

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

**ÜST ÇENE TASARIMI VE
DENTAL İMPLANTLARIN
STATİK ANALİZİ**

Emre ÖZYILMAZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Halil AYKUL**

**HAZİRAN 2011
ÇORUM**

Kabul ve Onay Sayfası

Emre Özyılmaz tarafından hazırlanan "Üst Çene Tasarımı ve Dental İmplantların Statik Analizi" adlı tez çalışması 02/08/2011 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.

(Unvanı, Adı ve Soyadı) Prof. Dr. Halil Aykıl 

(Unvanı, Adı ve Soyadı) Prof. Dr. Mehmet Dalkıç 

(Unvanı, Adı ve Soyadı) Urd. Doç. Dr. Kamil Özün 

(Unvanı, Adı ve Soyadı)

(Unvanı, Adı ve Soyadı)

Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 02.08.2011 tarih ve 2011./01... sayılı kararı ile Emre ÖZYILMAZ'ın Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans / ~~Doktora~~ derecesi alması onanmıştır.


Doç. Dr. Ali KILIÇARSLAN

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 yapıldığını beyan ederim.

Emre ÖZYILMAZ

ÜST ÇENE TASARIMI VE DENTAL İMPLANTLARIN STATİK ANALİZİ

Emre ÖZYILMAZ

HİTİT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Temmuz 2011

ÖZET

Dental implantlardan elde edilen başarıların uzun süreli olması ve hatta ömür boyu sağlıklı bir hayat sunması bu uygulamaya olan talebi gün geçtikçe artırmıştır. Bir veya birden fazla dişini çürüme, yaralanma veya hastalık sonucu kaybeden herkes dental implant uygulaması yaptırmaya aday olabilir. Kron veya köprü ile yenilenen dental implantlar bir dişin, birkaç dişin ya da tüm dişlerin yerini alabilirler. Bu uygulama sayesinde kişi daha estetik, sağlıklı ve güvenli dişlere sahip olabilir.

Yapılan çalışmalar neticesinde dental implantların boyun bölgesinde ve implant-abutment bağlantı noktasında mikro hareketlilikler dolayısıyla deformasyonların olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada, bağlantı noktalarındaki mikro hareketliliklerin giderilmesine yönelik implant tasarımları ve bunların deformasyon analizleri paket programlar yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Benzer çalışmalarda kullanılan çene kemiği modelinin aksine, tasarlanmış olduğumuz implantlar 3 boyutlu tarayıcılar vasıtası ile elde edilmiş alt ve üst çene modeli üzerine yerleştirilmiştir. Bu sayede daha gerçekçi ve çözüme yönelik analizlerin yapılabilmesi amaçlanmıştır.

Anahtar Sözcükler: Dental İmplant, Sonlu Eleman Analizi, Gerilme Dağılımı ve Mikro Hareketlilikler

**DESIGN OF UPPER JAW AND STATIC
ANALYSIS OF DENTAL IMPLANTS**

Emre ÖZYILMAZ

HITIT UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE

July 2011

ABSTRACT

Successful long-term achievement results and its opportunities that present lifelong health have caused to an increase in their usage in many clinical implementations. Each of patients's who has lost one or more teeth because of tooth decay, injury or illness are potential candidates for dental implant operations. The dental implants which renewed with crown or bridge can take place of only one tooth, more than one teeth or all mouth. Due to these operations, patients can have aesthetic, healthy and safety teeth.

According to studies, Deformations were observed at implant-abutment connection points and neck regions of dental implants because of the micro movements at these regions. In this study, new implant models were designed to remove micro movements at connection points and their deformation analyses were observed with the help of Finite Element Methods. Contrary to well known jaw models which are being used for analyses, our newly designed dental implants placed on the upper and lower jaw bone which was obtained with 3D scanners. We aimed to have more reliable and solution oriented results with this detailed 3D model.

Key Words: Dental implant, Finite Element Analysis, Stress Distributions, Micro Movements

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca çok değerli yardım ve katkılarıyla beni bilgilendiren ve yönlendiren saygıdeğer Hocam Prof. Dr. Halil AYKUL'a, yine engin tecrübelerinden yararlandığım yol göstericim Prof. Dr. Mehmet DALKIZ'a, tezimin hazırlanması sürecinde benden manevi desteklerini esirgemeyen, her an yanımda olan Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma ve eğitim hayatımın başından sonuna kadar ellerindeki bütün imkânları kullanarak benim bu günlere gelmemde büyük emeği olan, her zaman yanımda olan ve haklarımı hiçbir zaman ödeyemeyeceğim AİLEM'e sonsuz teşekkür ederim. Ayrıca çalıőmalarıma MUH.01.10.005 numaralı proje kapsamında fiziksel ve maddi imkanlar açısından katkı sağlayan üniversitemiz Bilimsel Araştırma Projeleri birimine teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri	3
2.2. Osseointegrasyonun Tanımı	3
2.3 Mekanik Temeller	3
2.3.1 Newton yasaları.....	4
2.3.2 Gerilme.....	4
2.3.3 Birim şekil değiştirme	6
2.3.4 Poisson oranı	6
2.3.5 Hooke kanunu	7
2.3.6 Eğilme gerilmesi	11
2.3.7 Mukayese gerilmesi	12
2.4 Sonlu Elemanlar Metodu.....	13
2.4.1 Sonlu elemanlar yönteminin adımları	14
2.5 Biyomekanik ve İmplantlar.....	19
2.5.1 Yükleme tipi ve şiddeti	19
2.5.2 Çiğneme kuvveti	21
2.5.3 İmplant ve protezin materyal özellikleri	22
2.5.4 İmplant yüzey özellikleri	24
2.5.5 İmplant-kemik ara yüzeyi	26
2.5.6 Çevreleyen kemiğin yoğunluğu	26
2.5.6.1 Kemik sınıflandırmaları	28
2.5.6.2 İmplant makro geometrisi ve kemik yoğunluğu ilişkisi	29
3 MATERYAL VE YÖNTEM	32

3.1 İmplant Modellenmesi.....	32
3.2 Alt Çene ve Üst Çenenin Modellenmesi	36
3.3 Alt Çeneye Dental İmplantların Montajlanması	38
3.4 Üst Çeneye Dental İmplantların Montajlanması	44
3.5 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	51
3.5.1. Sonlu elemanlar modellerinin hazırlanma aşamaları	52
3.5.1.1. Model tasarımı ve mesh işlemi.....	52
3.5.1.3. Yapının küçük elemanlara bölünmesi (Mesh)	53
3.5.1.4. Kuvvetlerin uygulanması ve simülasyon	54
3.5.2 Analiz için gerekli verilerin girilmesi	54
3.5.3 Sınır koşulları.....	55
3.5.4 Analiz sonuçlarının elde edilmesi	55
4 TARTIŞMA VE SONUÇLAR	65
KAYNAKLAR	69
ÖZGEÇMİŞ	82

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Gerilme tanımı	5
Şekil 2.2. İki karakteristik vektörü.....	6
Şekil 2.3. Her iki uçundan çekmeye maruz çubuk.....	7
Şekil 2.4. Omura ait yaklaşık karakteristik eğri.....	8
Şekil 2.5. Bir kirişin eğilmesi.....	11
Şekil 2.6. Elemanlarına ayrılmış küp	14
Şekil 2.7. İki boyutlu eleman tipleri.....	15
Şekil 2.8. Üç boyutlu eleman tipleri.....	16
Şekil 2.9. Delikli bir plağın elemanlarına ayrılması	16
Şekil 2.10. a) İki boyutlu cisimde köşe b) Üç boyutu cisimde köşe oluşumu	18
Şekil 2.11. Lekholm ve zarb sınıflandırması.....	28
Şekil 2.12. Misch'e göre kemik sınıflandırması	29
Şekil 3.1. İmplant-normal diş kökünün karşılaştırılması	33
Şekil 3.2 Dental abutmentler.....	34
Şekil 3.3. Dental implant iç vidaları	34
Şekil 3.4. Dental implantlar	34
Şekil 3.5. Arka diş implantı iç vidası ve abutment.....	35
Şekil 3.6. Orta diş implantı iç vidası ve abutment	35
Şekil 3.7. Ön diş implantı, iç vidası ve abutmenti	36
Şekil 3.8. CT (Computed Tomography) kullanılarak taranmış olan kafatası örneği .	37
Şekil 3.9. CT Kullanılarak taranmış olan modelden alt çenenin ayrılması.....	37
Şekil 3.10. Alt çenenin SolidWorks 2010 programına aktarıldıktan sonraki görünümü	38
Şekil 3.11. Alt çenenin SolidWorks 2010 ortamında diş kısmından ayrılması	39
Şekil 3.12. Alt çeneye implantların yerleştirilmesi	40
Şekil 3.13. Solidworks 2010 programı ile dental implantların alt çeneye monte edilmesi	40
Şekil 3.14. İç vidaların alt çenedeki implantlara yerleştirilmesi.....	41
Şekil 3.15. Alt çenedeki sağ arka dişe takılmış olan implant ve iç vidanın kesit görünümü	42

Şekil 3.16. Alt çeneye SolidWorks2010 programında abutmenlerin eklenmesi	42
Şekil 3.17. Alt çenedeki sağ arka dişe takılmış olan implant, iç vida ve abutmentin kesit görünümü.....	43
Şekil 3.18. Alt çeneye SolidWorks 2010 programında montajlanan 8 tane dental implant takımının şeffaflaştırılmış görüntüsü	43
Şekil 3.19. Alt çeneye monte edilmiş implant, iç vida ve abutmentin SolidWorks 2010'daki kesit görünümü.....	44
Şekil 3.20. Üst çenenin SolidWorks 2010 programına aktarıldıktan sonraki görünümü	45
Şekil 3.21. Üst çenenin SolidWorks 2010 ortamında diş kısımdan ayrılması	45
Şekil 3.22. Üst çeneye implant takımının yerleştirilmesi	46
Şekil 3.23. SolidWorks 2010 programı ile implant vidalarının üst çeneye monte edilmesi	46
Şekil 3.24. SolidWorks 2010 programı ile dental implantların üst çeneye monte edilmiş halinin şeffaf görüntüsü	47
Şekil 3.25. Sağ üst çeneye monte edilmiş implantın SolidWorks 2010'deki kesit görünümü	47
Şekil 3.26. İç vidaların üst çenedeki implantlara yerleştirilmesi	48
Şekil 3.27. Alt çenedeki sağ arka dişe takılmış olan implant ve iç vidanın kesit görünümü	48
Şekil 3.28. Üst çeneye SolidWorks 2010 programında abutmentlerin eklenmesi	49
Şekil 3.29. Üst çeneye SolidWorks 2010 programında abutmentlerin eklenmiş halinin şeffaflaştırılmış görüntüsü.....	49
Şekil 3.30. Üst çeneye Solidworks 2010 programında montajlanan 6 tane dental implant takımının şeffaflaştırılmış görüntüsü	50
Şekil 3.31. Üst çeneye monte edilmiş implant, iç vida ve abutmentin SolidWorks 2010'deki kesit görünümü.....	50
Şekil 3.32. Alt çenedeki dişlere uygulanan kuvvetler	53
Şekil 3.33. Üst çeneye uygulanan kuvvetler	53
Şekil 3.34. Von Mises gerilme değerleri	55
Şekil 3.35. Alt çene yer değiştirme – X Düzlemi.....	56
Şekil 3.36. Alt çene yer değiştirme – Y Düzlemi.....	56

Şekil 3.37. Alt çene yer değiştirme – Z Düzlemi	57
Şekil 3.38. Üst çene yer değiştirme – X Düzlemi	57
Şekil 3.39. Üst çene yer değiştirme – Y Düzlemi	58
Şekil 3.40. Üst çene yer değiştirme – Z Düzlemi	58
Şekil 3.41. Alt çene gerinim değerleri – Epsilon X	59
Şekil 3.42. Alt çene strain değerleri – Epsilon Y	59
Şekil 3.43. Alt çene strain değerleri – Epsilon Z.....	60
Şekil 3.44. Üst çene strain değerleri – Epsilon X	60
Şekil 3.45. Üst çene strain değerleri – Epsilon Y.....	61
Şekil 3.46. Üst çene strain değerleri – Epsilon Z.....	61

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen ortalama maksimum çiğneme kuvvetleri	22
Çizelge 2.2. Farklı titanyum sınıflarının ve bir alaşımının fiziksel özellikleri (20)...	24
Çizelge 3.1. Malzemelerin mekanik özellikleri	55
Çizelge 3.2. Analiz sonuçları	62
Çizelge 3.3. Mesh Bilgileri	63
Çizelge 3.4. Statik Kuvvet Analizi	63
Çizelge 3.5. Birim Sistemi	64

SİMGELER VE KISALTMALAR

mm	Milimetre
N	Newton
F	Kuvvet
kg	Kilogram
kgF	Kilogramkuvvet
g	Gram
μm	Mikrometre
σ	Normal (Principal) Stres
Pmax	Maksimum Principal Stres
Pmin	Minimum Principal Stres
%	Yüzde
Ti6Al4V	Titanyum-Aluminyum-Vanadyum Alaşımı
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal

1. GİRİŞ

Dental implantlarda yüksek klinik başarının da sağlanması ile son yıllarda kullanımı oldukça artmıştır. Yapılan pek çok çalışmada tam veya kısmi dişsizliği olan hastalarda implantların başarı oranının %85' in üzerinde olduğu anlaşılmıştır (Quirynen ve ark., 1992; Mericske-Stern ve ark., 1994; Levin ve ark., 2006; Weibrich ve ark., 2006; Aykent ve ark., 2007). Albrektsson ve ark. (1986)'nın belirttikleri implant başarı kriterleri şunlardır:

1. Klinik olarak implantlarda mobilite olmaması
2. Radyografik olarak implant çevresinde radyolusensinin görülmemesi
3. İmplant yerleştirilmesini takiben 1 yıldan sonra senelik 0,2 mm'den fazla dikey kemik kaybının olmaması
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanala baskı gibi kalıcı işaret ve bulguların olmaması, hatta hiç kemik kaybının olmaması
5. Yukarıdaki kriterler sağlandıktan sonra dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, 10 sene sonunda da en az %80 olmalıdır.

Biyomekanik; mekanik prensiplerin kullanımıyla, biyolojik dokulara uygulanan kuvvetlere verilen cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır (Cowin, 1991). Dental implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörlerin önemli role sahip olduğuna dair pek çok çalışma vardır (Quirynen ve ark., 1992; Skalak, 1983; Holmes ve Loftus, 1997; Misch, 2005). Klinisyenin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmesi ve klinik başarısını arttırabilmesi için biyomekanikle ilgili kavramları iyi anlaması gerekir (Bidez ve Misch, 1992). Implantlardan kemik dokuya kuvvet iletimi yükleme tipi ve şiddeti, implant ve protezin materyal özellikleri, implant geometrisi, implant yüzey özellikleri, implant-kemik ara yüzeyi ve çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır (Cochran, 2000).

Dental implantlarda en önemli başarısızlıklar implant abutment bağlantı bölgesinde meydana gelmektedir. Bu nedenle çalışmamızda implant abutment bağlantı

bölgesindeki mikro hareketliliğe yöneldik. Bu çalışmamızda implant ve abutment bağlantı noktalarındaki mikro hareketliliklerin giderilmesine yönelik alternatif tasarımlar planlandı. Bu tasarımlar hem implant uygulamalarındaki hataları en aza indirmek hem de başarı yüzdesini artırmak için yapıldı. İmplant kemik ara yüzeyi de yaptığımız analizlerde göz önünde bulunduruldu. İmplant başarısızlıkları büyük oranda tip 4 kemiklerde meydana gelmektedir. Bu nedenle analizler gerçekleştirilirken çene kemiğinin yoğunluğu tip 4 olarak seçilmiştir. Bu çalışmamızda tip 4 kemiğe sahip üst çenede uygulanan implantlarda farklı implant abutment bağlantı tasarımlarının kuvvet iletimi ve implant başarısına etkisinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle araştırılması amaçlandı. Analiz sonuçları elde edilirken daha gerçekçi sonuçlar alabilmek ve uygulama alanını genişletebilmek için sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri

Kalan kemik kreti içine veya yüzeyine cerrahi olarak yerleştirilen, üzerine protetik üstyapının yapılacağı, alloplastik materyale dental implant denir (Glossary of implant terms, 2007). Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına göre, yapıldıkları materyale göre ve diş yapılarına göre sınıflandırılabilir.

2.2. Osseointegrasyonun Tanımı

Osseointegrasyon, ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direk temasın olmasıdır (Branemark ve ark., 1977). Bu tanımdan anlaşılacağı üzere osseointegrasyon aslında histolojik bir tanımlamadır. Klinik olarak kemik ile implantın sıkıca kaynaşması ve mobilite olmaması durumuna ise “rijit fiksasyon” denir. Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler (Albrektsson ve ark., 1981):

1. İmplant materyali
2. İmplant tasarımı
3. Yüzey özellikleri
4. Kemiğin kalite ve kantitesi
5. Cerrahi teknik
6. İmplant yükleme zamanları ve koşulları, olarak sıralanabilir.

2.3 Mekanik Temeller

Mekanik bilimi kuvvetlerin cisimler üzerindeki etkilerini inceler. Ancak çoğu zaman belli kabuller altında bu etkiler denklemlendirilebilir. Örneğin cisimler için rijitlik kabulü yapılır ki doğada hiçbir cisim tam anlamıyla rijit değildir. Bunun anlamı her cisim kuvvetler etkisi altında şekil değiştirir. Ancak bu değişim bazen gözle görülmeyecek kadar azdır. Aynı şekilde çoğu zaman homojen cisim kabulü yapılır ki bunun anlamı cismin özellikleri yönden bağımsız olarak her yerde aynıdır. Bu tip

cisimlere izotropik cisim denir. Ancak bazı cisimler bazı doğrultularda farklı malzeme özellikleri sergiler. Bu tip cisimlere de anizotropik cisim denir. Bu tip cisimlere en güzel örnek ağaçtır. Yaş halkaları civarında farklı, diğer bölgelerde farklı özellikler gösterirler.

Newton ve Hooke yasaları elastik bir cismin mekaniğinin temellerini teşkil etmektedir. Kemikler elastik cisimlerin davranışlarına benzer davranış özelliklerine sahiptirler.

2.3.1 Newton yasaları

Newton klasik mekaniğin yasalarını üç madde altında toplamıştır:

1. Bir cisim üzerine etki eden kuvvetlerin bileşkeleri sıfır ise sabit hızla hareketini yada hareketsizliğini koruma eğilimindedir-Eylemsizlik
2. Bir cismin üzerine etki eden kuvvetlerin bileşkesi sıfırdan farklı ise cisim kütlesiyle ters orantılı olarak ivmelenir:

$$f = m.(dv/dt) \quad (2.1)$$

3. Bir cisim eğer ikinci bir cisme kuvvet uyguluyorsa ikinci cisim de birinci cisme aynı şiddette ve zıt yönde kuvvet uygular-Etki Tepki

2.3.2 Gerilme

Gerilme, birim alana etkiyen kuvvet yoğunluğudur.

