 | 5,1418 | 9,1784  | 10,5954 | 10,2563 | 7,4325 | 3,0661 |
|      | 4   | 5,9812 | 10,1453 | 11,5234 | 10,3452 | 7,3893 | 3,008  |
|      | 4,5 | 5,2831 | 10,5683 | 13,1554 | 11,6421 | 8,2731 | 3,4245 |
|      | 5   | 5,3364 | 11,7424 | 13,4235 | 12,3583 | 8,3364 | 3,7216 |

Model-2 olarak tasarlanan 4 implant yerleşimli modelimize ait veriler Çizelge 3.4'te sunulmuştur. Elde edilen verileri inceleyecek olursak, kortikal kemik için 5x3,5 mm ölçüsünde 8,0308 MPa olan gerilme değerinin 6x3,5 mm'de 7,8215 MPa'a, 7x3,5 mm için ise 5,1418 MPa'a gerilediği gözlemlenmiştir. Abutment uzunluklarına bağlı değişimleri birbirinden bağımsız olarak değerlendirecek olursak abutment artışı ile oluşması beklenen gerilme artışı 5 mm ve 6 mm modellerinde sağlanamazken, 7 mm uzunlukta az da olsa sağlanmıştır.

Sağ-1. implantımızı incelediğimizde, 5x3,5 mm ölçüsünde 16,123 MPa olan gerilme değerinin 6 mm'de 10,691 MPa, 7 mm'de ise 5,1418 MPa olarak elde edildiği ve düşüşün sağlandığı görülmüştür. Bunun yanında abutment boylarını kıyasladığımızda 5 mm ve 7 mm modelinde beklenen gerilme artışının sağlandığı ancak 6 mm ölçülü modelde abutment ile orantılı bir gerilme artışı olmadığı ve verilerin istikrarsız olduğu saptanmıştır.

Sol-1. implant modelimizi gözlemleyecek olursak, 5x3,5 mm ölçüsünde 17,4572 MPa olan gerilme değerinin 6x3,5 mm'de 15,1342 MPa ve 7x3,5 mm'de ise 10,2563 MPa değerine gerilediği anlaşılmıştır. Bunun yanında abutment değişimini kıyasladığımızda beklenen gerilme artışının olduğu, ancak çok belirgin seviyelerde olmadığı saptanmıştır.

Sol-2. implant modelinde ise, 5x3,5 mm ölçülerinde 11,674 MPa olan gerilme değerinin 3,5-4 mm geçişinde belirgin bir gerilme artışı yaşadığı anlaşılmıştır. Abutment boyu açısından 6 mm ve 7 mm ölçülerini kıyasladığımızda artış olduğu ancak çok belirgin olmadığı saptanmıştır. Vida uzunluğu açısından kıyasladığımızda ise gerilme değerlerinde oluşması beklenen düşüşlerin elde edildiği görülmektedir.

**Çizelge 3.5.** Model-2 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

| 6<br>İmplant |     | Model 2                    |                |                |                |                |                |                |                |
|--------------|-----|----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|              |     | Kortikal<br>Kemik<br>(MPa) | Sağ-1<br>(MPa) | Sağ-2<br>(MPa) | Sağ-3<br>(MPa) | Sol-1<br>(MPa) | Sol-2<br>(MPa) | Sol-3<br>(MPa) | Damak<br>(MPa) |
| 5 mm         | 3,5 | 4,8276                     | 7,1212         | 4,9063         | 12,375         | 4,2526         | 27,077         | 12,531         | 2,7323         |
|              | 4   | 3,2248                     | 3,5386         | 5,3544         | 13,769         | 3,9287         | 16,2276        | 11,549         | 10,09          |
|              | 4,5 | 4,9367                     | 6,4273         | 4,2715         | 12,18          | 4,4678         | 18,9257        | 13,056         | 2,7332         |
|              | 5   | 5,8758                     | 8,7062         | 6,2105         | 13,511         | 5,1783         | 19,2593        | 14,417         | 2,7167         |
| 6 mm         | 3,5 | 9,3829                     | 6,1352         | 5,1129         | 11,474         | 3,4892         | 13,2852        | 15,275         | 6,4227         |
|              | 4   | 8,3377                     | 7,1835         | 5,6245         | 14,898         | 3,4582         | 15,1793        | 15,413         | 5,5913         |
|              | 4,5 | 5,3487                     | 8,5996         | 5,1419         | 14,197         | 4,7102         | 16,7285        | 16,857         | 2,8783         |
|              | 5   | 8,0779                     | 17,98          | 6,6048         | 13,918         | 4,6623         | 18,1294        | 16,584         | 6,724          |
| 7 mm         | 3,5 | 3,8472                     | 6,8395         | 4,7345         | 8,1742         | 3,3874         | 11,1752        | 10,2742        | 3,1425         |
|              | 4   | 4,4592                     | 6,4582         | 4,4783         | 9,1788         | 3,6319         | 11,8394        | 11,9953        | 3,1894         |
|              | 4,5 | 5,1783                     | 7,1836         | 6,1462         | 9,6245         | 3,9115         | 13,7533        | 13,5284        | 4,7563         |
|              | 5   | 7,7897                     | 9,1534         | 7,1184         | 11,1783        | 3,8077         | 14,2053        | 14,9475        | 2,6592         |