A-P noktası civarında bir düzlem tarafından kesilmiş yüklü bir cisim

B-Kalan soldaki parça ve düzlem civarında oluşan kuvvetler

C-f kuvvetinin düzleme teğet ve normal bileşenleri

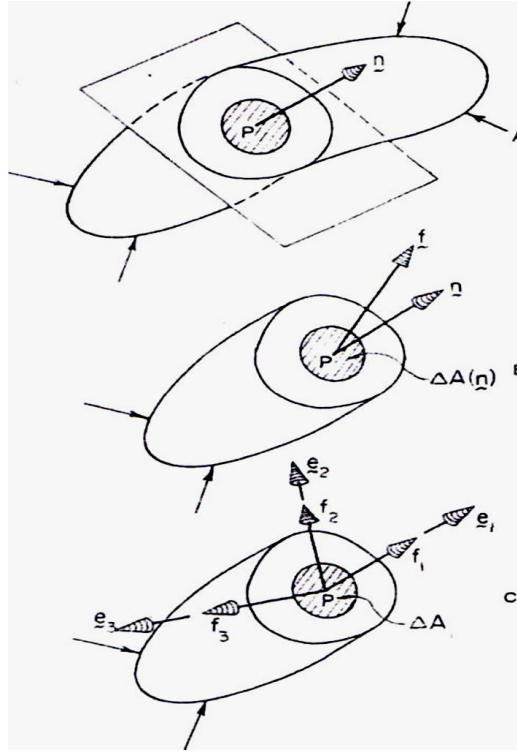
Gerilme alanın yönelimini belirleyen vektör ve kuvvet vektörlerinin ikisine birden

bağlıdır. Şekil 2.1 ve Şekil 2.2' de gerilme vektörleri verilmiştir. Bu iki vektör aynı doğrultuda ise gerilme normal gerilme adını alır. Eğer iki vektör birbirine dik ise bu gerilme kayma gerilmesi adını alır.

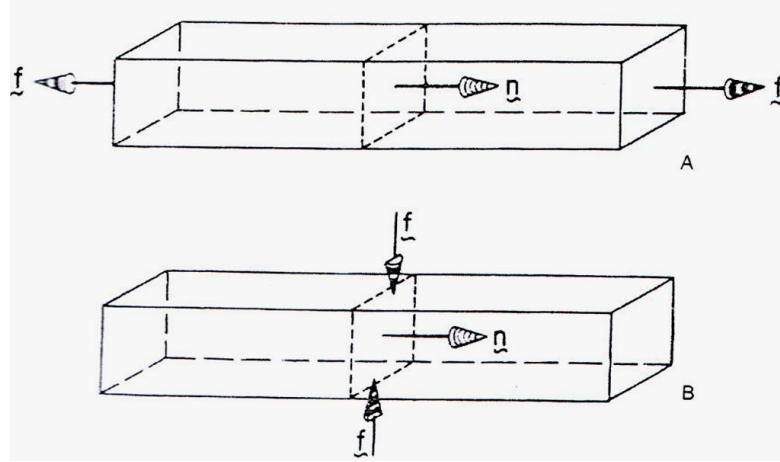
A- Normal gerilme vektörü

B- Kayma gerilmesi vektörü

Gerilmenin birimi Paskal (N/m^2)'dir. Kısaca **Pa** ile gösterilir. Biyomekanikte genellikle MPa(10⁶ Pa) kullanılır. Çünkü kemiklerin dayanımları MPa değerindedir (Cowin, 1989).



Şekil 2.1. Gerilme tanımı



Şekil 2.2. İki karakteristik vektörü

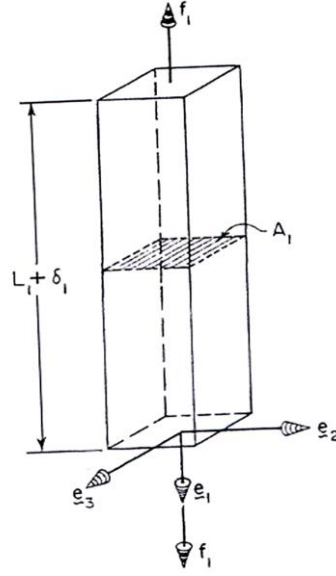
2.3.3 Birim şekil değiştirme

Bir cismin geometrik şekil değişimini ifade eden boyutsuz büyüklüktür. Bir cisimde meydana gelen boyut değişiminin cismin ilk boyutuna oranıdır. İlk boyu L olan ve boydaki değişim miktarı ε olan bir cisimde birim şekil değiştirme şöyle tanımlanabilir:

$$\varepsilon = \delta / L \quad (2.2)$$

2.3.4 Poisson oranı

Tüm katı cisimler toplam şekil değişimi altında toplam hacmini koruma eğilimindedir. İki uçundan çekmeye maruz bırakılan bir cisim (Şekil 2.3) çekme doğrultusundaki uzamayı diğer doğrultulardaki kısalmaya ile telafi etmeye çalışacaktır, işte bu çekme doğrultusundaki uzamanın diğer doğrultulardaki kısılmaya oranına poisson oranı denir. ν ile gösterilir. Bunun anlamı y doğrultusundaki uzamanın x doğrultusundaki uzamaya oranıdır.



Şekil 2.3. Her iki ucundan çekmeye maruz çubuk

$$\nu_{12} = \varepsilon_2 / \varepsilon_1 \quad (2.3)$$

$$\nu_{13} = \varepsilon_3 / \varepsilon_1$$

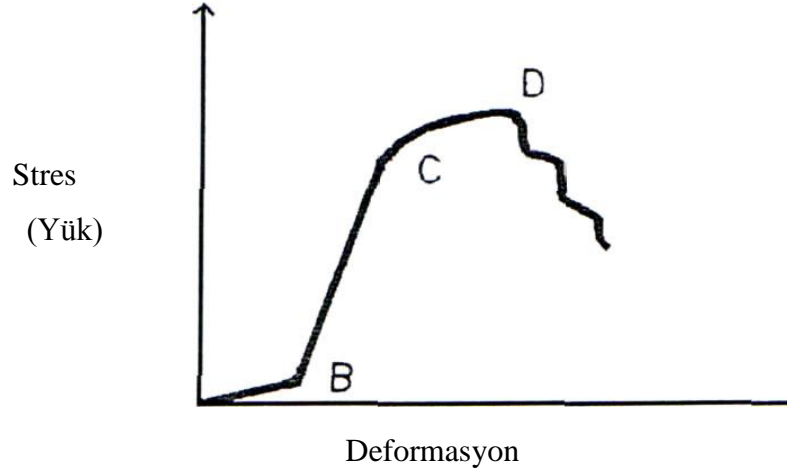
Eşitliği ile poisson oranını ifade edebiliriz.

2.3.5 Hooke kanunu

Her malzemenin şekil değiştirmeye karşı bir direnç karakteristiği vardır. Ancak bu karakteristikler birbirinden çok farklı değildir. Her malzeme belli bir sınıra kadar yaptığı şekil değişikliğini geri kazanır. Bu sınıra orantı sınırı adı verilir. Çünkü buraya kadar olan tüm yüklemelerde uygulanan gerilme ile birim şekil değişimi arasında sabit bir oran vardır. Bu durum Hooke Yasası ile ifade edilmiştir. Ufak ötelenmeler için deformasyon büyüklüğü deforme eden kuvvetle orantılıdır. Bu orana Elastisite Modülü adı verilir. Bu değer malzemeye ait karakteristik bir özelliktir(20).

$$E = \text{sabit} = \sigma / \varepsilon \quad (2.4)$$

Kemiğe elastik sınırın üzerinde bir kuvvet uygulandığı takdirde nöral zor aşınır, kemikte kalıcı şekil değişimleri meydana gelir (Benzel, 1998). Bu kuvvetinde üzerinde bir kuvvet uygulanması halinde kemik kırılır. Omura ait yaklaşık karakteristik eğri şekil 2.4' de verilmiştir.



Şekil 2.4. Omura ait yaklaşık karakteristik eğri

- B : Orantı sınırı
 C : Akma Noktası
 D : Kırılma Noktası

Bu noktada daha ileride görülecek olan sonlu elemanlara temel oluşturması için ortotropik malzemeler için Hooke Kanununun matris notasyonu ile gösterimi ele alınmıştır. Daha önce üzerinde durulan gerilme ve birim şekil değiştirme için indis kullanarak tanımlama yapılırsa:

$$\sigma_{11} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{f_1}{\Delta A_1} \quad (2.5)$$

Bu eşitlikte σ_{11} , 1 doğrultusundaki kuvvetin ΔA_1 alanı üzerinde oluşturduğu gerilmeyi ifade eder. Benzer şekilde

$$\sigma_{12} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{f_2}{\Delta A_1} \quad (2.6)$$

$$\sigma_{11} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{f_1}{\Delta A_1} \quad (2.7)$$

Aynı şekilde diğer iki doğrultu içinde gerilme denklemleri yazılır. Tüm bu eşitlikler

bir matris ile gösterilebilir:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{12} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{13} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Benzer şekilde birim şekil değiştirme matrisi ifade edilebilir:

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{12} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Çok eksenli bir yükleme halinde bir doğrultudaki yüklemenin diğer iki doğrultudaki şekil değişimini etkilediğini poisson oranı kavramından biliyoruz. Bu durumda 1 doğrultusundaki bir kuvveti ve onun diğer doğrultulardaki şekil değişimine etkisini dikkate alarak birim şekil değiştirmeyi verecek şekilde Hooke denkliklerini yazabiliriz:

$$\begin{aligned} \varepsilon_1 &= \frac{\sigma_{11}}{E_1} \\ \varepsilon_2 &= -\nu_{12} \left(\frac{\sigma_{11}}{E_1} \right) \\ \varepsilon_3 &= -\nu_{13} \left(\frac{\sigma_{11}}{E_1} \right) \end{aligned} \quad (2.3)$$

21 ifadesinin anlamı 1 doğrultusundaki kuvvetten dolayı 1 doğrultusunda σ_{11}/E_1 kadarlık bir şekil değişimi olurken aynı kuvvetten dolayı 2 doğrultusunda $-\nu_{12}(\sigma_{11} / E_1)$ kadarlık bir kısalma meydana geleceğidir.

Benzer şekilde 2 ve 3 doğrultuları için Hooke denkliklerini yazabiliriz:

$$\begin{aligned} \varepsilon &= -\nu_2 (\sigma_{22} / E_2) \\ \varepsilon_2 &= \sigma_{22} / E_2 \\ \varepsilon_3 &= -\nu_{23} (\sigma_{22} / E_2) \end{aligned} \quad (2.11)$$

3 Doğrultusu için denklıklar:

$$\varepsilon_1 = -\nu_{31} (\sigma_{33} / E_3)$$

$$\varepsilon_2 = -\nu_{32} (\sigma_{33} / E_3) \quad (2.12)$$

$$\varepsilon_3 = \sigma_{33} / E_3$$

Bu denklemleri bir matris formunda ifade edebiliriz:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

Eğer kayma modülü G yi de dikkate alacak olursak 24 ifadesi 6 x 6 bir matris denklığı olur. Ancak bu durumda birim şekil değiştirmeyi de çift indisli göstermek zorundayız:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{23} \\ 2\varepsilon_{13} \\ 2\varepsilon_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

Bu matrisi matris notasyonu ile gösterebiliriz:

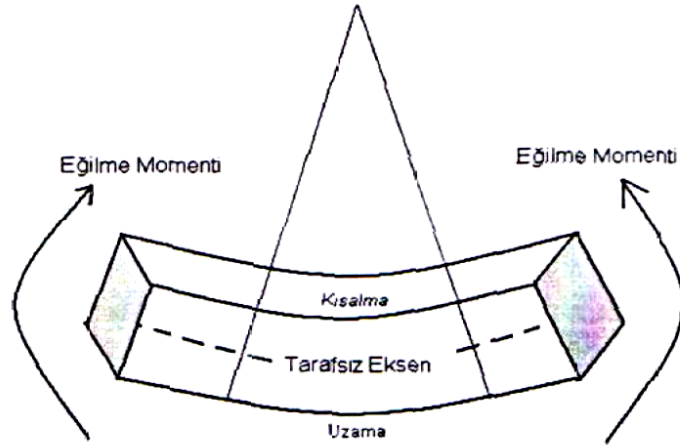
$$e = K \cdot [s] \quad (2.15)$$

Burada K katsayılar matrisidir. 28 ifadesi bazı ara işlemlerle Hooke kanununa benzetebiliriz:

$$s = E \cdot [e] \quad (2.16)$$

2.3.6 Eğilme gerilmesi

Bir cisme uygulanan eğilme momenti o cisim üzerinde gerilmelere yol açar. Bu gerilmenin maksimum değeri önemlidir. Çünkü bu değer eğer yeteri kadar büyükse cismin parçalanmasına neden olabilir. Şekil 2.5' de bir kirişin eğilmesi gösterilmektedir.



Şekil 2.5. Bir kirişin eğilmesi

Belli basitleştirmeler ve kabuller altında eğilme sonucu oluşan gerilme ifade edilebilir:

$$s = M / I_z \cdot y \quad (2.17)$$

Burada:

M: Kesitteki eğilme momenti

I: Kesitin tarafsız eksene göre atalet moment

$$I = y^2 dA \quad (2.18)$$

y: Gerilmenin hesaplandığı noktanın tarafsız eksenden uzaklığını ifade eder.

Bu durumda maksimum gerilme:

$$\sigma_{\max} = M / I_z \cdot y_{\max} \quad (2.19)$$

Literatürde I / y_{\max} değerine çeşitli adlar verilmektedir. Bazı kitaplarda W ile gösterilen bu değer Mukavemet Momenti adını almaktadır. Bazı kitaplarda ise bu değer Z ile gösterilip kesit sabiti adını almaktadır. Çünkü bu değer tamamen kesite ait bir özelliktir. Örneğin daire için bu değer $Z_{\text{daire}} = \pi \cdot D^3 / 32$ (2.20) olmaktadır. Burada D çaptır.

2.3.7 Mukayese gerilmesi

Bir cisim sadece normal gerilme ya da sadece kayma gerilmesine maruz kalacağı gibi bu iki gerilmeye birden maruz kalabilir. Böyle bir durumda elemanın hangi değere kadar dayanacağını kestirmek zorlaşır. Çünkü bizim bildiğimiz mukavemet değerleri çekme deneyinden elde edilen değerlerdir. Bu değerleri çok eksenli gerilme haliyle mukayese etmek doğru değildir. Bu durumda bazı hipotezler yardımıyla çok eksenli gerilme halinden bir mukayese gerilmesi değeri (smuk) hesaplanır. Bu değer malzemenin emniyet değerleri ile karşılaştırılabilir. Bu hipotezler:

1. Maksimum Normal Gerilme Hipotezi (Rankine Teorisi)
2. Maksimum Kayma Gerilmesi Hipotezi (Tresca Teorisi)
3. Maksimum Kayma-Şekil Değiştirme Enerjisi Hipotezi (Von Misses Teorisi)

Bu hipotezlerin hepsinde temel aynı olup kullanılan denklemler farklıdır. Örneğin Maksimum Normal Gerilme hipotezine göre üç doğrultuda oluşan asal gerilmeler s_1 , s_2 ve s_3 arasında $s_1 > s_2 > s_3$ bağıntısı olacağından malzemede oluşan maksimum gerilme s_1 malzemenin mukavemetini aşmamalıdır. Maksimum kayma gerilmesi teorisine göre ise oluşacak maksimum kayma gerilmesi kritik değerdir ve malzemenin dayanımı bu değeri aşmamalıdır. En çok kullanılan hipotez olan Von Misses hipotezine göre ise şekil değiştirme enerjisi belli bir sınırı aştığında hasar meydana gelir.

Von Misses hipotezi denklemi ile ifade edilir.

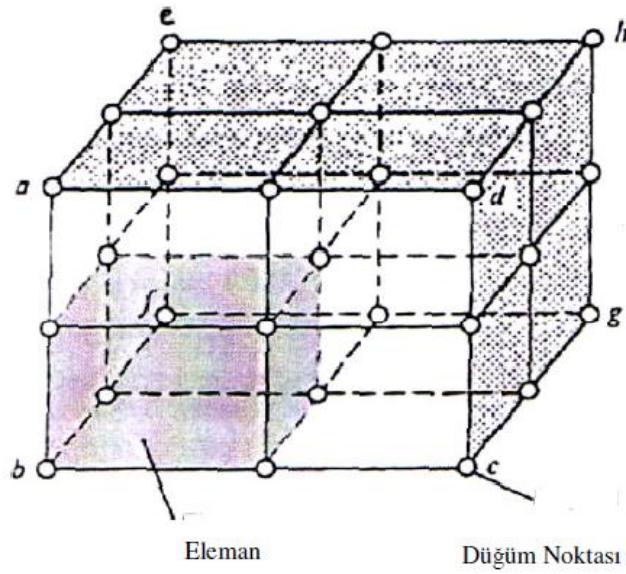
$$(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 = 2 (\sigma_{ak})^2 \quad (2.21)$$

Von Misses Hipotezi ile Tresca Hipotezi birbirine çok yakın sonuçlar vermektedir. Ancak sünek malzemeler için Von Misses kriterinin deneylerle uyumlu sonuç verdiği bilinmektedir.

2.4 Sonlu Elemanlar Metodu

Bazı durumlarda bilim adamları analitik olarak çözülmesi imkansız problemlerle karşılaşır. Bu gibi durumlarda eğer probleme uygunsay sayısal yöntemlerden yararlanır. Örneğin dış kuvvet etkisi altındaki karmaşık şekilli bir cisimde nasıl bir deformasyon oluşacağını analitik olarak hesaplamak çok zordur. Bunu yapabilmek için şekil değiştirme bağıntılarını yazıp bağlı denklem takımı çözülmelidir ki bu hemen hemen imkansızdır. Bu gibi durumlarda sayısal bir metoda gerek duyulmaktadır. Bu gereksinim bilgisayar yardımıyla basit bir rutine dönüştüğünden sayısal metot kullanmak kaçınılmaz olur. Ayrıca bazı durumlarda bu işlemlerin defalarca yapılması gerekebilir. Örneğin bir tasarım değişkenini sınamak için her seferinde yeni bir çözüm yapılmalıdır. Bu durumu da göze aldığımızda doğru kurulmuş sayısal bir metot bize büyük bir zaman kazancı sağlar. Sonlu Elemanlar Metodu mühendislik problemlerinin çözümünde oldukça etkili bir metottur. Çünkü ısı iletimi için yazılan ikinci dereceden denklem yardımıyla geliştirilen basit bir yöntem oldukça karmaşık otomobil karoseri problemine uygulanabilir(Allire, 1985).

Bu metotta cisim sonlu sayıda elemana ayrılır. Bu elemanlar birbirine düğüm noktaları ile bağlıdır. Bu şekilde oluşturulan eleman ağı gerçek cismin yerini alır. Daha doğru deyişle cismi temsil eder. Şekil 2.6' da elemanlarına ayrılmış bir küp örneği verilmiştir. Bu yöntemde incelenen probleme göre her bir elemana ait katsayılar matrisi tanımlanır. Daha sonra bu matris birleştirilerek tüm sisteme ait bir matris elde edilir.



Şekil 2.6. Elemanlarına ayrılmış küp

Örneğin mühendislikte en çok karşılaşılan problem tipi olan gerilme dağılımının tespitinde katsayılar matrisi katılık matrisi olmaktadır. Son olarak bu matris sistemi çözülerek sonuca gidilir. Daha ayrıntılı olarak yöntemin adımları bu kısımda incelenecektir.

2.4.1 Sonlu elemanlar yönteminin adımları

Sonlu elemanlar yönteminin adımları aşağıda sıra ile verilmiş ve anlatılmıştır.

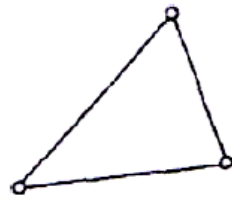
Adım _____ *İşlem*

1. Sisteme ve sınır şartlarına ait denklemlerin yazılması

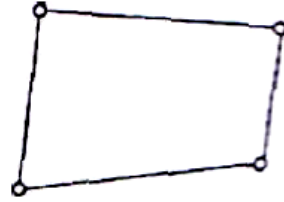
2. Analiz edilecek kısmın elemanlara ayrılması
3. İnterpolasyon fonksiyonunun seçilmesi
4. Eleman Özelliklerinin tespit edilmesi ve eleman matrislerinin oluşturulması
5. Tüm eleman matrislerinin birleştirilip sistem matrisinin oluşturulması
6. Sistem matrisinin çözülmesi
7. Ek sonuçların elde edilmesi

1. Sisteme ve sınır şartlarına ait denklemlerin yazılması: Genellikle bir mühendislik problemi diferansiyel denklemlerle ifade edilir. Bu denklem yazıldığında sonlu elemanlar yöntemiyle çözüm mümkün hale gelir.

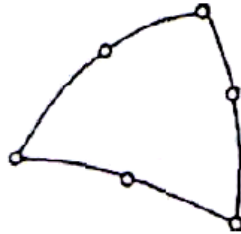
2. Analiz edilecek kısmın elemanlara ayrılması: Bu aşamada problemin yapısına uygun bir eleman seçilmelidir. Tek boyutlu analizde elemanlara ayırmak doğrultuyu uygun uzunluklara bölmek anlamına gelir. İki boyutlu bir analizde alan üçgenlere, dörtgenlere veya daha değişik şekilli elemanlara bölünebilir (Şekil 2.7).



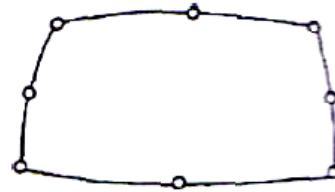
3 Dügümlü Üçgen eleman



4 Dügümlü Yamuk eleman



6 Dügümlü eğrisel izometrik eleman

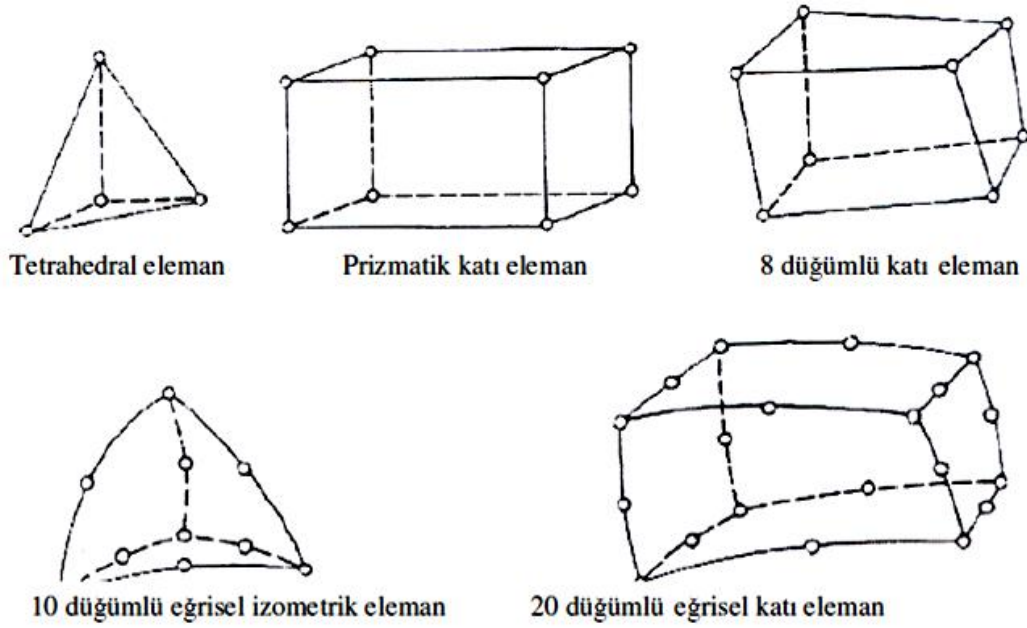


8 Dügümlü eğrisel izometrik dörtgen eleman

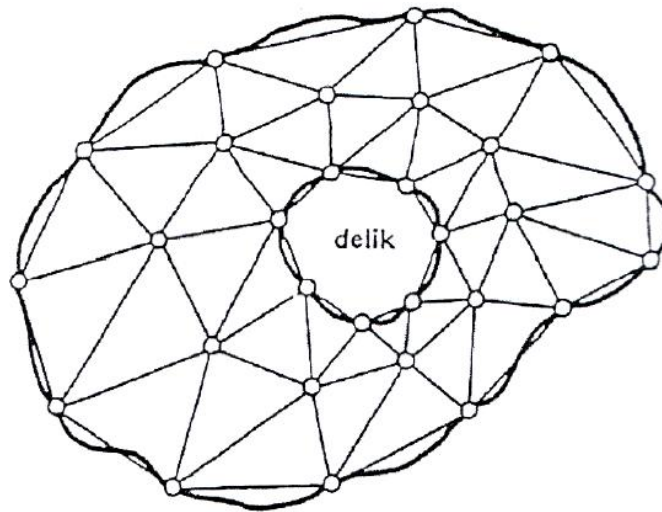
Şekil 2.7. İki boyutlu eleman tipleri

Üç boyutlu analizde bir çok seçenek vardır. Tetrahedron, piramid, dörtgen prizma

veya daha karmaşık şekilli elemanlar seçilebilir (Şekil 2.8). Aynı cisim içerisinde birden fazla eleman kullanılabilir. Ayrıca kritik olan bölgelerde eleman boyutlarını küçültüp fazla eleman kullanılması önemlidir. Çünkü kritik bölgelerde daha hassas çözüme ihtiyaç vardır, örneğin bir delikli plakta (Şekil 2.9) delik civarı veya içinden yoğun akış olan bir boruda dirsek kısımları kritik bölgelerdir ve bu bölgelerde eleman yoğunluğu artırılmalıdır.



Şekil 2.8. Üç boyutlu eleman tipleri



Şekil 2.9. Delikli bir plağın elemanlarına ayrılması

3. İnterpolasyon fonksiyonunun seçilmesi: Her bir eleman için yer değiştirme, sıcaklık gibi değişkenlere bir interpolasyon polinomu atanmalıdır. Polinom seçilmesinin nedeni kolayca türevlenebilir ve integrallenebilir olmasıdır. Polinomun derecesi çözümün hassasiyetini etkiler.

4. Eleman özelliklerinin tespit edilmesi ve eleman matrislerinin oluşturulması: Her bir eleman geometrisine, malzeme özelliklerine (Elastisite modülü, ısı iletim katsayısı gibi) düğüm sayısına ve interpolasyon polinomunun derecesine bağlı olarak sistemin davranışını belli eder. Bu yüzden malzeme özelliklerine bağlı olarak eleman matrisleri oluşturulmalıdır.

5. Tüm eleman matrislerinin birleştirilip sistem matrisinin oluşturulması: Bütün eleman matrisleri tek bir sistem matrisi içinde birleştirilmelidir. Bu matris sistemin davranışını belirleyen katsayılar matrisini oluşturmaktadır. Genellikle doğrusal matris takımları tercih edilir. Doğrusal olmayan matris takımları için bilinen çözüm yöntemleri yeterli olmayabilir.

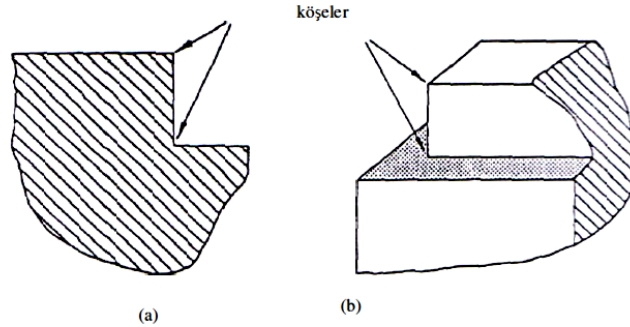
6. Sistem matrisinin çözülmesi: Gauss eliminasyonu gibi metotlar yardımıyla sistemin matris takımı çözülür.

7. Ek sonuçların elde edilmesi: Elde edilen sonuçlardan ve bilinen denklemlerden yararlanarak ek sonuçlar elde edilir. Örneğin çözüm sonucu elde edilen deplasman değerleri Hooke denkliklerinden yararlanarak gerilme değerlerine dönüştürülebilir. Burada kullanacağımız denklemlerde yaptığımız kabuller önem taşır. Hooke denkliği elastik sınır altındaki bölgelerde geçerlidir. Bunun gibi hususlara dikkat edilmelidir.

Bu adımlar bütün sonlu elemanlar uygulamalarında kullanılabilir. Ancak bazı durumlarda örneğin seri bağlı yaylarda her bir yay ucunun yer değiştirmelerinin hesaplanması gerektiğinde direk metotlar da uygulanabilir. Çünkü bildiğimiz formüllerle her bir düğüme ait yer değiştirmeleri ifade edebiliriz.

Sonlu Elemanlar metodu birçok açıdan ayrıcalıklara sahiptir. Bunlar:

1. Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeniyle, verilen bir cismi temsil edebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha güvenilir olabilir.
2. Çok bağlantılı bölgeler (yanı bir veya çok delikli cisimler) veya köseleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
3. Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez. Geometri ve malzemede doğrusal olmayan özellikler, kalıtsal olsa bile (Örneğin zamana bağlı) malzeme özellikleri, kolaylıkla göz önüne alınabilir.
4. Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler sistem matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu eleman metodunun bu özelliği problemin anlaşılması ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanır.
6. Sonlu elemanlar yönteminin çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan ve diğer problemlerde sebep-sonuç ilişkisini incelemek için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik veya deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir (Nath, 1993).



Şekil 2.10. a) İki boyutlu cisimde köşe b) Üç boyutu cisimde köşe oluşumu

2.5 Biyomekanik ve İmplantlar

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını içerir (Cowin, 1991). Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır (Mish, 1999). Dental implantlardan çevre biyolojik dokuya kuvvet iletimi mekanizmasının anlaşılması implant ömrünün belirlenmesinde önemlidir. Klinisyenin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmesi için biyomekanik kavramları iyi anlaması gerekir (Cowin, 1991). İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır: (Cochran, 2000)

1. Yükleme tipi ve şiddeti
2. İmplant ve protezin materyal özelliklerine
3. İmplant geometrisi
4. İmplant yüzey özelliklerine
5. İmplant-kemik ara yüzeyi
6. Çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır.

2.5.1 Yükleme tipi ve şiddeti

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir. Formülü F (kuvvet) = m (kütle) \times a (ivme) birimi, Newton (N) = Kg \times m/s² Dental implant literatüründe kuvvet genellikle 'kilogramkuvvet' olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme (*tensile*), sıkıştırma (*compressive*) veya makaslama (*shear*) olarak sınıflandırılır. Dental implantlar üzerine doğal olarak fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir yani pasif uyuma sahip üstyapıları olan implantlarda bile okluzal yükler gelmezken dental implantlar üzerinde birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu

kuvvetler genelde çok küçük büyüklükte olmakla beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilir.

Doğal dişlere gelen kuvvet dağılımı periodontal ligamentin mikro hareketi sayesinde olur. İmplantlarda ise böyle bir durum söz konusu olmadığından kuvvet dağılımı olamaz ve kuvvetin büyük kısmı kret tepesinde yoğunlaşır (Rieger ve ark., 1990; Chun ve ark., 2002). Kemik implant ara yüzeyinde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemik daha çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az makaslama tipi kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır (Misch, 1999). Bu nedenle implant tasarımında makaslama ve çekme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar üretilmelidir. Sıkışma tipi kuvvetler implant parçalarını bir arada tutan vidalarda da en iyi kabul edilebilen kuvvetlerdir (Jorneus ve ark., 1992; Martin ve ark., 2001; Haack ve ark., 1995).

İmplant üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik ara yüzündeki vertikal yükler kret tepesinde yoğunlaşır, lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü artırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağıtılmasında protez şekli ve kasp eğimleri de etkilidir (Weinberg, 1993). Barbier ve arkadaşları IMZ implantları etrafındaki aksiyel ve aksiyel olmayan yükleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişler, çalışmalarında özellikle horizontal yüklerin azaltılması gerektiğini göstermişlerdir (Barbier ve ark., 1998).

Kemik, belli bir eşik altındaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir (Frost, 2004). Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerde farklılıklar göstermektedir. Gotfredsen ve diğerleri köpek mandibulasına yerleştirdikleri implantlar arasındaki ekspansiyon vidasını aşamalı olarak aktive ederek, implantlara lateral statik yükler uyguladıkları çalışmalarında, yükleme sonrasında, kontrol grubuna göre, yük uygulanan implantlar çevresinde daha yüksek yoğunluklu kemik oluşumunu ve kemik implant temasının daha fazla

mineralize olduğunu göstermişlerdir (Gotfredsen ve ark., 2001). Geng yaptığı literatür taramasında bir dental implantın, başarı veya başarısızlığında ana faktörün, implantın kuvvetleri çevre kemiğe iletme tarzı ve miktarının olduğunu vurgulamıştır (Geng ve ark., 2001).

Duyck ve ark. (2001) tavşan tibyaları üzerinde statik ve dinamik yüklemeler uygulayarak yaptıkları çalışmada, dinamik yüklemelerde implantlar çevresinde kemik rezorpsiyonları belirlerken, statik yüklenen implantlarda, çevre kemiğin korunduğunu ve kontrol grubuyla farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Araştırmacılar, bu çalışmaların kapsamında belirli bir değere kadar olan dinamik yüklemelerin kemik formasyonuna neden olabileceğini belirtmekle birlikte, aşırı dinamik yüklemelerin kemik deformasyonuna sebep olacağını, statik yüklemelerin ise deney kapsamında uygulanan kuvvet limitleri dahilinde zararlı olmadığı sonucuna varmışlardır. Ağız içerisinde bir implanta statik yük uygulamanın en tipik örneği pasif uyumu olmayan protetik üstyapılardır. Günümüzde kullanılan tekniklerde üstyapıların pasif uyumunun çoğu zaman mümkün olmadığı bilinen bir gerçektir (Sartori ve ark., 2004). Bazı araştırmacılara göre implant tedavisinin uzun dönem başarısı için pasif uyum ön şarttır (Jemt ve Lekholm, 1998). Ancak deneysel çalışmalar sadece protetik üstyapı uyumsuzluğu nedeniyle marjinal kemik rezorpsiyonu olmadığını, kemiğin bu tip yüklere toleransı olduğunu göstermektedir (Carr ve ark., 1996). Mevcut çalışmalarda implantta marjinal kemik kaybına neden olan aşırı yüklemenin niteliği ve niceliği hakkında bir görüş birliği yoktur.

2.5.2 Çiğneme kuvveti

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır (Ishigaki ve ark., 2003). Çeşitli araştırmalarda çiğneme sırasında implantlar üzerine değişen büyüklük, sıklık ve süre ile farklı yüklerin geldiği gösterilmiştir (Çizelge 2.1)

Çizelge 2.1. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen ortalama maksimum çiğneme kuvvetleri

<u>Yazar</u>	<u>Doğal diş</u> <u>Dental implantlar</u>	<u>Ortalama Maksimum</u> <u>Çiğneme Kuvveti</u>
Carr ve Laney (35)	Geleneksel Protez	59,6 N
	İmplant destekli protez	112,9 N
Van Eijden (36)	Kanin	469±85 N
	2.Premolar	563±99 N
	2. Molar	723±138 N
Braun ve diğ. (37)	Doğal diş	738±209 N
Mericske-Stern ve Zarb (38)	Tam protez- İmplant destekli protez	35-330 N
Fontjin-Tekamp ve diğ.(36)	İmplant destekli protez	
	Molar Bölgesi	50-400 N
	Kesici Bölge	25-170 N
Morneburg ve Proshchel (39)	Üç üyeli imp.destekli sabit prot.	220 N
	Anterior tek implant	91 N
	Posterior tek implant	129 N

Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır. Bununla birlikte implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde çiğneme kuvvetlerinde tekrar artış görülebilir (Carr ve Laney, 1987). Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişir (Braun ve ark., 1995; Dean ve ark., 1992).

2.5.3 İmplant ve protezin materyal özellikleri

Hidroksiapatit ve karbon gibi pek çok biyouyumlu materyal olmasına rağmen çiğneme kuvvetlerine dayanıklılıkları yeterli olmadığı için dental implant materyali olarak kullanılamazlar. Bu materyaller okluzal kuvvetlere maruz kaldıklarında içlerinde mikro çatlaklar oluşur ve korozyona uğrarlar. Aliminyumoksit gibi hem dayanıklı ve biyouyumlu materyaller ise kemiğe göre elastisite modülleri çok fazla (33 kat) olduğu için stresi kendilerinde toplar ve kemikte kullanmama atrofisi ile başarısızlığa neden olurlar. Buna “stres shielding” etkisi de denmektedir. İmplantın

artan çapı da (özellikle 6 mm'den fazla olan) aynı etkiye neden olur. Titanyum ve titanyum alaşımları ise biyo uyumlulukları ve dayanıklılıkları hem kendi içlerinde kırılmayacak kadar dayanıklı hem de çevre kemiğe kullanılmama atrofisine neden olmayacak kadar elastisite modülüne sahip (6 kat) olduğu ispatlanmış materyallerdir (Misch, 2005).