Model-2 için elde edilen 6 implantlı yerleşim verilerinin sunulduğu Çizelge 3.5'i inceleyecek olursak, kortikal kemik üzerinde 5x3,5 mm ölçüsünde bulunan 4,8276 MPa değerinin abutment artışı ile beraber arttığı gözlemlenmiştir. Fakat vida uzunluğu açısından kıyasladığımızda 6x3,5 mm için 9,3829 MPa olan gerilme değeri beklenenin aksine bir artış göstermiştir. 7x3,5 mm uzunluğunu incelediğimizde ise gerilme değerinin 3,8472 MPa olduğu ve beklenen düşüşün sağlandığı anlaşılmıştır. Elde edilen veriler 4 ve 6 implant yerleşimi için gözden geçirildiğinde implant

sayısının artışına bağılı olarak gerilme deęerlerindeki dūşūş gōrūlebilmektedir.

Saę-1. implant Modelimizde 5x3,5 mm için 7,1212 MPa olan gerilme değerinin abutment boyunun artışı karşısında istikrarsız değerler verdiği gōrūlmūştūr. 6 mm ve 7 mm modellerinde ise az da olsa artışı sağlandığı belirlenmiştir. Vida uzunluğunun gerilme değerlerine etkisini inceleyecek olursak, 7,1212 MPa olan gerilme değerinin 7 mm uzunlukta 6,8395 MPa'a gerilediği anlaşılmıştır.

Saę-2. implant Modelinde 3,5x5 mm için 4,9063 MPa olan gerilme değerinin abutment boyu ile orantılı olarak arttığı ve aynı artışı diğer vida uzunluklarında da sağlanabildiği gōrūlmūştūr. Ayrıca vida uzunluğunun etkisi kıyaslandığında çok belirgin farkların oluşmadığı saptanmıştır.

Saę-3. implantımızda ise 5x3,5 mm'de 12,375 MPa olan gerilme değerinin abutment boyunun artışı karışısında arttığı, vida boyu ile kıyasladığımızda ise 5mm'deki değerin 6 mm'de 11,474 MPa, 7 mm'de ise 8,1742 MPa olarak dūřtūęū gōzlemlenmiřtir.

Sol-1. implantta gerilme deęerlerinin oldukça dūřuk olarak seyrettięi ve 5x3,5 mm ۆlsūnde 4,2526 MPa olan gerilmenin 7x3,5 mm'de 3,3874 MPa deęerine geriledięi gōrūlmūştūr. Abutment boyunun artışı karřısında da beklenen artıř istikrarsız olsa dahi elde edilebilmiřtir.

Sol-2. kısa dental implantımızda elde edilen verilere bakarsak, 5x3,5 mm'de 27,077 MPa olan gerilme değerimizin ortalama gerilme değerlerine kıyasla yūksək olduğu, ancak abutment artışı ve vida uzunluğu artışı karşısında beklenen sonuçların istenilen oranlarda elde edildiği gōzlemlenmiřtir.

Sol-3. implantımızın 5x3,5 mm'de 12,531 MPa olan gerilmesinin abutment boyu karşısındaki artışı 5 mm'de istikrarsız oluşurken, 6 mm ve 7 mm uzunluklarında beklenildiği gibi olmuştur. Ayrıca vida uzunluğu arttıķa azalması beklenen gerilme değeri 6 mm'de azalma gōstermese de 7 mm'de azalma elde edilmiştir.

**Çizelge 3.6.** Model-3 için 4 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

| 4<br>İmplant |     | Model 3                    |                |                |                |                |                |
|--------------|-----|----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|              |     | Kortikal<br>Kemik<br>(MPa) | Sağ-1<br>(MPa) | Sağ-2<br>(MPa) | Sol-1<br>(MPa) | Sol-2<br>(MPa) | Damak<br>(MPa) |
| 5 mm         | 3,5 | 6,2992                     | 12,5372        | 11,3941        | 13,5903        | 12,1893        | 3,196          |
|              | 4   | 5,3263                     | 12,7392        | 12,4815        | 16,289         | 12,6439        | 3,264          |
|              | 4,5 | 5,2384                     | 14,638         | 12,9031        | 14,2803        | 13,8362        | 3,416          |
|              | 5   | 5,6782                     | 15,3854        | 13,9237        | 17,392         | 15,2351        | 3,721          |
| 6 mm         | 3,5 | 5,3764                     | 10,7293        | 10,6218        | 10,4782        | 9,3829         | 2,5671         |
|              | 4   | 6,1482                     | 11,107         | 11,1592        | 11,1893        | 11,2673        | 2,6214         |
|              | 4,5 | 7,1672                     | 12,2849        | 11,273         | 12,0917        | 11,7321        | 2,1782         |
|              | 5   | 7,2763                     | 12,4219        | 12,3456        | 12,589         | 12,6218        | 2,7210         |
| 7 mm         | 3,5 | 6,1673                     | 7,2783         | 9,1892         | 9,2207         | 9,3942         | 2,7194         |
|              | 4   | 6,6483                     | 9,1723         | 9,2910         | 10,2672        | 9,5491         | 2,189          |
|              | 4,5 | 5,5672                     | 8,9451         | 11,9356        | 11,9203        | 9,3204         | 3,6318         |
|              | 5   | 6,2649                     | 9,4610         | 13,2782        | 13,2903        | 12,5120        | 3,2847         |

Model-3 için 4 implant yerleşimli gerilme değerlerinin sunulduğu Çizelge 3.6'ya bakacak olursak, 5x3,5 mm'de 6,2992 MPa olan kortikal kemik gerilme değerinin, 5 mm ve 7 mm uzunluklarda abutment boyu yönünden kıyasladığımızda beklenildiği gibi artarak devam etmediği görülmüştür. Vida uzunluğu değişimini değerlendirdiğimizde gerilme değerlerinin benzer düzeylerde devam ettiği saptanmıştır.

Sağ-1. implant üzerinde elde edilen gerilme değerlerine baktığımızda 5x3,5 mm'de 12,5372 MPa olan gerilme değerinin 6 mm'de 10,7293 MPa, 7 mm'de ise 7,2783 MPa olarak düşüş gösterdiği belirlenmiştir. Ayrıca abutment boylarındaki artış ile oluşması beklenen gerilme artışı her üç modelde de elde edilmiştir.

Sağ-2. kısa dental implant modelimizde 5x3,5 mm için 11,3941 MPa olan gerilme değerinin vida boyunun artışı ile ters orantılı olarak azaldığı abutment boyunun artışı

ile doğru orantılı olarak arttığı belirlenmiştir.

Sol-1. implant modelimizdeki gerilme değerleri 13,5903 MPa olarak 5x3,5 mm ölçülerinde elde edilmiştir. Bu değer in abutment artışı ile beraber arttığı belirtilmiştir. Bunun yanında vida uzunluğunun artışı ile 6 mm’de 10,4782 MPa, 7 mm’de ise 9,2207 MPa değeri elde edilmiştir.

Sol-2. kısa dental implant Modelimizde ise 5x3,5 mm’de 12,1893 MPa olan gerilme değerinin abutment boyu artışı ile arttığı belirlenmiştir. Ayrıca implant vidasının boyu 6 mm olduğunda 9,3829 MPa, 7 mm olduğunda ise 9, 3942 MPa değerleri elde edilerek beklenen gerilme düşüşü kısmen de olsa sağlanmıştır.

**Çizelge 3.7.** Model-3 için 6 implantlı yerleşimin gerilme tablosu

| 6<br>İmplant |     | Model 3                    |                |                |                |                |                |                |                |
|--------------|-----|----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|              |     | Kortikal<br>Kemik<br>(MPa) | Sağ-1<br>(MPa) | Sağ-2<br>(MPa) | Sağ-3<br>(MPa) | Sol-1<br>(MPa) | Sol-2<br>(MPa) | Sol-3<br>(MPa) | Damak<br>(MPa) |
| 5 mm         | 3,5 | 6,3304                     | 8,1674         | 6,9691         | 22,00          | 8,0848         | 3,856          | 22,875         | 1,3244         |
|              | 4   | 7,6397                     | 7,1973         | 8,8309         | 146,87         | 37,823         | 5,7704         | 24,572         | 1,3967         |
|              | 4,5 | 8,4589                     | 9,1465         | 8,9603         | 23,105         | 7,4354         | 5,9242         | 25,081         | 1,4018         |
|              | 5   | 12,92                      | 11,5283        | 8,5308         | 27,71          | 7,1945         | 4,6809         | 22,464         | 1,3002         |
| 6 mm         | 3,5 | 5,7953                     | 7,1652         | 7,5589         | 15,173         | 4,8509         | 3,3926         | 14,419         | 2,8656         |
|              | 4   | 7,5876                     | 8,1295         | 8,9621         | 16,352         | 5,3798         | 3,9761         | 16,448         | 2,7378         |
|              | 4,5 | 8,6131                     | 11,2703        | 11,262         | 16,143         | 5,2554         | 6,5882         | 16,547         | 2,5593         |
|              | 5   | 8,8241                     | 12,4503        | 9,3095         | 15,45          | 4,9593         | 3,7051         | 14,453         | 2,8805         |
| 7 mm         | 3,5 | 4,3785                     | 1,6687         | 8,933          | 14,928         | 4,4831         | 4,3205         | 12,988         | 3,1725         |
|              | 4   | 5,9575                     | 2,7338         | 10,817         | 22,099         | 5,9956         | 5,6745         | 15,394         | 3,0146         |
|              | 4,5 | 4,3423                     | 2,6721         | 4,2562         | 22,651         | 4,9914         | 10,919         | 13,047         | 3,3693         |
|              | 5   | 6,3876                     | 2,8948         | 11,597         | 23,019         | 5,4943         | 4,5231         | 15,476         | 2,9559         |