Puleo ve Nanci (1999) 'nin belirttiklerine göre bir biyomateryalin performansı iki bileşenden oluşur :

- 1.Konakçının implanta cevabı
- 2.Materyalin konaktaki cevabı.

Günümüzde yukarıda belirtilen 2 bileşeni de taşıyan implant materyali titanyumdur. Titanyum çok reaktif bir element olduğu için hava ile temas eder etmez nano saniye gibi çok kısa sürede üzeri 2–6 nm kalınlığında bir oksit tabaka ile kaplanır. Bu oluşan oksit tabakası sayesinde korozyona karşı direnç ve yerleştirildiği bölgede vücut sıvılarına ve proteinlere karşı afinite sağlanır. Yüzeyindeki titanyum oksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi kabul edilir (Wang ve Fenton, 1996; Brunski ve ark., 2000; Wataha, 1996). Bu oksit tabakası sayesinde materyalde korozyon olmadığı söylene de titanyumdan vücuda düşük oranlarda bazı elementlerin salınması söz konusudur. Frisken ve diğerleri koyun mandibulasına birer adet implant yerleştirdikten sonra diseke ettikleri bölgesel lenf nodülleri, akciğer, karaciğer ve dalakta ölçtükleri titanyum değerlerini implant yerleştirilmemiş kontrol grubunun değerlerine göre oldukça yüksek olduğunu göstermişlerdir ancak sonuçların istatistiksel olarak önemsiz olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmaya göre diğer bir önemli bulgu ise osseointegre olmamış implantların bulunduğu koyunlardaki titanyum oranlarının daha fazla olmasıdır. Araştırmacılar ortopedik implantlara göre çok küçük olan dental implantlardaki korozyonun ihmal edilebilir düzeyde olduğunu söylemektedirler (Frisken ve ark. 2002).

Dental implantlarda kullanılan titanyum saf veya alaşımlar olmak üzere 2 formda olabilir. Titanyum alaşımlarından Titanyum-alüminyumvanadyum(Ti-6AL-4V)

mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyo-uyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerden birisidir. Alaşımdaki alüminyum materyalin dayanıklılığını arttırıp yoğunluğunu azaltırken, vanadyum korozyon direncini arttırmaktadır (Wataha, 1996; Wang ve Fenton, 1996).

Çizelge 2.2. Farklı titanyum sınıflarının ve bir alaşımının fiziksel özellikleri

Materyal özellikleri	Sınıf-1	Sınıf-2	Sınıf-3	Sınıf-4	Ti-6Al-4V
Çekme Dayanıklılığı (MPa)	240	345	450	550	930
Akma Dayanımı (MPa)	170	275	380	483	860
Elastisite Modülü (GPa)	103	103	103	103	113

Mailath ve ark. (1989) kullanılan implant materyalinin elastisite modülünün en düşük 110.000 MPa olması gerektiğini öne sürmüşlerdir.

Aynı geometriye sahip protetik üstyapılardan yüksek elastisite modülüne sahip üstyapı ile düşük elastisite modülüne sahip üstyapı karşılaştırıldığında yüksek rijiditeye sahip protezlerin kemik-implant ara yüzüne daha az stres ilettiğini söyleyen araştırmalar vardır (Benzing ve ark., 1995; Stegaroiu ve ark., 1998). Bununla beraber iletilen stresin kullanılan materyalin elastisite modülüyle değişmediğini söyleyen çalışmalar da vardır (Hobkirk ve Psarros, 1992; Cibirka ve ark., 1992).

2.5.4 İmplant yüzey özellikleri

Günümüzde implant yüzeyleri en çok titanyum veya hidroksi apatit ile yüzey işlemlerine tabi tutulmaktadır. Bu yüzeyin en büyük avantajı olarak yüzey pürüzlülüğünün artması ile birlikte fonksiyonel yüzey alanının artmasıdır. Bu etki farklı araştırmacılar tarafından incelenmiştir (Castellani ve ark., 1999; Sauberlich ve ark., 1999). Pürüzlendirilmiş titanyum yüzeylerinde implant ve kemik yüzeyi arasında mikro mekaniksel bir kilit olduğu ve bu yüzeylerde kemik gelişiminin daha hızlı olacağı öne sürülmüştür. Iamoni ve diğerleri yarısına kadar hidroksiapatitle

kaplanmış özel implantları insan retromolar bölgelerine yerleştirip 1, 3, 6 ve 12. aylarda yüzeylemelerinde oluşan kemik temasını incelemişlerdir. Hidroksiapatit kaplı alanlarda daha yüksek oranda kemik teması olduğunu göstermişlerdir (Iamoni ve ark., 1999). Pürüzlü implantlarda implantı geri çıkarmak için gerekli tork değeri daha yüksektir (Klokkevold ve ark., 1997; Wennerberg ve ark., 1995). Buser ve diğerleri elektro polisaj uygulanmış, orta boyutta taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, büyük boyutta taneciklerle kumlanmış, büyük boyutlu taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, titanyum plazma kaplanmış ve hidroksiapatitle kaplanmış altı farklı yüzey özelliğine sahip implantı karşılaştırdıkları çalışmalarında en fazla kemik temasının en pürüzlü implant yüzeyinde olduğunu göstermişlerdir (Buser ve ark., 1991).

Carr ve diğerleri implantı yerinden çıkarıcı tork değerlerinin belirlenmesi yöntemiyle maymunlarda yapmış oldukları çalışmada maksimum tork değerlerini titanyum plazma kaplı implantlarda, 138,8 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 74,2 Ncm bulmuşlardır (Carr ve ark., 1997). Klokkevold ve diğerleri aynı yöntemle tavşanlarda mini implantlarda yapmış oldukları çalışmada, asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerinden çıkarıcı ortalama tork değerini 20,5 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 4,95 Ncm bulmuşlardır (Klokkevold ve ark., 1997).

Gotfredsen ve diğerleri tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada 5 farklı yüzey özelliğine sahip titanyum implantları kullanmışlardır. Çalışmada yüzey özellikleri ile geri çıkarma tork değerleri arasında doğrudan ilişki olduğu görülmüştür (Gotfredsen ve ark., 2000). O'Sullivan ve diğerleri insan kadavraları üzerinde yaptıkları çalışmada primer stabilitenin implant makro geometrisi ile değişebileceğini göstermişlerdir (O'Sullivan ve ark., 2000).

Cochran ve arkadaşları yaptıkları klinik çalışmada yüzey modifikasyonlarının kemik implant temas oranını arttırdığını ve cerrahi sonrası iyileşme süresini kısalttığını göstermişlerdir (Cochran ve ark., 2002).

Bununla birlikte implant yüzey pürüzlülüğünün kemik-implant birleşiminde çok büyük etkisi olmadığına dair çalışmalar da vardır (Caulier ve ark., 1997; Jansen ve ark., 1993).

2.5.5 İmplant-kemik ara yüzeyi

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. Tam implant-kemik teması(osseointegrasyon)
2. Fibröz doku implant ilişkisi

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade eder ve sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modele edilmezler.

Klinik çalışmalar, zaman içerisinde implantlar çevresinde kret tepesinde kemik kaybı olduğunu göstermektedir(Quirynen ve ark., 1992). Albrektsson ve ark. (1986) fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1,2 mm'ye kadar, bunu takip eden yıllarda ise 0,2 mm'ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bu limitleri aşan kemik kaybı patolojik olarak kabul edilmiş ve plak birikimi veya aşırı okluzal kuvvetler nedeniyle oluştuğu öne sürülmüştür (Quirynen ve ark., 1992; Gotfredsen ve ark., 2000; O'Sullivan ve ark., 2000; Cochran ve ark., 2002; Caulier ve ark., 1997; Jansen ve ark., 1993; Block ve ark., 1996).

2.5.6 Çevreleyen kemiğin yoğunluğu

Dişsiz alandaki kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üstyapının yüklenmesi aşamasında belirleyici bir faktördür (Misch, 2005).

Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için çevreleyen implantı kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olması yeterli değildir aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (Misch, 1990; van Steenberghe ve ark., 1990; Adell ve ark., 1981; Jaffin ve Berman, 1991; Fugazzotto ve ark., 1993; Friberg ve ark., 1991; Engquist ve ark., 1988). Adell yaptığı 15 yıllık klinik gözlemede mandibuler anterior bölgedeki implantları maksiler anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur (Adell ve ark., 1981). En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksillada bulunmuştur (Block ve ark., 1996). Truhlar ve diğerleri 2217 implant üzerinde yaptıkları periotest ölçümlerinde en düşük değerleri tip IV kemikte bulmuşlardır (Truhlar ve ark., 1997).

Sennerby ve diğerleri tavşanlarda yaptıkları bir çalışmada, sadece üç yivi ile kortikal kemiğe stabilize edilen bir implantın, tamamen trabeküler kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant-kemik teması sağladığını, ayrıca bu implantı yerinden çıkarıcı kuvvetlerin daha yüksek olduğunu göstermiştir (Sennerby ve ark., 1992).

Jaffin ve Berman (1991) 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişler. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir.

Sevimay ve ark. (2005) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında D1 ve D2 kemikte stres dağılımını D3 ve D4 kemiğe göre daha homojen bulmuşlardır.

Ağızda görülme yerlerine göre en dens kemik anterior mandibulada en pöröz kemik ise maksiler posterior bölgede gözlenir. Bununla birlikte kemik yoğunluğu hastanın dişsiz kaldığı süreye, dişlerin çekiminden önce veya sonraki parafonksiyonel alışkanlıklarına, kas ataçmanlarına, hastanın sistemik durumuna ve hormonal etkilere bağlı olarak değişebilir (Misch, 2005).

2.5.6.1 Kemik sınıflandırmaları

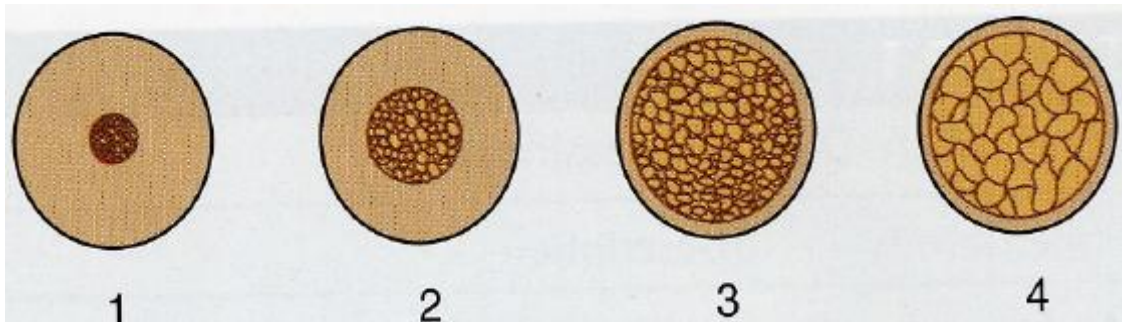
Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb (1985) sınıflandırması diğeri ise Misch (1995) sınıflandırmasıdır. Lekholm ve Zarb sınıflandırmasına göre kemik 4 değişik kaliteye sahiptir;

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: İnce kortikal kemiği çevreleyen pöröz (düşük yoğunlukta) kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 2.11. Lekholm ve Zarb'ın Kemik Yoğunluğu Sınıflandırması

Misch sınıflandırması;

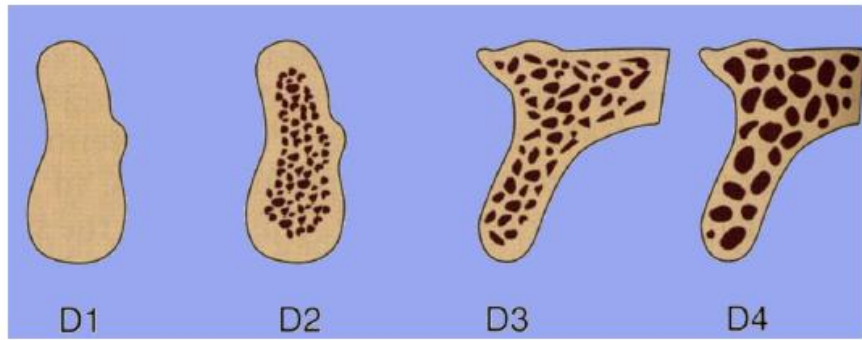
D 1 kemik: : Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışız anterior mandibulada bulunur

D 2 kemik: Kret tepesinde yoğun kalın poröze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D 3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D 4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemiğin tamamı ince spongiöz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur

D 5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.



Şekil 2.12. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflandırması

2.5.6.2 İmplant makro geometrisi ve kemik yoğunluğu ilişkisi

Kemik yoğunluğu azaldıkça kullanılan implantın fonksiyonel yüzey alanı arttırılmalıdır. Bu ise implant sayısının arttırılması, implant çapı ve uzunluğunun arttırılması veya implant makro geometrisinin değiştirilmesi ile mümkündür. Tip IV kemikte fonksiyonel yüzey alanı diğer tüm koşullar aynı iken V şekilli yive sahip implanta göre daha fazla olan kare şekilli yiv formuna sahip implantlar kullanılabilir. Tip I kemikte ise cerrahinin de daha kolay olması için V şekilli yiv formuna sahip implantlar tercih edilebilir(Misch, 2005). Ayrıca kemik yoğunluğu düştükçe fonksiyonel yüzey alanı yüzeyi hidroksi apatit ile işlenerek arttırılmış implantlar tercih edilebilir (Engquist 1988).

Benzer çalışmalar:

Dental implantların statik gerilme analizleri, mikro hareketlilikler ve implant yüzey kaplamaları ile ilgili literatürde konumuz ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Bunların arasından kısa bir literatür analizi yapacak olursak; Oğuz Kayabaşı ve arkadaşları (2006) dental implantların temsili çene kemiği üzerinde sonlu eleman analizlerini yaparak sadece statik olarak değil dinamik ve yorulma analizlerini de yapmışlardır. Bu çalışmalarda implantların abutment bağlantı noktasında gerilmelerin yoğunlaştığı görülmektedir. Barış Şimşek ve arkadaşları (2006) farklı implant uzaklıklarının implantlar üzerindeki gerilmelere etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelemiştir. Sawako Yokoyama ve arkadaşları (2005) yapmış oldukları çalışmada, tamamen dişsiz insan çenesi üzerinde farklı üst yapılar oluşturarak gerilme analizleri yapmış ve birden fazla veya tek üst yapının daha faydalı olduğunu gözlemlemiştir. George S.B. Sandor ve arkadaşları (2010) insan çenesini 3 boyutlu olarak tasarlayarak sonlu elemanlar metodu yardımı ile farklı kemik miktarlarına implantların verdiği tepkiyi incelemiştir. Ömer Lütfi Koca ve arkadaşları (2005) implantların çene kemiği üzerine yerleştirildiği bölgelerin dayanımına etkisini incelemiştir. . Bu çalışma çene kemiğinin çeşitli yerlerinde implant kullanımının deformasyona etkisini sonlu eleman yöntemleriyle ele almıştır. Angel Alvarez ve arkadaşları (2009) alt çene modeli üzerinde kemiğin anizotropisini dikkate alarak değişik mekanik yükelemler altında sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Jie Yanga ve arkadaşı Hong-Jun Xiang (2007) fonksiyonel derecelendirilmiş biyomateryaller (FGBM) den oluşan dental implantların biyomekanik davranışlarını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yardımı ile analiz etmişlerdir. N. Djebbar ve arkadaşları (2010) Sonlu elemanlar yöntemi kullanarak dental implant üzerindeki stres dağılımını farklı yükleme yönleri altında gözlemlemiştir. L. Le Gu'ehennec ve çalışma arkadaşları (2007) ortaya koydukları makalede canlı kemik dokusu ile fonksiyondaki titanyum implant malzemesi arasında, 100 büyütmede ışık mikroskopunda gözlenen direk temas olan osseointegrasyonun hızlı olanı için yüzey işlemlerini incelemiştir. Luigi Baggi ve ekibi (2008) osseointegre edilmiş dental implantların nümerik olarak 3 boyutlu düzlem üzerinde sonlu elemanlar yöntemi ile gerilme

analizini yapmışlardır. M. Sevimay ve arkadaşları (2005) ise implant uygulaması sırasında kullanılan kemiklerin kalitesinin gerilim dağılımına etkisini sonlu elemanlar yöntemi ile analiz etmişlerdir.

Yapılan bu çalışmalar neticesinde gerilmelerin yoğun olarak implant abutment bağlantı noktalarında olduğu gözlemlenmiştir. Uzun süredir implantların tasarımında çeşitli değişiklikler yaparak bu bölgede oluşan mikro hareketliliklerin giderilmesi amaçlanmaktaydı fakat çene kemiği kaybını önleyecek uygun implant tasarımları yapılamamıştı.

Yukarıdaki bilgilerin doğrultusunda bu çalışmada çene kemiği kaybını azaltacak implantlar ile gerçeğe en yakın alt çene ve üst çene modeli tasarlanarak bunların sonlu elemanlar analizi yapılmıştır.

3 MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 İmplant Modellenmesi

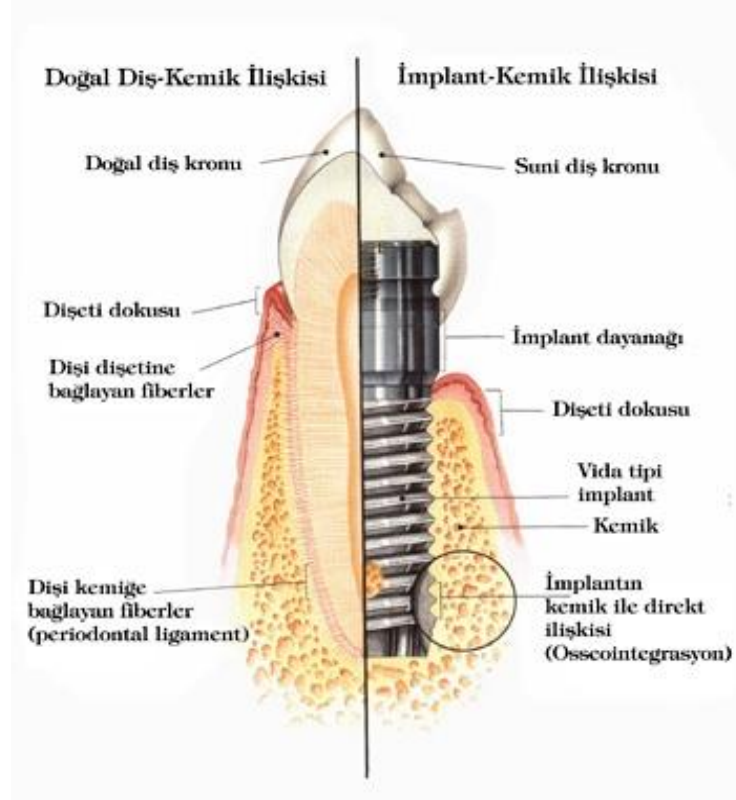
Günümüzde diş implantları, tartışmasız olarak doğal dişlere en iyi alternatiftir. Geleneksel köprü ve protezlere göre daha iyi konuşma ve çiğneme fonksiyonu sağlarken, yüzünüzde doğal bir görünümü de beraberinde getirir.