Model-3 için 6 implantlı yerleşim yapısı için elde ettiğimiz sonuçlar Çizelge 3.7’de aktarılmaktadır. Kortikal kemik üzerine etki eden değerler incelendiğinde, 5x3,5 mm



ölçüsünde 6,3304 MPa olan gerilme değeri 6x3,5 mm'de 5,7963 MPa, 7x3,5 mm'de ise 4,3785 MPa olarak elde edilmiştir. Tablodaki veriler ışığında kıyaslarsak, abutment boyunun değişimiyle elde edilmesi beklenen gerilme artışı sağlanmış, vida boyunun artması ile elde edilmesi beklenen gerilme düşüşü de gözlemlenmiştir.

Sağ-1. implant modelinde 5x3,5 mm için 8,1674 MPa gerilme değerinin abutment boyunun artışı ile arttığı, vida boyunun artışı ile azaldığı saptanmıştır. 7x3,5 mm ölçüsünde 1,6687 MPa değerine kadar düştüğü belirlenmiştir.

Sağ-2. kısa dental implant modelimizde ise, 5x3,5 mm için 6,9691 MPa olan gerilme değerinin abutment boyu ile beraber arttığı, vida boyunun artışı ile elde edilmesi beklenen gerilme azalmasının ise sağlanamadığı görülmüştür.

Sağ-3. dental implant modelimizde gerilme değerlerinin ortalamamızın üzerinde olduğu, 5x4 mm ölçüsünde ise çok yüksek bir değer olan 146, 87 MPa gerilmesinin elde edildiği saptanmıştır. Ancak diğer abutment ve vida boylarındaki veriler ortalama seviyelerdedir.

Sol-1. dental implant üzerinde yaptığımız incelemelerde 5x3,5 mm için 8,0848 MPa olan gerilme değerinin 5x4 mm'de 37,823 MPa olarak oldukça yükseldiği ancak diğer uzunluklarda ve vida uzunluklarında normal sonuçların elde edildiği belirlenmiştir.

Sol-2. dental implant modelimizde 5x3,5 mm'de 3,856 MPa olan gerilme değerinin abutment boyundaki artış ile arttığı ancak vida boyundaki artış ile orantılı olarak azalmadığı belirlenmiştir.

Sol-3. kısa dental implant modelimizde ise 5x3,5 mm'de 22,875 MPa olan gerilme değerinin ortalama verilerimizin üzerinde olduğu ancak ölçü değişimlerine olan tepkilerin beklendiği gibi artış ve azalış gösterdiği anlaşılmıştır. 6x3,5 mm'de 14,419 MPa olan gerilme değerimiz 7x3,5 mm'de ise 12,988 MPa'a kadar düşmüştür.

#### 4. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Kısa dental implantlar biyomekanik yönden incelendiğinde oklüzal yük aktarımının çene kemiği ve dental implantlar üzerinde oluşturduğu etkiler çok karmaşık olabilir. Yüksek oklüzal kuvvetler altında kısa dental implantların mekanik ya da biyolojik yönden olumsuzluklar oluşturması durumu daha sık gözlemlenir. Bu nedenle genellikle geniş çaplı dental implantların mekanik yönden daha iyi sonuçlar vermesi nedeniyle kullanımı tercih edilmektedir. Ayrıca çoğunlukla alt çene veya üst çenede yetersiz kemik seviyesi olması durumlarında kısa ve geniş implantların uygulanması daha faydalı olabilir. Klinik çalışmaların çoğunda geniş ve kısa implantların başarısızlık oranının yüksek olduğu belirtilmiştir (Ivanoff ve ark., 1999; Degidi ve ark., 2005).

Birçok çalışmada dental implant ile mandibula arasındaki mekanik özelliklerin incelenmesinde sonlu eleman analizi yöntemi başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Analiz için gerekli olan model gerçekçi şekilde hazırlanırsa ve gerekli olan sınır şartları yeterli seviyede belirlenebilirse dental implant ve mandibula üzerine etki eden gerilme, gerinim, deformasyon ve malzeme ömrü hakkında bilgi sahibi olunabilir. (Brunski, 2000; Himmlova, 2004; Sorrentino, 2007; Danza, 2009; Wua, 2010). Sonlu elemanlar analizi yöntemi sayesinde 2 ve 3 boyutlu karmaşık yapılar (Cruz, 2006; Baggi, 2008), deneysel olarak klinik çalışmalarda gerçekleştirilemeyecek durumlar ya da değişik malzemelerin implant üzerine etkisi hakkında incelemeler kısa sürede ve etkin bir şekilde yapılabilmektedir.