Bugün implantın, 21. yüzyılda üzerinde en çok çalışılacak olan diş tedavi şekli olduğu anlaşılmaktadır. Doğru teşhis, yeterli bilgi, tecrübe ve ekipmanla uygulandığında diş implantı, hasta ve hekim açısından başarılı sonuçlar verebilen bir tedavi şeklidir.

Kısaca implant, eksik olan dişlerin fonksiyon ve estetiğini tekrar sağlamak amacıyla çene kemiğine yerleştirilen ve uygun malzemedен yapılan yapay diş köküdür. (*implant=implantat=implantate=çakma diş=vidalı diş=vida diş*)

Seri kullanıma girdikten sonra değişik implant tipleri üretilmiştir. Ancak günümüzde en popüler olan implant tipi 'vida' şekilli olanlardır.

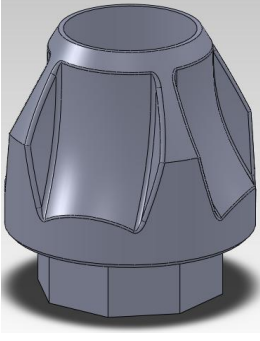
İmplant vidaları belirli kalınlığı ve genişliği olan yapılardır. Bu nedenle implant konulması öngörülen bölgede, çene kemiğinin, bu implant vidasını kabul edecek yükseklik ve genişliğe sahip olması gerekmektedir. Varolan kemiğin kalitesi de implant başarısını etkileyen faktörlerden birisidir. Ayrıca tedaviden önce ve implant ağızda kaldığı sürece dişetlerinin tamamen sağlıklı olması gerekmektedir. Hastanın genel sağlık durumu iyi olduğu sürece implant uygulamasını engelleyecek bir üst yaş limiti yoktur ancak kemik gelişimi tamamlanmamış çok genç hastalara uygulanması tercih edilmeyebilir. Aşağıdaki implant ile normal diş kökü arasındaki değişimi gösteren bir şekil gösterilmiştir.



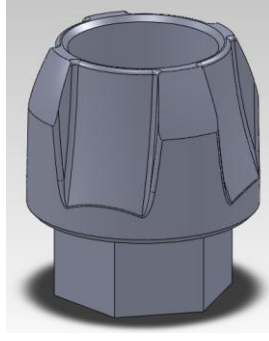
Şekil 3.1. İmplant-normal diş kökünün karşılaştırılması

Diş tedavisi amaçlı kullanılan implant çeşitleri SolidWorks 2010 programı kullanılarak tasarlandı. Programda 3 çeşit implant modeli ele alındı. Bunlar arka, orta, ön implantlar ve bunların iç vidaları ile abutmentlerinden oluşmaktadır.

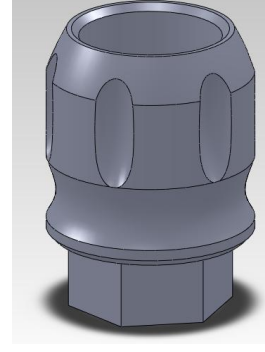
- a) İmplant : Yapay olarak yapılmış dişin kökü görevini görecek olan metal parça.
 - b) İç vida : İmplant ile abutmenti birbirine bağlayan vidadır.
 - c) Abutment : Dental implantı oluşturan abutment kısmı, dişin uyguladığı kuvvetin etkisi ile oluşan mikro hareketlilikleri engellemek için implanta montaj edilen kısmı altıgen şekilli ve yanlarda ovalsi çıkıntılar bulunmaktadır.
- Aşağıdaki şekillerde diş tedavisinde kullanılan dental yöntemi oluşturan parçalar gösterilmiştir



a-Azı diş abutmenti

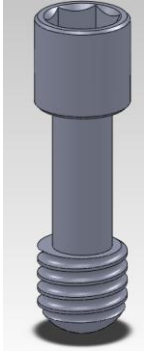


b-Küçük azı diş abutmenti

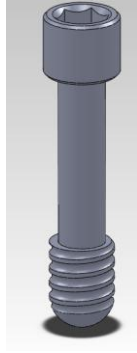


c-Ön diş abutmenti

Şekil 3.2 Dental abutmentler



a-Azı diş iç vidası

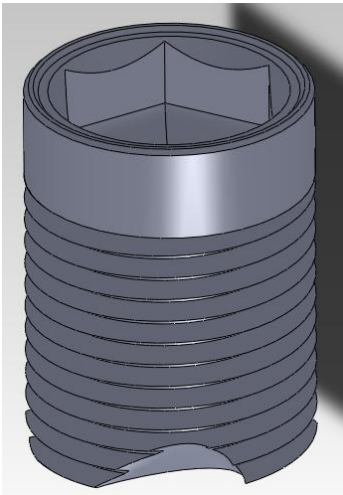


b- Küçük azı diş iç vidası

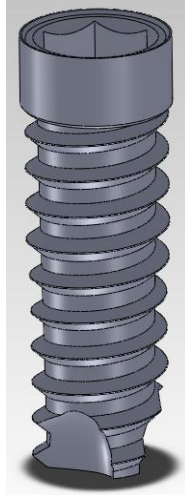


c- Ön diş iç vidası

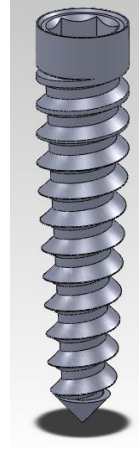
Şekil 3.3. Dental implant iç vidaları



a-Azı diş implantı



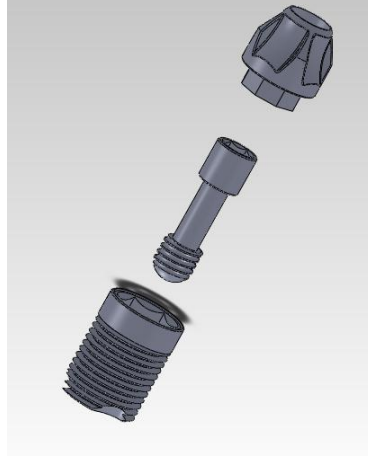
b-Küçük azı diş implantı



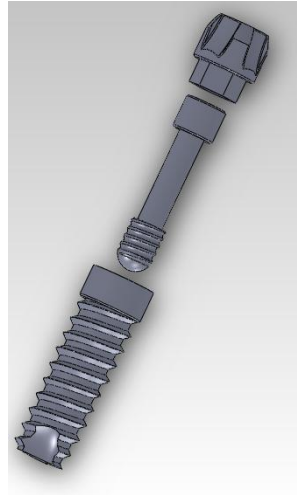
c-Ön diş implantı

Şekil 3.4. Dental implantlar

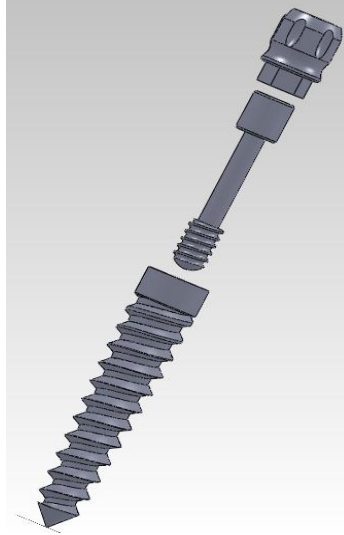
Şekil 3.2' de her bir implant modelimiz için tasarladığımız abutmentler görünmektedir. Abutmentlerin tasarımında bağlantı noktalarına özellikle dikkat edilmiştir. Şekil 3.3' de de dental implantlar ile abutmentlerin bağlantısını sağlayan iç vida tasarımları yer almaktadır. Dental implantların en önemli kısmı olan ve etrafında kemik oluşumunun hızlı olması için bir çok çalışma yapılan vida kısmı ise Şekil 3.4' de her bir tasarım için görülebilir. Şekil 3.5, Şekil 3.6 ve Şekil 3.7' de tasarlanan 3 implant çeşidinin SolidWorks 2010 programında patlatma görünümü kullanılarak parçalanmıştır. Şekillerde görülen parçalar daha sonra SolidWorks 2010 programındaki alt ve üst çene modellerine montaj edilerek analize tabi tutuldu. Bu analizler neticesinde ise yapmış olduğumuz tasarımların ne gibi avantaj ve dezavantajlara sahip olduğu incelendi.



Şekil 3.5. Azı diş implantı iç vidası ve abutment



Şekil 3.6. Küçük azı diş implantı iç vidası ve abutment



Şekil 3.7. Ön diş implantı, iç vidası ve abutmenti

Komşu doğal diş ve implantlarla arasında güvenli bir kemik desteği ve bukkal-vestibül, lingual- palatinal bölgelerde de en az 1mm kemik kalmak şartı ile en uzun ve en kalın implantlar tercih edilmelidir. Bu sebepten dolayı çeşitli uzunlukta ve çaplarda implantlar tasarlandı.

3.2 Alt Çene ve Üst Çenenin Modellenmesi

Çalışmamızın en önemli kısmını oluşturan alt ve üst çene modellemesinde bilgisayarlı tomografiden faydalanılmıştır. Hastanın alt çene ve üst çenesini içeren Bilgisayarlı Tomografi (BT), [CT (Computed Tomography)] temin edilerek Mimics programına aktarıldı. Kullanmış olduğumuz BT görüntüsü Şekil 3.8’ de görülebilmektedir. Çalışmada kullanılan alt çenenin bir diğer görüntüsü ise Şekil 3.9’ da sunulmuştur. Bir tersine mühendislik programı olan Mimics vasıtası ile bu tomografiden bizim işimize yarayan alt ve üst çene kısımları çıkartılarak 3 boyutlu ortama aktarıldı. Mimicsteki kafatası alt çene (mandible) ve üst çene (maxilla) çıkarma işlemi yapılarak “.stl” formatında kayıt edildi. “.stl” formatındaki alt çene ve üst çene modeli üzerine implantların ve protezin yerleştirilebilmesi için yüzey (surface) işleme yapılarak SolidWorks 2010 programına aktarıldı.

Elde ettiğimiz “.stl” formatı SolidWorks 2010 programında açılmasına rağmen herhangi bir işleme olanağı vermediğinden Rapid XOR adlı program kullanılarak yüzey işleme yöntemi ile SolidWorks 2010 da kullanılabilir hale getirildi. Rapid

XOR ile yüzey işleme yapıldıktan sonra SolidWorks 2010 programında, daha önce tasarladığımız implantları yerleştirme imkanına sahip olundu.

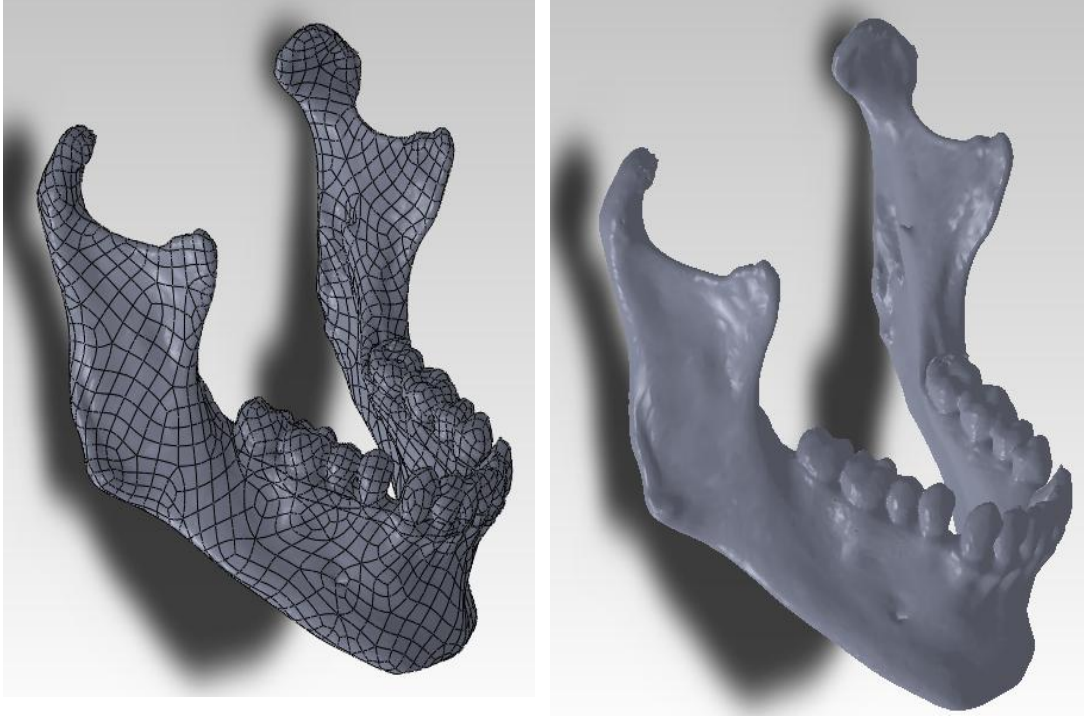


Şekil 3.8. Üç boyutlu bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılarak taranmış olan kafatası örneği. Bu görüntü bilgisayarlı tomografik kesitlerden birleştirilerek oluşturulmuş olan baş boyun bölgesi görüntüsü



Şekil 3.9. BT Kullanılarak taranmış olan modelden alt çenenin ayrılması

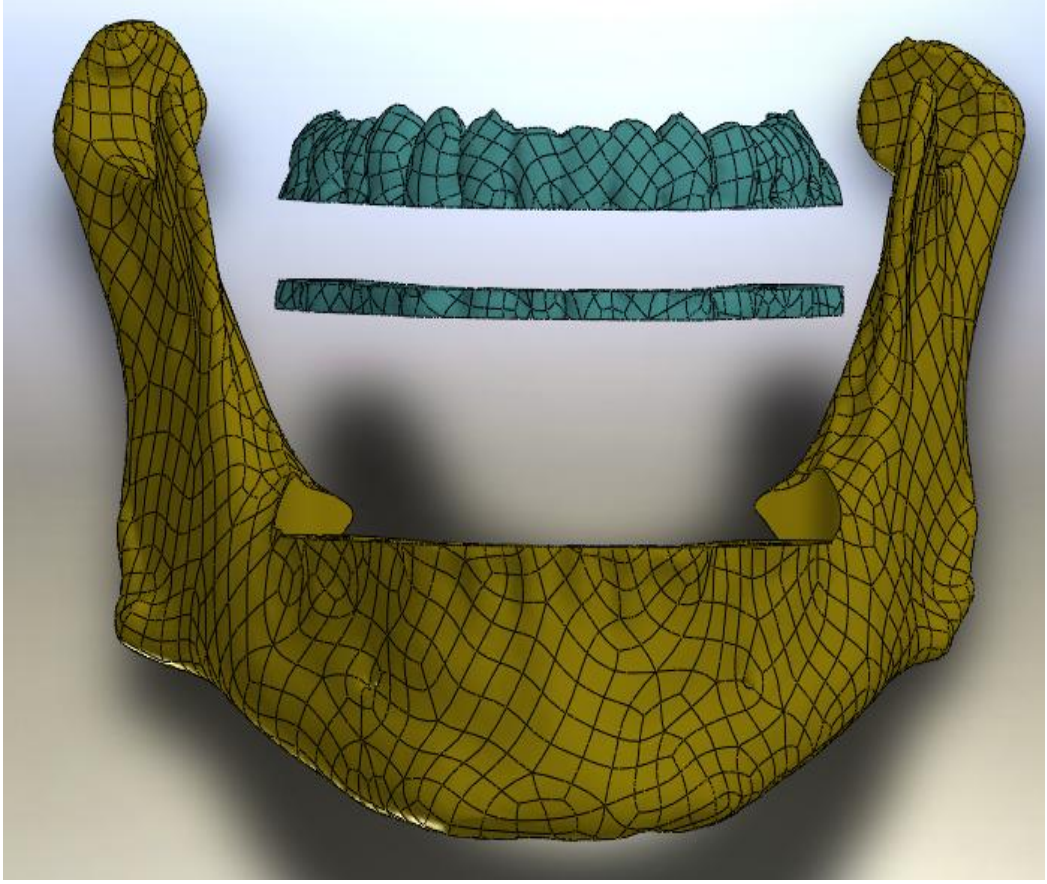
SolidWorks ortamına aktarılmış olan alt çene modelini Şekil 3.10' da görebiliriz.