Dental implantların osseointegrasyonu çene kemiğinin kalitesine ve uygulanan implantın yüzey özelliklerine göre değişebilmektedir. Bunun yanı sıra iyileşme sürecinde ağız içerisinde oluşan ve etki eden çiğneme kuvvetleri ile kemik metabolizmasında çeneye yerleşen implantın yaptığı etki de önemlidir. Posterior maksilladaki kemik seviyesinin yetersiz olması durumu hem primer stabilite hem de implant uygulamasındaki başarı oranını önemli ölçüde etkilediği belirtilmiştir (Turkyilmaz ve ark., 2008). Van Oosterwyck ve arkadaşları, osseointegrasyonun

implantın yerleştirilmesi, kemiğin mekanik özellikleri, lamina dura oluşumu ve implant kemik arayüzünün tutunma kabiliyeti gibi parametrelere bağlı olduğunu belirtmişlerdir (Van Oosterwyck ve ark., 1998). Bu nedenle uzun dental implantların yanı sıra kısa dental implantların farklı kemik tiplerinde biyomekanik açıdan güvenilir olup olmadığının araştırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu durumun en büyük nedeni literatürde yer alan birçok klinik çalışmada kısa dental implantların başarı oranı ile ilgili şüpheli verilerin sunulmasıdır. Çalışmaların çoğu kısa dental implantların biyomekanik etkilerini incelemiyordu. Aksine genellikle 6 mm'den kısa veya 8 mm'den uzun implantların çap etkileri biyomekanik olarak araştırılmaktaydı. Sonlu eleman analizi araştırmalarının bazılarında uzun veya geniş implantların çene kemiğindeki gerilmeleri azalttığı anlatılırken (Piatelli ve ark., 1998; Guan ve ark., 2009) bazıları ise aksini belirtmektedir (Zix ve ark., 2008). Bazı çalışmalarda bunun gibi bir durumda implant stabilitesine etkisinin çok olduğunu iddia ederken (Farzad ve ark., 2004) bazıları etkisinin fazla olmadığını açıklamıştır (Smith ve Zarb, 1989).

Anatomik ve fizyolojik olarak insan kemikleri incelendiğinde kemikteki kortikal ve spongiöz bölgelerin sahip olduğu yoğunluk değerlerine göre tip-1, tip-2, tip-3 ve tip 4 şeklinde sınıflara ayrılmıştır. Kortikal tabakanın kalın olduğu ve az oranda spongiöz kemiğin bulunduğu kemiklere tip-1 kemik denilmektedir. Spongiöz tabakasının çok yoğun olduğu ve kortikal kısmın oldukça ince olduğu kemikler ise tip-4 olarak adlandırılır. Tip-1 kemiklerdeki kalın kortikal kemik tabakası sayesinde primer stabilite oldukça başarılı bir şekilde sağlanırken tip-4 kemiklerde primer stabilitenin elde edilmesinde sorunlar oluşabilmekte ve kemik ile implant arayüzünün birbirine kaynaşma süresi uzayabilmektedir.

Dental implantlar üzerinde yapılan birçok çalışma mevcuttur ancak kısa dental implantların başarı oranlarını kıyaslayacak tüm çene modeli üzerinde yapılmış çalışmalar yok denecek kadar azdır. Bu nedenle kısa dental implantların başarı oranlarını uzun dönemde kıyaslamak adına sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle tüm çeneyi ve farklı kısa dental implantları modelleyerek oluşabilecek problemleri öngörmek amaçlanmıştır.

Sonlu eleman analizi gerçekleştirilirken gerçekçi ve başarılı sonuçlar alabilmek için eleman sayısı oldukça yüksek tutulmalıdır. Eleman ve düğüm sayılarının fazla olması yapının gerçeğe daha yakın bir şekilde modellenmesine olanak sağlayacaktır. Sonlu elemanlar metodu uygulanırken elde edilen eleman ve düğüm sayısı kıyaslama yapılabilecek durumdaki çalışmalara oranla çok daha fazladır. Gerçekleştirilen çalışmada yaklaşık 300.000 civarında düğüm ve 500.000 civarında da eleman bulunmaktadır.

Gerçekleştirilen çalışmaların bazılarında protezlerdeki çiğneme kuvvetinin ortalama değeri 100 N ve 160 N arasında kullanılmıştır (Miyaura ve ark., 2000; Prakash ve ark., 2009). Diğer bir çalışmada ise overdenture ve total protez durumlarında çiğneme kuvveti değerleri gerinim ölçerler ile hesaplanmış ve unilateral çiğneme kuvvetinin implant uygulanmış çalışmalarda kesici diş üzerinde 40 N, kanin dişler üzerinde 45 N ve molar dişlerde ise 75 N şeklinde belirlenmiştir (Fontijn ve ark., 2000). Çiğneme kuvvetleri ile ilgili yapılan bir diğer çalışmada ise, implant uygulaması yapılmış vakalar üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerde en yüksek unilateral çiğneme kuvveti değeri molar dişler üzerinde 160 N, kanin dişlerde 90 N ve kesici dişler üzerinde 75 N şeklinde elde edilmiştir. Bilateral çiğneme kuvvetleri incelendiğinde ise molar dişlerde 140 N ve kanin dişler ile kesici dişlerde 60 N olarak saptanmıştır (Fontijn ve ark., 1998).