Şekil 3.10. Alt çenenin SolidWorks 2010 programına aktarıldıktan sonraki görünümü

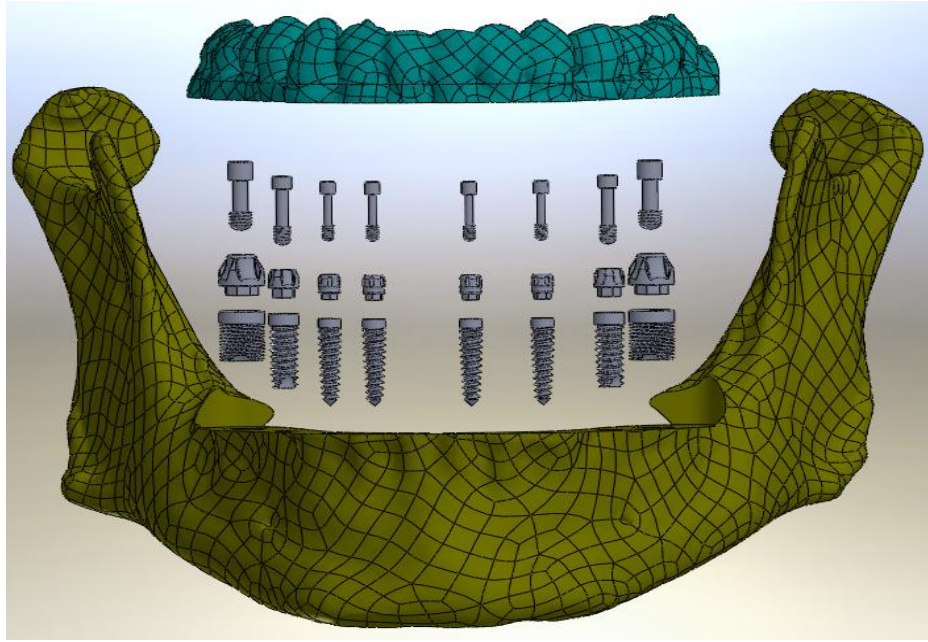
3.3 Alt Çeneye Dental İmplantların Montajlanması

SolidWorks 2010 programı ile alt çenenin diş kısımları Ekle → Referans Geometri → Düzlem kısmında çeşitli düzlemler oluşturularak çeneden 2 parça halinde ayrıldı. (Şekil 3.11)

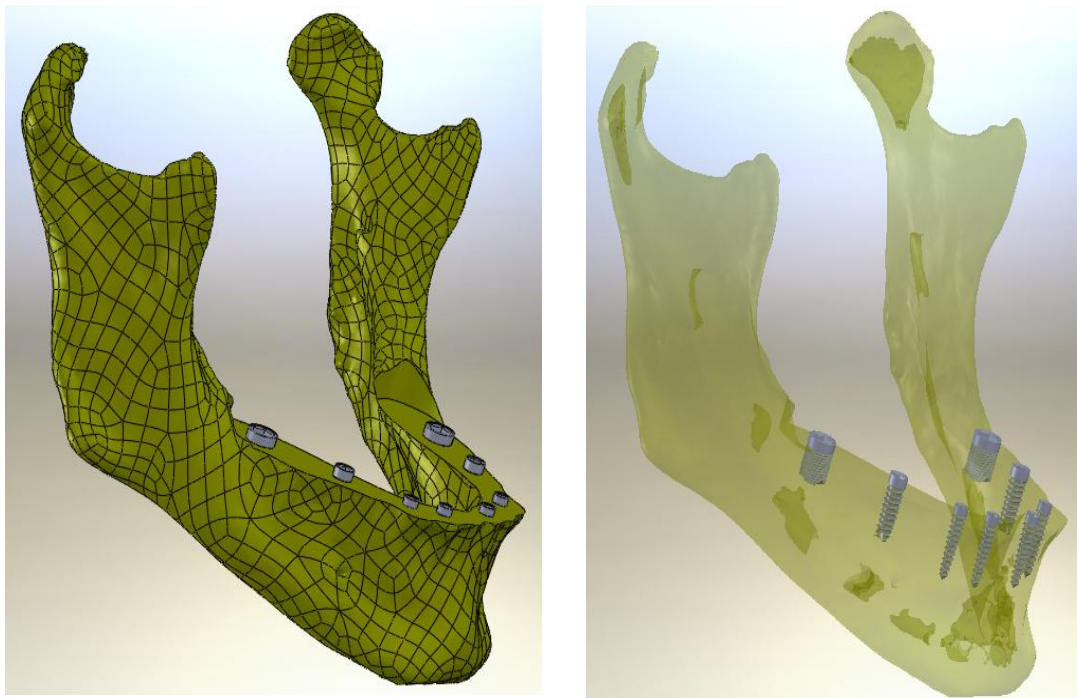


Şekil 3.11. Alt çenenin SolidWorks 2010 ortamında dış kısmından ayrılması

Düzlem ile ayrılan çene kemiğine implantların yerleştirilmesi işlemine geçildi (Şekil 3.12). Daha sonra alt çeneye tasarlanan implant modelleri klinik uygulamalarda en çok implant planlanan bölgelere uygun çap ve boyutlarda implantlar yerleştirildi. (Şekil3.13)



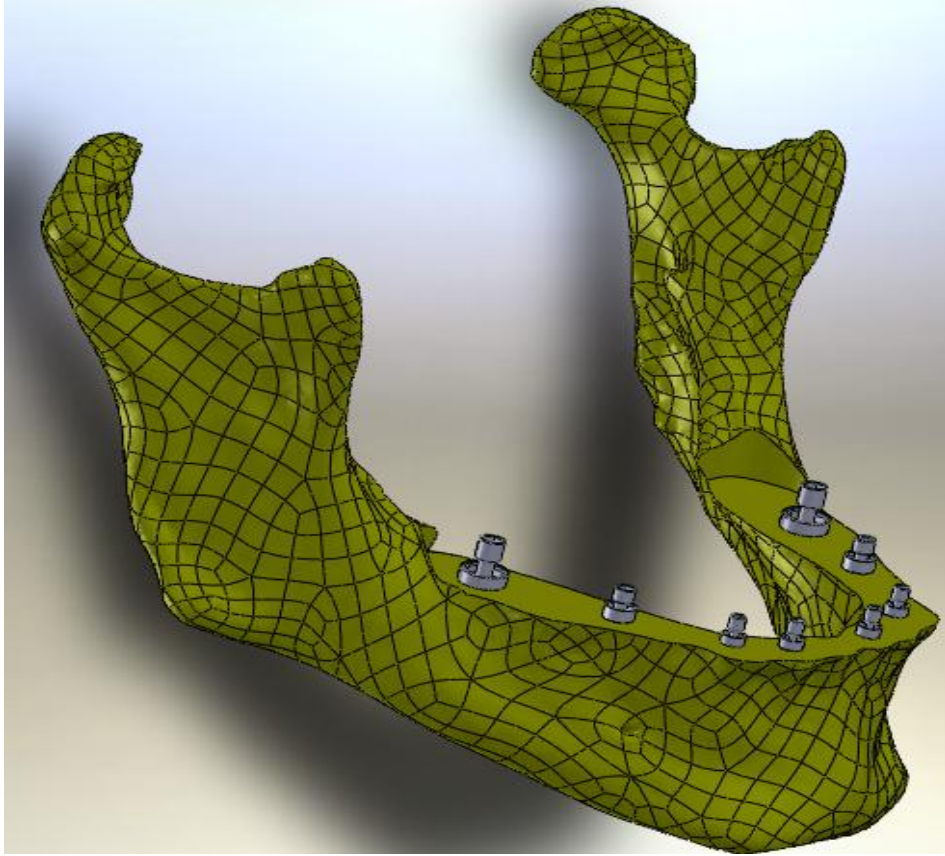
Şekil 3.12. Alt çeneye farklı çap ve boyutlarda implantların yerleştirilmesi



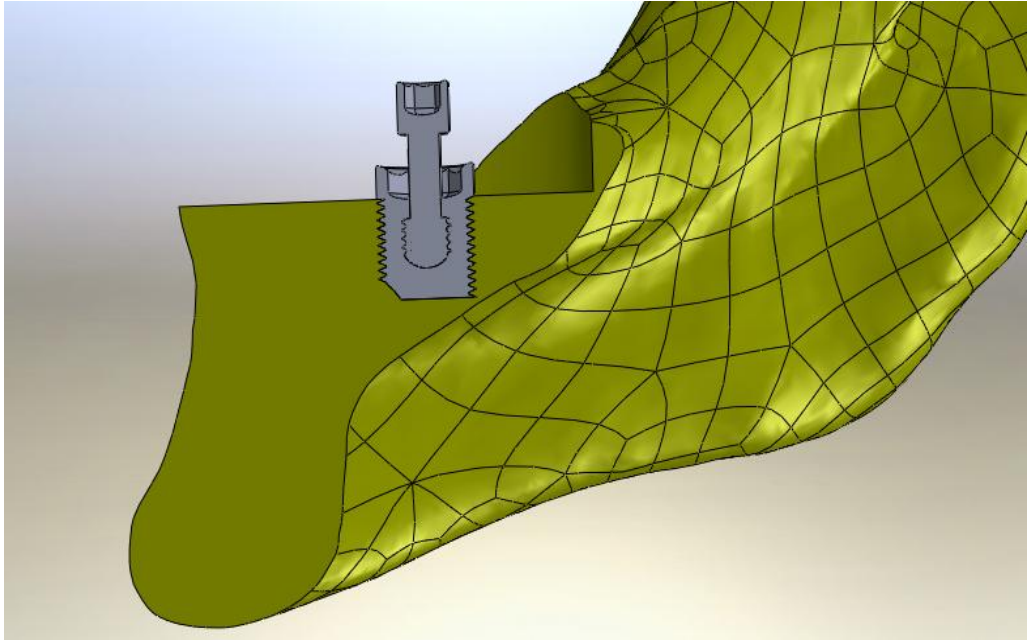
Şekil 3.13. Solidworks 2010 programı ile dental implantların alt çeneye monte edilmesi

SolidWorks 2010 programında çizilmiş olan implantlar alt çeneye delinen deliklere Ekle→Montaj İlişkisi sekmesinden yararlanılarak montaj edilmiştir. Öncesinde ise Cavity komutu ile her bir implant için çene kemiğinde gerekli boşluklar oluşturulmuştur. Çenedeki delikler ile ilgili implantın yüzeyi seçilerek montaj işlemi

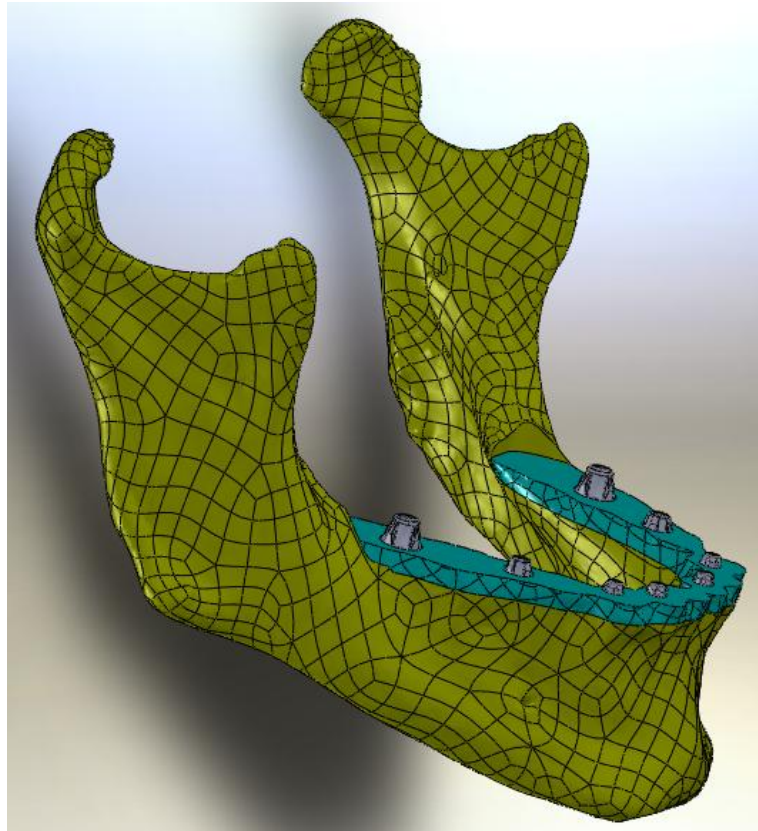
tamamlanmıştır. Montaj işlemi sırasında öncelikle alt çeneye vidalar monte edilmiştir (Şekil 3.14). İç vidaların alt çeneye montaj edilmiş halinin sağ ve sol taraftan kesit görüntüsünü Şekil 3.15 ve Şekil 3.17’de görebiliriz. Sonrasında ise abutmentler eklenerek implantların montajı tamamlanmıştır (Şekil 3.16).



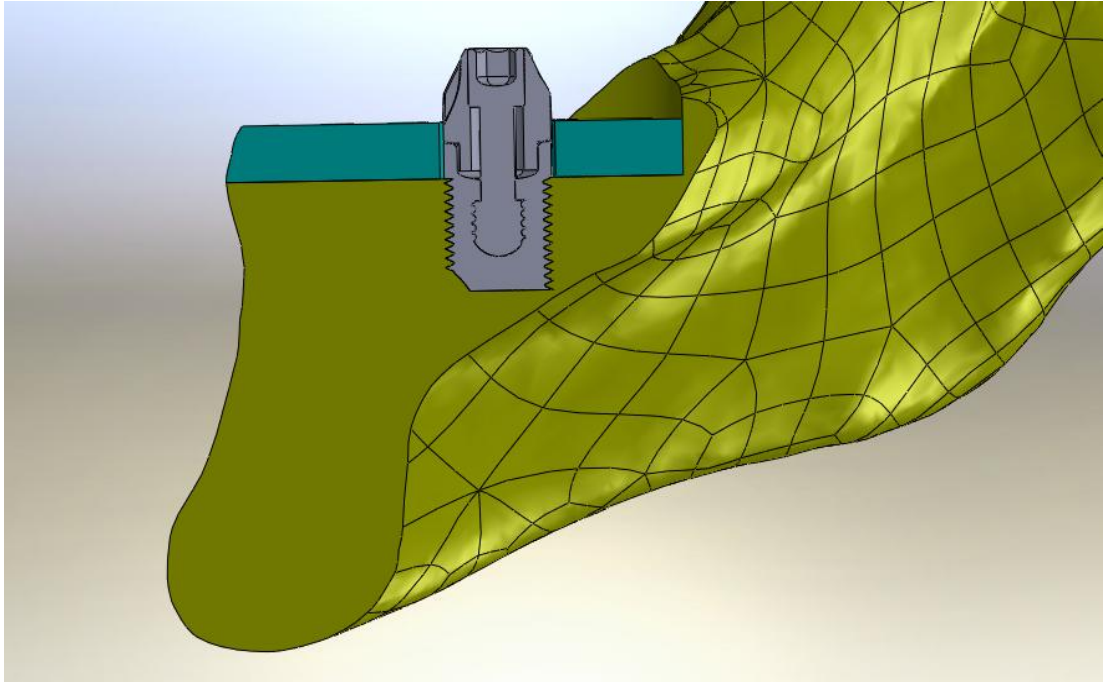
Şekil 3.14. İç vidaların alt çenedeki implantlara yerleştirilmesi



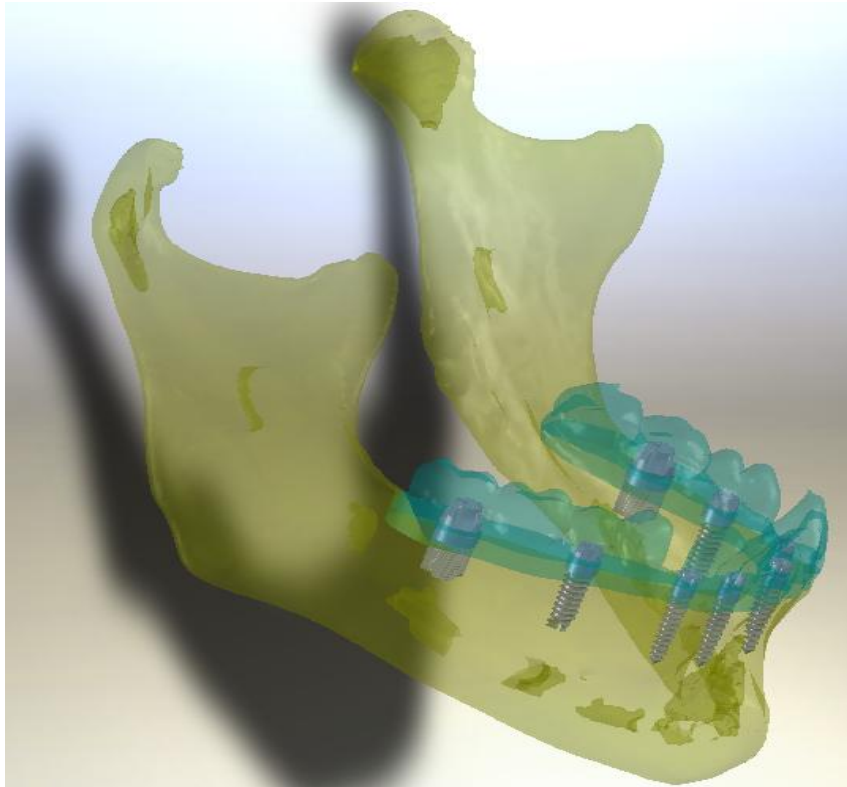
Şekil 3.15. Alt çenedeki sağ arka dişe takılmış olan implant ve iç vidanın kesit görünümü



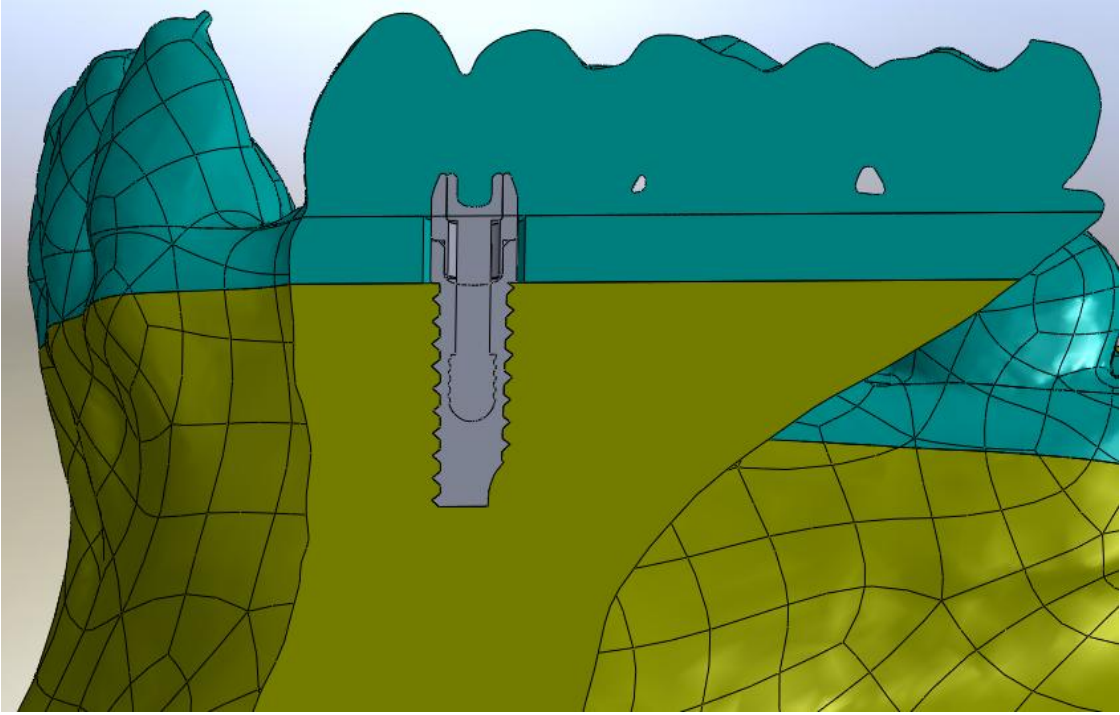
Şekil 3.16. Alt çeneye SolidWorks2010 programında abutmenlerin eklenmesi



Şekil 3.17. Alt çenedeki sağ arka dişe takılmış olan implant, iç vida ve abutmentin kesit görünümü



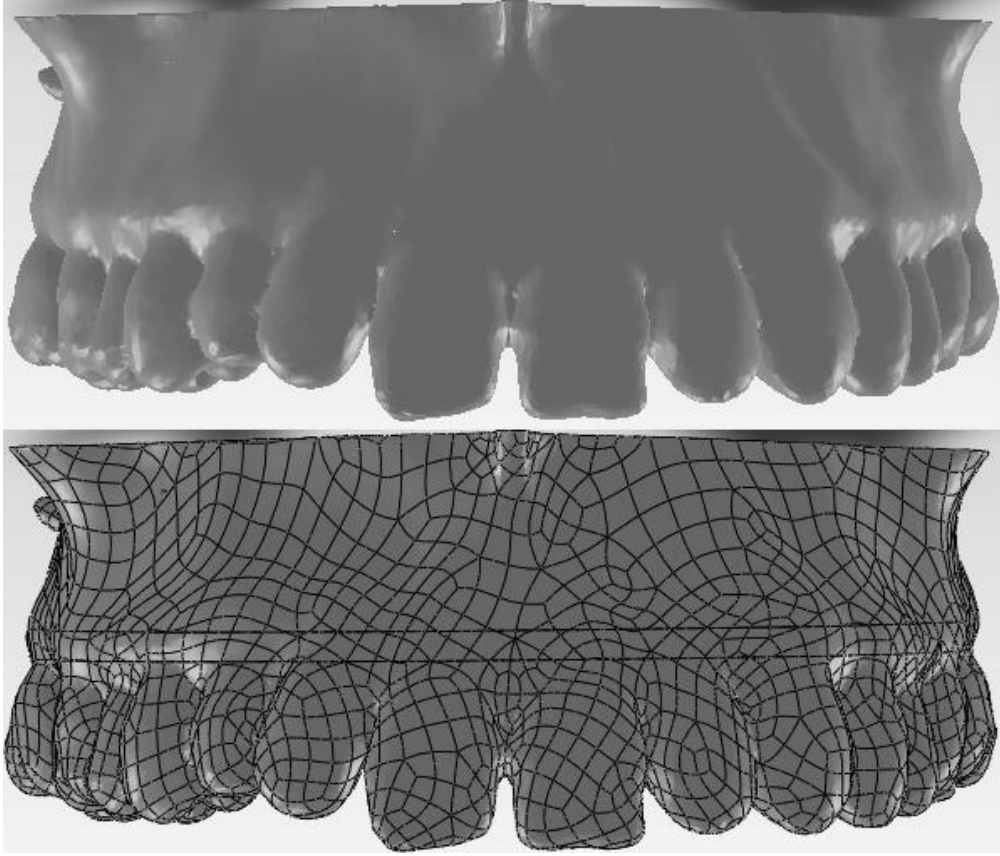
Şekil 3.18. Alt çeneye SolidWorks 2010 programında montajlanan 8 tane dental implant takımının şeffaflaştırılmış görüntüsü



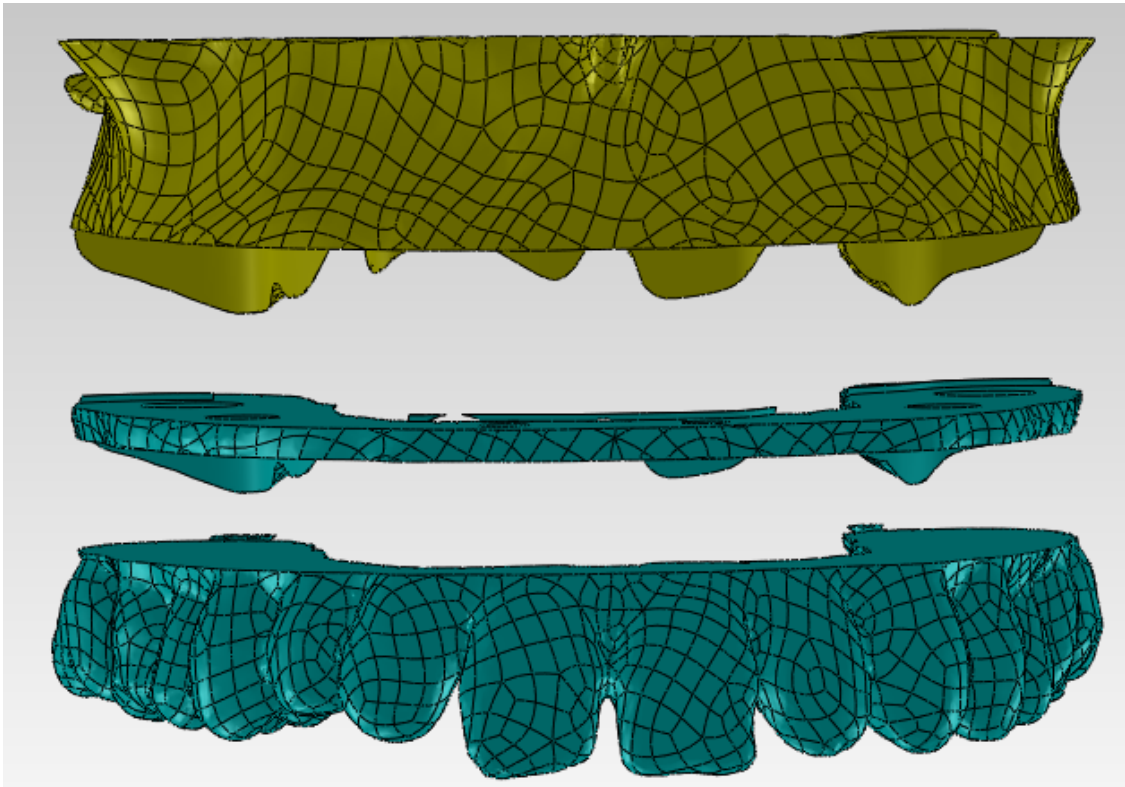
Şekil 3.19. Alt çeneye monte edilmiş implant, iç vida ve abutmentin SolidWorks 2010'daki kesit görünümü

3.4 Üst Çeneye Dental İmplantların Montajlanması

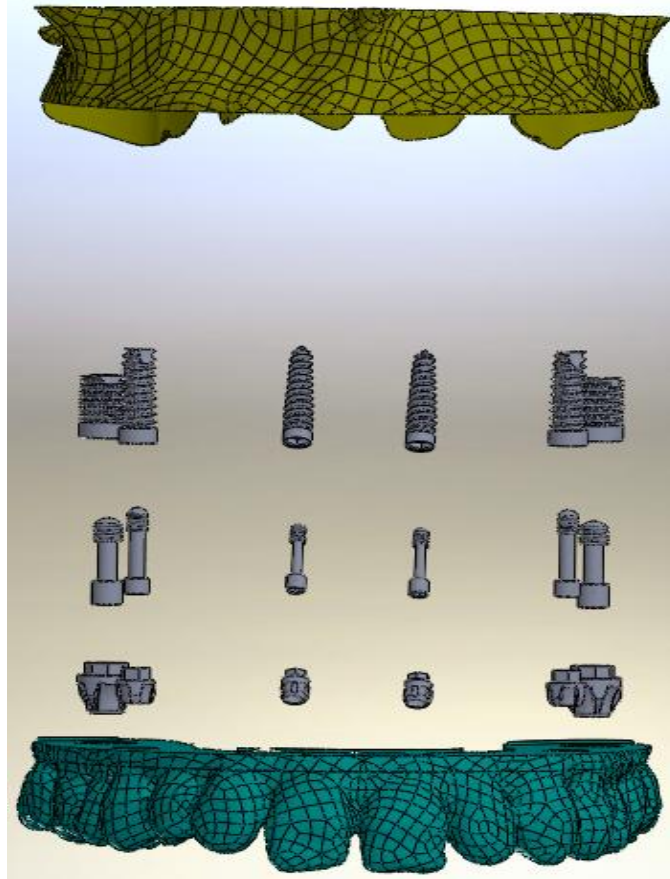
Aynı şekilde BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile taranan kafatasından ayrılan üst çene modeli Mimics programı yardımı ile “.stl” formatında kayıt edilip Rapid XOR programında yüzey işleme yapıldıktan sonra SolidWorks 2010 ortamında işlenebilir hale getirilmiştir. Yüzey işleme süreci sonrasında elde edilen üst çene modeli Şekil 3.20’ de gösterilmiştir. Düzlem ile üst çeneden diş kısmının ayrılması işlemini Şekil 3.21’den gözlemleyebiliriz.



Şekil 3.20. Üst çenenin SolidWorks 2010 programına aktarıldıktan sonraki görünümü

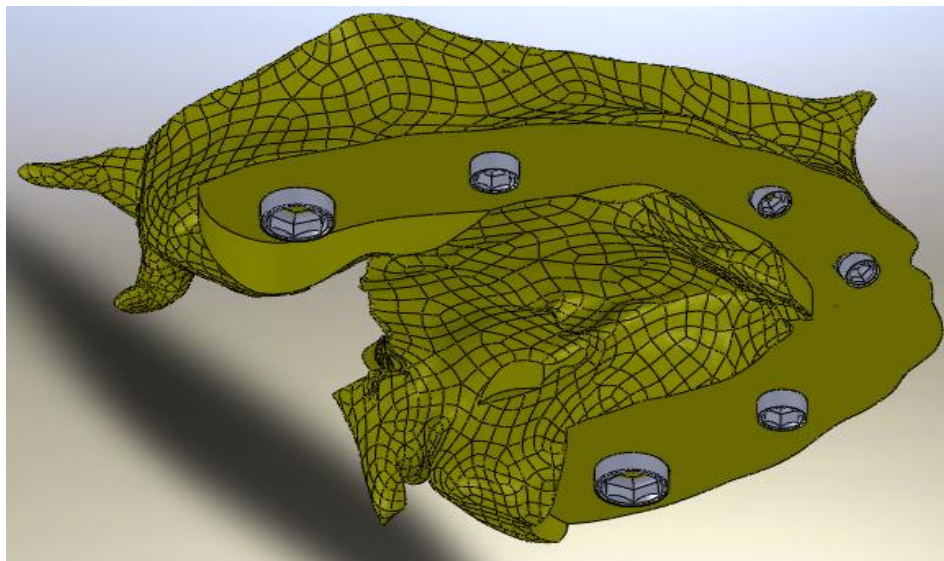


Şekil 3.21. Üst çenenin SolidWorks 2010 ortamında diş kısımdan ayrılması

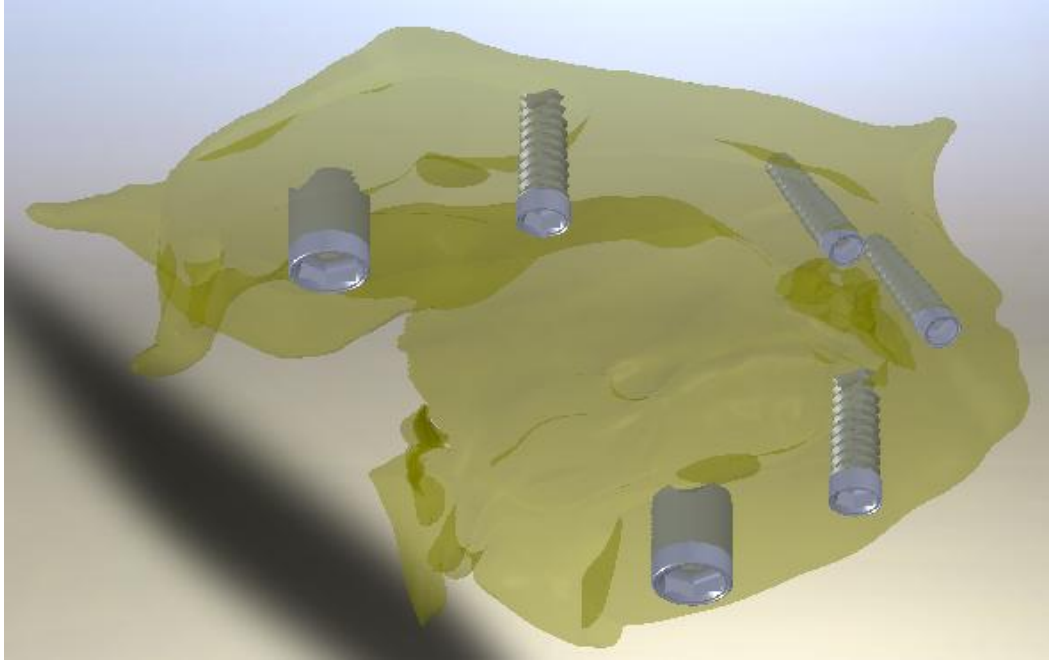


Şekil 3.22. Üst çeneye implant takımının yerleştirilmesi

Üst çeneye implant ve diğer parçaların yerleştirilmesini sembolize eden bir görüntü Şekil 3.22’de sunulmuştur. Şekil 3.23’ de ise implant vidalarının çene kemiğine monte edilmiş halini görebiliriz.

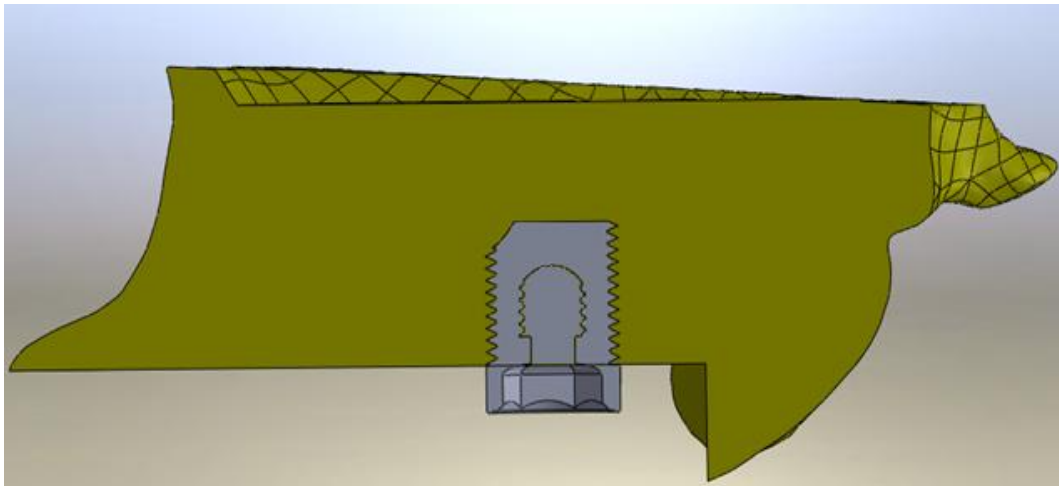


Şekil 3.23. SolidWorks 2010 programı ile implant vidalarının üst çeneye monte edilmesi

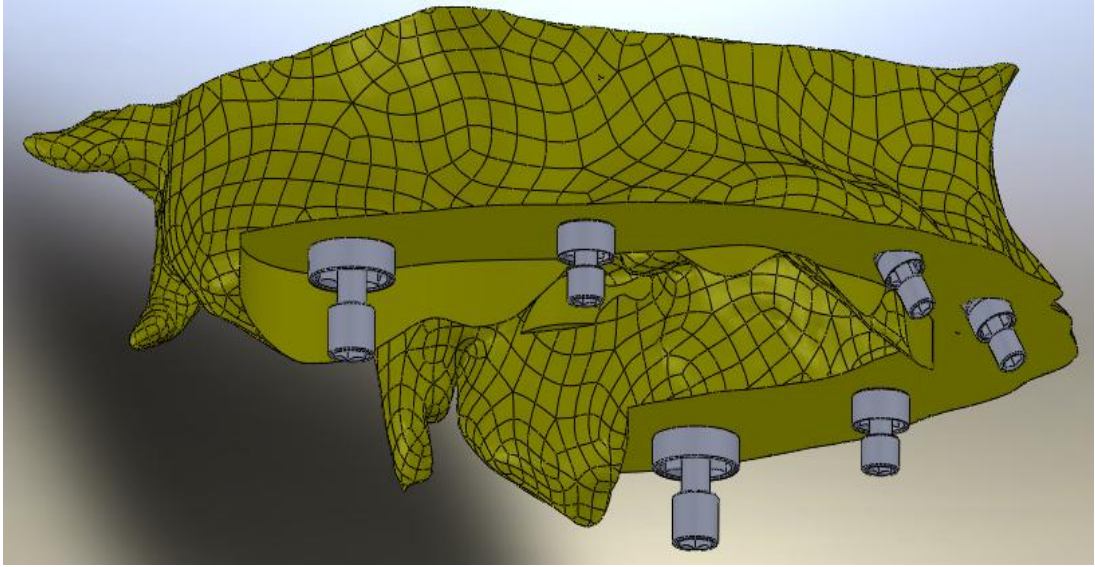


Şekil 3.24. SolidWorks 2010 programı ile dental implantların üst çeneye monte edilmiş halinin şeffaf görüntüsü

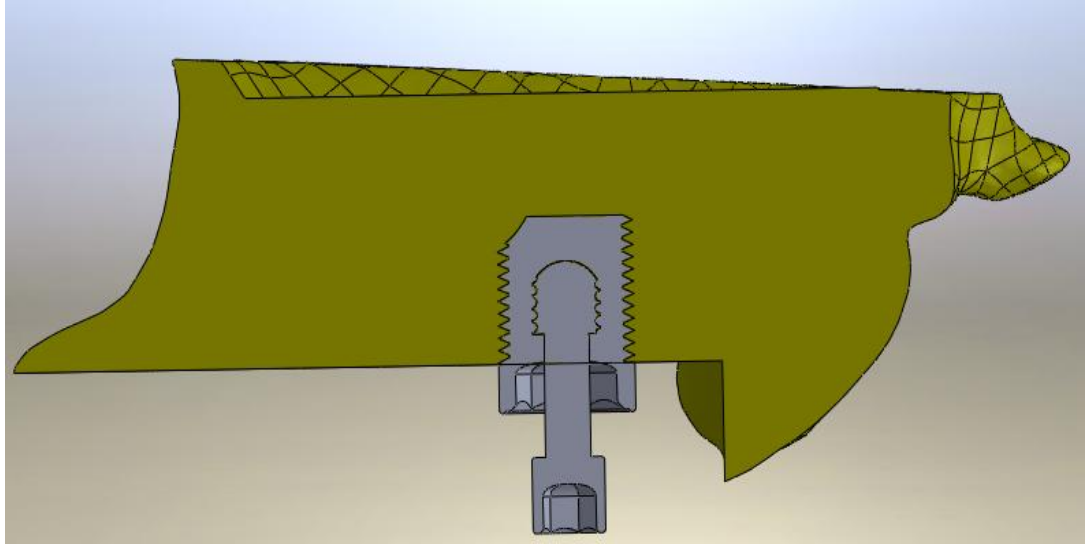
Üst çeneye yerleştirilen 6 adet implantın daha detaylı görünebilmesi için şeffaf hale getirilmiş model Şekil 3.24' te gösterilmiştir. Ayrıca yerleşimi tamamlanmış implantların sol ve sağ çene kemiğinden kesit alınmış görüntüleri Şekil 3.25 ve Şekil 3.27' de sunulmuştur.