Dalkız ve arkadaşlarının sabit köprülü protez içeren üç boyutlu sonlu eleman analizinde ise 3 farklı durum için gerilmez değerleri incelenmiştir. Bu çalışmada dikey, buccolingual ve lingobuccal olarak analizler yapılmıştır. Gerçekleştirilen analizler neticesinde kısmi sabit protezler uygulandığında en düşük gerilme değerlerinin elde edildiği belirlenmiştir.

Sonuç olarak, tamamen dişsiz insan çenesinin bilgisayarlı tomografi görüntüsü ile elde edildiği, kısa dental implantların 3 farklı implant abutment bağlantı noktası halinde internal, external ve standart olarak tasarlandığı, elde edilen kısa dental implantların vidalarının 5 mm, 6 mm ve 7 mm olarak, abutmentlerin de 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm ve 5 mm olarak farklı uzunluklarda modellendiği tasarımlar üzerinde analizler

yapılmıştır. Ayrıca bu implantlar tamamen dişsiz çene üzerinde hem 4 implant hem de 6 implant yerleşimi ile oluşturulmuş ve sonuçlar implant sayısı bakımından da kıyaslanabilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde; implant abutment bağlantı noktalarında gerilmelerin yoğunlaştığı, abutment uzunluğu arttıkça implant üzerinde çiğneme kuvvetleriyle etki eden eğilme momenti oluşacağı için gerilme değerlerinin de arttığı, implant vidalarının uzunlukları arttıkça daha stabil bir yerleşim olduğu ve gerilme değerlerinin azaldığı, 4 implant ve 6 implant yerleşimlerindeki değerler kıyaslandığında 6 implantlı modelin daha başarılı sonuçlar verdiği ve gerilme değerlerinin düştüğü, çene kemiğinin yetersiz olduğu bölgelerde gerilme değerlerinin beklenenden daha yüksek çıktığı, analiz esnasında mesh yapısının değiştirilerek mesh sayısı artırıldığında daha istikrarlı sonuçlar alındığı saptanmıştır. Kısa dental implantlardan ziyade daha uzun boyutlu dental implantların kullanımı daha faydalı olacaktır. Abutment boyunun artması uygulanan implantta olumsuz etkiler ortaya çıkarmaktadır. Çene kemiğinin yetersiz olduğu bölgelerde kısa implant kullanımının yanı sıra kemik düzeyini artırmaya yönelik çalışmaların yapılarak daha uzun implantların uygulanması tavsiye edilir.

## KAYNAKLAR

- Aras, E., 1994. Subperiosteal ve kemik içi implant uygulamaları. *Oral İmplantoloji Dergisi*, 1(1), 36-40.
- Aras, E., Çöttert, S., Öztürk, B., Uran, Y., 1992. Subperiosteal ve kemik içi implant uygulamaları. *Oral İmplantoloji Dergisi*, 8(94), 4-10.
- Balık, A., 2007. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD. Bitirme Tezi.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Maceri, F., Vairo, G., 2008. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 16, 971–987.
- Barbier, L., Schepers, E., 1997. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2), 215–23.
- Binon, P.P., 2000. Implants and components: entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1), 76-94.
- Brandt Hans, H., 1996. "Nominelle Zuordnung". In Brandt Hans H Einführung in die Implantologie München; Wien; Baltimore. Urban und Schwarzenberg, 5-13.
- Brunski, J.B., 1988. Biomechanical considerations in dental implant design. *International Journal of Oral Implantology*, 5(1), 31-4.
- Bumgardner, J.D., Boring, J.G., Cooper, R.C., Jr., Gao, C., Givaruangsawat, S., Gilbert, J.A., 2000. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dentistry*, 9(3), 252–60.
- Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, T., Brånemark, P., 1986. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*, 57, 285-289.
- Carvalho, L., Cavacanti, CA., Araujo, A., Teofilo, J.M., Brentegani, L.G., 1997. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 26, 149-152.
- Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C., 2002. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 565-74.
- Cowin, S.C., 1991. *Bone Mechanics*, CRC Press, Florida, USA.
- Cruz, M., 2006. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded

- implant geometries. *Technology and Health Care*, 14 (4-5), 421-438.
- Dalkiz, M., Zor, M., Aykul, H, Toparlı, M., Aksoy, S., 2002. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dentistry*, 11(3), 293-300.
- Danza, M., 2009. 3D finite element analysis to detect stress distribution: spiral family implants. *Journal of Maxillofacial Oral Surgery*, 8(4), 334–339.
- Degidi, M., Piatelli, A., Carinci, F., 2005. Immediate functional loading of edentulous maxilla:a 5-year retrospective study of 388 titanium implants. *Journal of Periodontology*, 76, 1016-1024.
- Deporter, D., Pilliar, R.M., Todescan, R., Watson, P., Pharoah, M., 2001. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants:early data from a clinical trial. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 16, 653-658.
- Dover, M.S., 1999. Oral Implantology. In *Maxillofacial Surgery* Booth PW., Schendel SA, Hausamen Jorg-Erich (eds). Edinburg, London, New York, Philadelphia, San Francisco, Sydney Churchill Livingstone, 1563-1582.
- Ellingsen, J.E.,1998. Surface configurations of dental implants. *Periodontology*, 7, 36-46.
- Farzad, P., Andersson, L., Gunnarsson, S., Sharma, P., 2004. Implant stability, tissue conditions and patient self-evaluation after treatment with osseointegrated implants in the posterior mandible. *Clinical Implant Dentistry Related Research*, 6, 24-32.
- Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter A.P., Bilt, A.V.D., Hof, M.A.V.T., Witter D.J., Kalk W., 2000. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79, 1519-24.
- Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter A.P., Hof, M.A.V.T., Geertman, M.E., Kalk, W., 1998. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, 77, 1832-39.
- Geng, J.P., Tan, K.B.C., Liu, G.R., 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 585-98.
- Glantz, P.O., 1998. The choice of alloplastic materials for oral implants. does it really matter? *International Journal of Prosthodontics*, 11, 402-407.
- Goene, R., Bianchesi, C., Hüerzeler, M., 2005. Performance of short implants in partial restorations: 3- year follow-up Osseotite implants. *Implant Dentistry*, 14, 274-280.

- Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan, J.Y., 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 121-32.
- Gül, E.B., 2009. Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Hahn, J.A., 1990. The blade implant. *Journal of American Dental Association*, 121, 394-402.
- Hallman, M., 2001. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(5), 731-6.
- Hench, L.L., Wilson, J., 1984. Surface-active biomaterials. *Science*, 226, 630-636.
- Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., Konvickova, S., 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-5.
- Hobkirk, J.A., Psarros, K.J., 1992. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implantsupported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(3), 345-52.
- Hruska, A.R., 1987. Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence International*, 18, 683-688.
- Ivanoff, C.J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B., Lekholm, U., 1997. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 26(2), 141-8.
- 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), 173-80.
- Kan, J.Y., Rungcharassaeng, K., Kim, J., Lozada, J.L., Goodacre, C.J., 2002. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 485-9.
- Kasemo, B., Lausma, J., 1988. Biomaterial and implant surface. *Science Approach Implants*, 3(4), 247-59.
- Keyf, F., Uzun, G., 2007. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 43-50.



- Khraisat, A., Abu-Hammad, O., Dar-Odeh, N., Al-Kayed, A.M., 2004. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clinical Implant Dentistry Related Research*, 6(3), 157-64.
- Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E., Wang, H.L., 2005. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implantology Research*, 16, 26-35.
- Lacefield, W.R., 1998. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dentistry*, 7, 315-322.
- Lazzara, R.J., Testori, T., Trisi P., 1999. A human histologic analysis of osteotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *International Journal of Periodontics Restorative Denistry*, 19, 117-129.
- 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), 377-81.
- Lin, C.L., Wang, J.C., Ramp, L.C., Liu, P.R., 2008. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density and loading. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 23, 57-64.
- Matsushita, Y., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H., Suetsugu, T., 1990. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *Journal of Oral Implantology*, 16(1), 6-11.
- Miguel, D.M., De Araujo, N., 2007. Short implants placed one-stage in maxilla and mandibles: A retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9(1), 15-21.
- Misch, C.E., 1990. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *International Journal of Oral Implantology*, 6(2), 23-31.
- Misch, C.E., Bidez, M.W., 1994. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*, 15(11), 1330-44.
- Misch, C.E., 1999. *Contemporary Implant Dentistry* St. Louis. Mosby 2. Baski.
- Misch, C.E., 2005. *Dental Implant Prosthetics* St. Louis. Elsevier Mosby.
- Misch, C.E., 2005. Short dental implants: A literature rewiev and rationale for use. *Dentistry Today*, 24, 64-66.
- Misch, C.E., 2005. *Dental implant prosthetics*.1st ed. St. Louis, Missouri: Elsevier

Mosby.

- Miyaura, K., Morita, M., Matsuka, Y., Yamashita, A., Watanabe, T., 2000. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prosthesis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27, 1073-1076.
- Özkır, S.E., 2004. Oral implantolojide sabit protetik restorasyonlarda biyomekanik. *Seminer*. Ankara: Ankara Üniversitesi.
- Parr, Gr., Gardner, L.K., Toth, R.W., 1985. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. *Dental Materials Aspects. Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(3), 410-414.
- Patterson, E.A., Johns, R.B., 1992. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(1), 26-33.
- Peleg, M., Garg, A.K., Mazor, Z., 2006. Predictability of simultaneous implant placement in the severely atrophic posterior maxilla: A 9-year longitudinal experience study of 2132 implants placed into 731 humans sinus grafts. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 21, 94-102.
- Piatelli, A., Manzon, L., Scarano, A., Paolantonio, M., Piatelli M., 1998. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 13, 805-810.
- Prakash, V., D'souza, M., Adhikari, R., 2009. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian Journal Dental Research*, 20, 31-36.
- Renouard, F., Nisand, D., 2006. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implant Research*, 17(2), 35-51.
- Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., Brose, M.D., 1989. Alternative materials for three endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61, 717-722.
- Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O., 1990. Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6), 671-676.
- Ring, M.E., 1995. A thousand years of dental implants: a definitive history-part 1. *Compenium of Continuing Education in Dentistry*, 16, 1060-1069.
- Sadowsky, S.J., 1997. The implant-supported prosthesis for edentulous arch: design considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78, 28-33.
- Şahin, S., Çehreli, M.C., Yalçın, E., 2002. The influence of functional forces on the

- biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of Dentistry*, 30, 271-82.
- Sancaklı, E., 2006. Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bilim Dalı, İstanbul.
- Schwartz, Z., Martin, J.Y., Dean, D.D., Simpson, J., Cochran, D.L., Boyan, B.D., 1996. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 30(2), 145-55.
- Sennerby, L., Roos, J., 1998. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*, 11(5), 408-20.
- Sertgöz, A., 2005. Temel implantoloji. *ImplantTR Dergisi*, Cilt1, 64-69.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005. Threedimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stres distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 227-34.
- Siamos, G., Winkler, S., Boberick, K.G., 2002. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 28(2), 67–73.
- Siegele, D., Soltesz, U., 1989. Numerical investigations of the influence of implant shape on stres distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral Macillofacial Implants*, 4, 333-340.
- Smith, D.E., Zarb, G.A., 1989. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(5), 567-572.
- Sorrentino, R., 2007. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with diferent post, core and crown materials. *Dental Materials*, 23, 983–993.
- Soydan, N., 1985. Genel Histoloji. İstanbul Üniversitesi Yayın No:3349, Yayın No: 56, İstanbul.
- Steigenga, J.T., al-Shammari, K.F., Nociti, F.H., Misch, C.E., Wang, H.L., 2003. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*, 12(4), 306-17.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H.J., Kuiper, C., Raghoobar, G.M., 2004. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews*

- in *Oral Biology & Medicine*, 15, 240-248.
- Sutter, F., 1994. The role of screws in implant systems. *International Journal of oral and Maxillofacial Implants*, 9, 51-52.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H., 2003. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 357-68.
- Tang, C.S., Adam, B.A., Naylor, B.S., 2005. Single-unit implants versus conventional treatments for compromised teeth: a brief review of the evidence. *Journal of Dental Education*, 69, 414-419.
- Tashkanki, E.A., Lang, B.R., Edge, M.J., 1996. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 158-164.
- Tawil, G., Aboujaoude, N., Younan, R., 2006. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21, 275-282.
- Teixeira, E.R., Wadamoto, M., Akagawa, Y., Kimoto, T., 1997. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: A five-year survival study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78, 166-171.
- Tunalı, B., 2000. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 168 s.
- Türker, M., Yücetaş, S., 1997. *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi*. Atlas Kitapçılık, 453-485. Ankara
- Türkyılmaz, I., 2008. Influence of Bone Density on Implant Stability Parameters and Implant Success: A Retrospective Clinical Study. *BMC Oral Health*, 8-32.
- Ulusoy, M., Aydın, K., 2003. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1054 s.
- Valen, M., 1983. The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional flexi-cup blades. *Journal of Oral Implantology*, 11(1), 49-71.
- Valen, M., Locante, W.M., 2000. Laminoss immediate-load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 26(3), 177-84.
- Van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., 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, J.C., 1996. Material for endosseous dental implants. Journal of Oral Rehabilitation, 23, 79-90.

Wee, A.G., Mc Glumphy, E.A., 2003. Prosthodontic complications of spline dental implants. Implant Dentistry, 12, 151-161.

Wua, T., 2010. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. Journal of Biomechanics 43, 1941–1946.

Zix, J., Hug, S., Liechti, K.G., Stern, M.R., 2008. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in clinical trial. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 23, 525-530

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ÖZYILMAZ, Eda  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 15.02.1988 - Kayseri  
Medeni hali : Evli  
Telefon : 0 (364) 227 45 33  
e-mail : edaozyilmaz88@gmail.com

### Eğitim

| Derece | Eğitim Birimi                                    | Mezuniyet tarihi |
|--------|--|------------------|
| Lisans | Yıldız Teknik Üniversitesi<br>Makine Müh. Bölümü | 2011             |
| Lise   | Kayseri Lisesi Y.D.A.                            | 2005             |

### İş Deneyimi

| Yıl  | Yer  | Görev               |
|------|--|---------------------|
| 2013 | Amasya Üniversitesi                            | Araştırma Görevlisi |
| 2013 | Eryiğit Tıbbi Cihazlar A.Ş.                    | Ar-Ge Mühendisi     |
| 2012 | TSI Aviation Seats, Uçak<br>Koltuk Üretim A.Ş. | Ar-Ge Mühendisi     |

### Yabancı Dil

İngilizce

### Yayımlar

1. Ozyilmaz, E., Aykul, H., 2013. Biomechanics of dental implants with 3d fea. 5th International Scientific and Expert Conference TEAM 2013 Technique, Education, Agriculture & Management, November 4-6, Presov, Slovak