Şekil 3.25. Sağ üst çeneye monte edilmiş implantın SolidWorks 2010'deki kesit görünümü



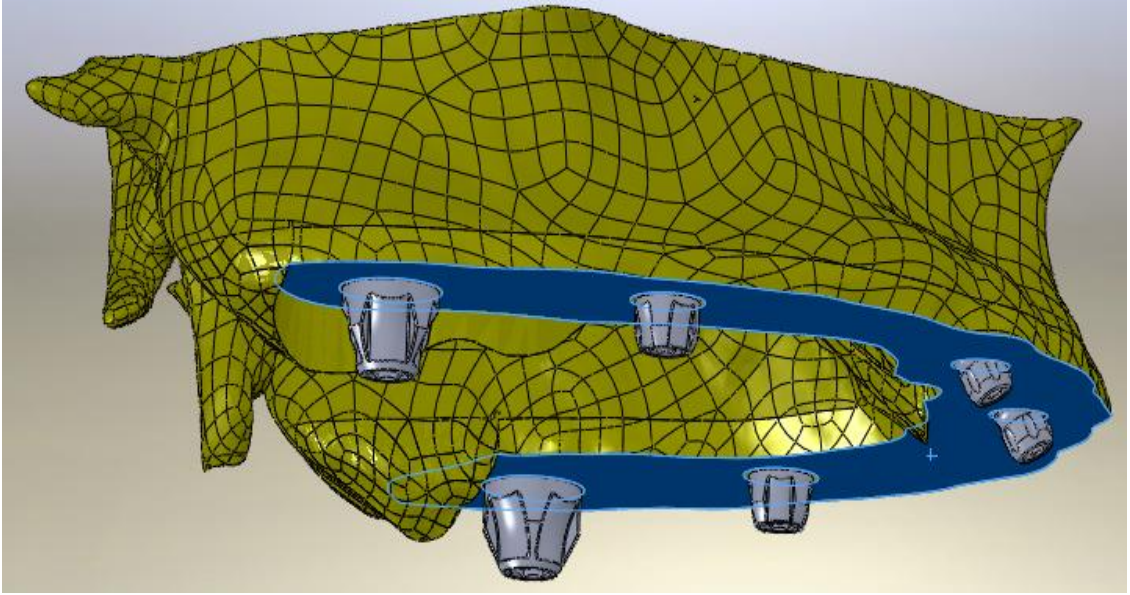
Şekil 3.26. İç vidaların üst çenedeki implantlara yerleştirilmesi



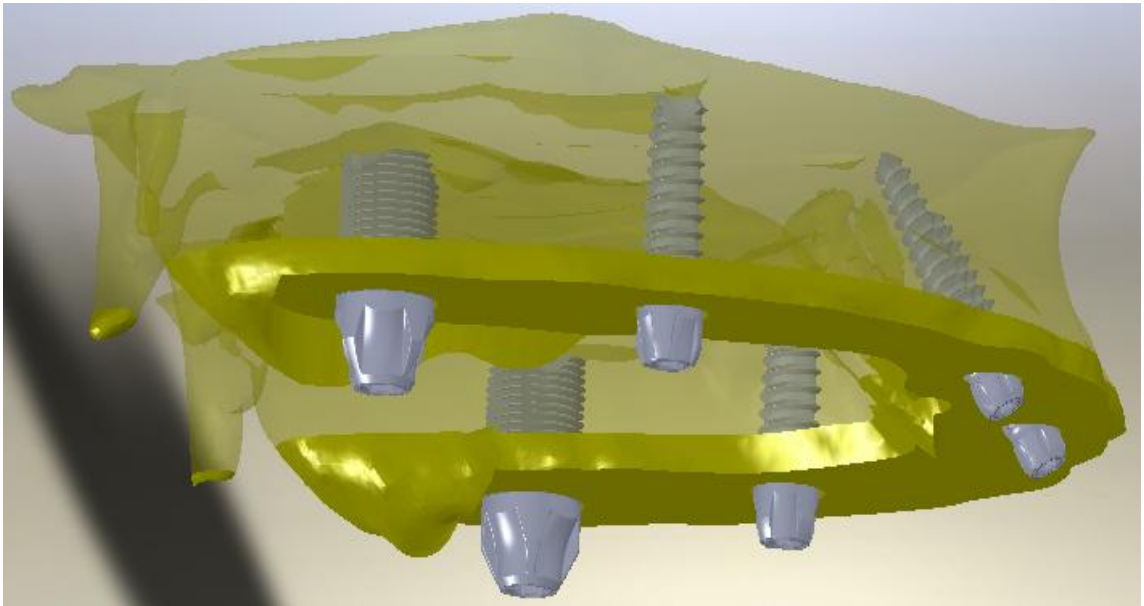
Şekil 3.27. Alt çenedeki sağ arka dişe takılmış olan implant ve iç vidanın kesit görünümü

Sürecin daha iyi anlaşılabilmesi için vidalardan sonra yerleştirilen iç vidalar Şekil 3.26' da detaylıca gösterilmiştir.

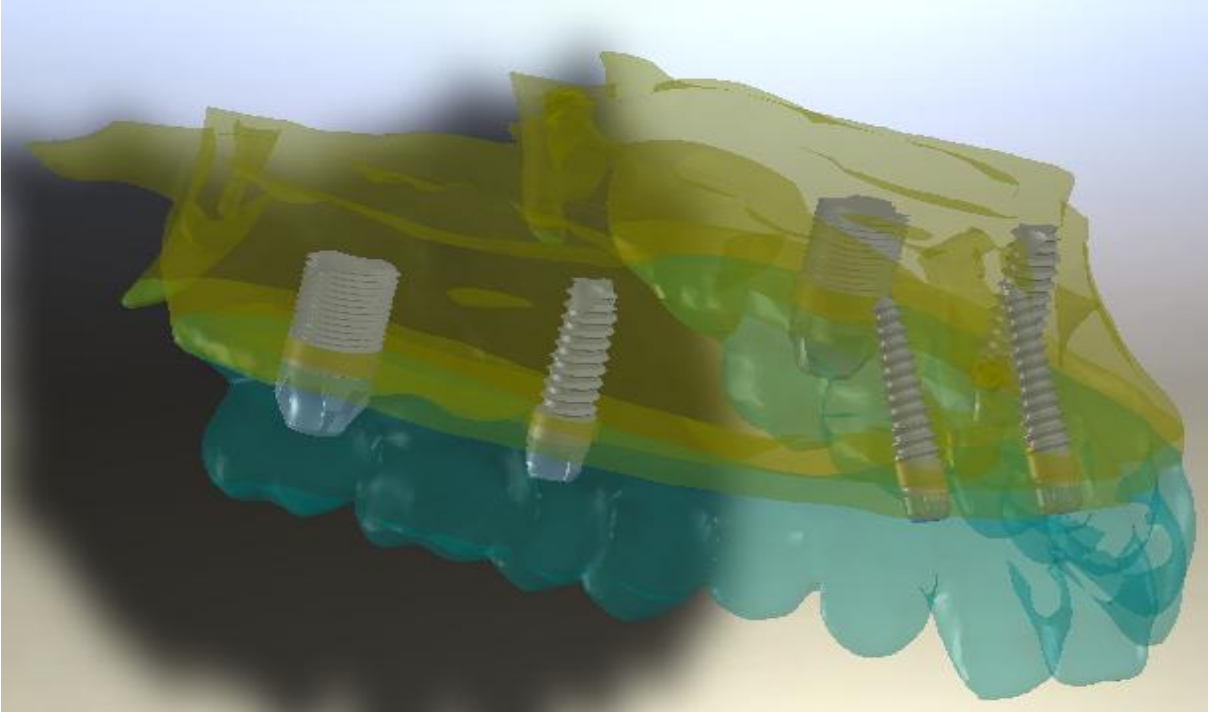
İmplantların yerleştirilmesi işleminin sonunda ise abutmentlerin yerleştirilmesi bulunmaktadır. Abutmentlerin montaj edilmiş hali Şekil 3.28' de şeffaf hali ise Şekil 3.29' da sunulmuştur. Bu şekillerde implant açıkları ve yerleşim noktaları daha rahat gözlemlenebilmektedir.



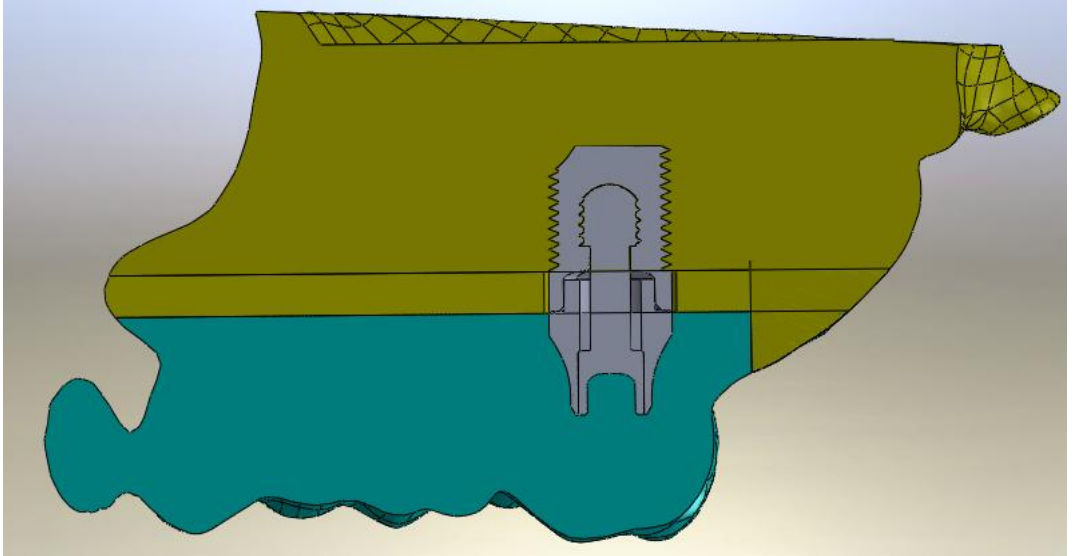
Şekil 3.28. Üst çeneye SolidWorks 2010 programında abutmentlerin eklenmesi



Şekil 3.29. Üst çeneye SolidWorks 2010 programında abutmentlerin eklenmiş halinin şeffaflaştırılmış görüntüsü



Şekil 3.30. Üst çeneye Solidworks 2010 programında montajlanan 6 tane dental implant takımının şeffaflaştırılmış görüntüsü



Şekil 3.31. Üst çeneye monte edilmiş implant, iç vida ve abutmentin SolidWorks 2010'deki kesit görünümü

Tasarlanan protezin de eklenmesi ile elde edilen 6 implantlı çene modelinin

şeffaflaştırılmış görüntüsü Şekil 3.30' da gösterilmiştir. Ayrıca son halin katmanlarının daha iyi görülebilmesi Montajın son halinin kesit görüntüsü Şekil 3.31' de sunulmuştur.

3.5 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Karmaşık geometrilerle ilgili problemlere analitik bir çözüm bulmak oldukça zordur. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analizi gibi metotlarla karmaşık geometriler küçük elemanlara bölünerek basite indirgenebilir. Stres davranışı incelenecek modelin küçük alt elemanlardan oluşan bir modeli hazırlanır. Her geometrik alt eleman için yükleme ve yer değiştirme arasındaki ilişkiyi tanımlayan bir denklem oluşturulur. Bu denklemlerin birleştirilmesi ve çözümlenmesi bilgisayar yardımıyla yapılır. Nesnel deneysel yöntemlere göre sonlu elemanlar metodunun avantajı farklı fiziksel değişkenlerin incelenmesine izin verir. Eleman sayısı ne kadar çok olursa gerçeğe o kadar yakın sonuç elde edilir.

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu değişik değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (*principal stresses*), eksensel gerilimler (*axial stresses*), yer değiştirme değerleri (*displacements*), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (*equivalent stresses*) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal gerilim (*principal stress*) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (*maksimum principal stress*) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (*minimum principle stress*) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimini ifade eder. Çekilebilir (*ductile*) materyaller için ise *Von Misses* stres sonuçları önemlidir. Implant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan stresler incelenirken özellikle *Von Misses* stresleri değerlendirilir. Ayrıca *Von Misses* degerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir.

3.5.1. Sonlu elemanlar modellerinin hazırlanma aşamaları

3.5.1.1. Model tasarımı ve mesh işlemi

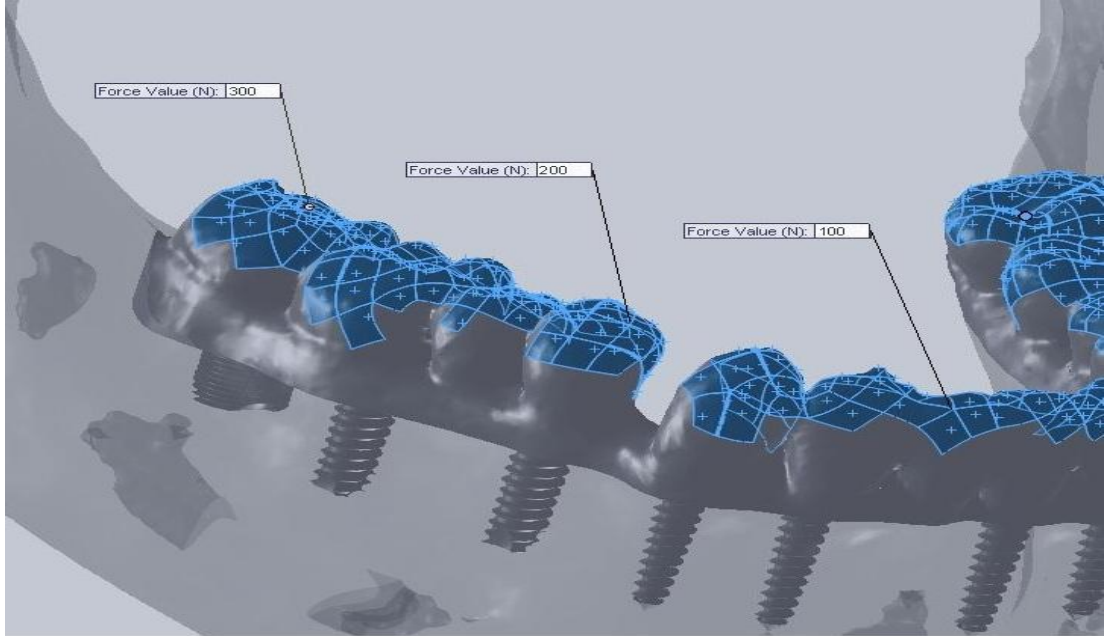
Sonlu elemanlar modellemesinde ilk aşama modelin bilgisayara aktarılması işlemidir. İlk yapılan modellerde kemik dikdörtgen şeklinde modelleniyordu. Son yıllarda üç boyutlu görüntüleme tekniklerinin kullanımının artmasıyla bu teknikle görüntülenen kemik direk olarak modele aktarılabilir. Üzerinde çalışma yapılması planlanan model mümkün olduğunca küçük fakat aynı zamanda bilgisayarında hesaplama kapasitesini asmayacak kadar çok sayıda elemana bölünür. Elemanların birleşme noktalarına “düğüm (*node*)” tüm yapıya ise “ağ (*mesh*)” denmektedir. Bu bölme işlemine yani ağ yapısının oluşturulmasına “*mesh generation*” denilmektedir. Sonlu elemanlar çalışmalarında farklı geometrilere elemanlar kullanılabilir. Çalışmamızda hegzagonal elemanlar kullanılmıştır.

3.5.1.2. Analiz aşamasında kullanılan programlar

Tasarladığımız implant ve çene modellerini SolidWorks 2010 programının montaj ortamında birleştirdikten sonra, yapmayı düşündüğümüz analizleri ve sonuçlarını elde etmek için aşağıda ismi verilen paket programlar kullanılmıştır:

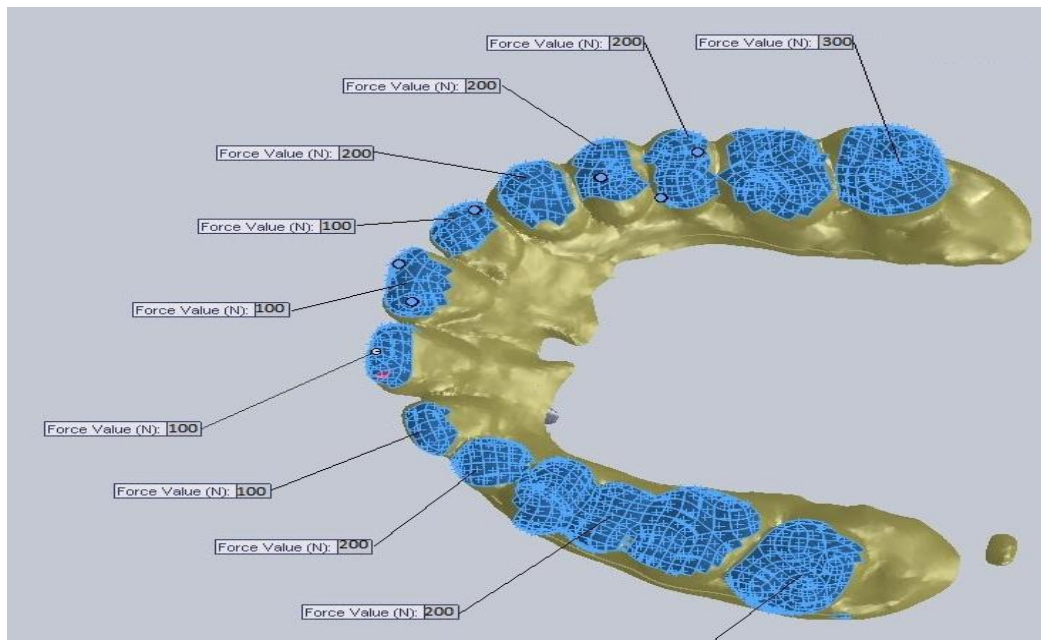
- ANSYS V.13,
- Ansys Workbench,
- Ansys Mechanical APDL,
- Turbogrid,
- Ansys Autodyn,
- Autodesk Algor Simulation (Multiphysics).

Yukarıda bahsedilen programlarda hesaplamalar yapılırken molar bölge için 300 N, premolar bölge için 200 N ve incisor bölge içinde 100 N’luk kuvvet uygulanması öngörülmüştür. Kuvvetlerin uygulama noktaları Şekil 3.33 ve Şekil 3.34’de detayları ile görülebilmektedir.



Şekil 3.32. Alt çenedeki dişlere uygulanan kuvvetler

Analiz yapılırken karşılaşılan problemlerden birisi ise çok fazla sayıda yüzey ile parça bulunması nedeniyle analiz için kullanılan bilgisayarların yetersiz kalması oldu. Tasarlanan modelin daha gerçekçi olması ve doğru sonuçlar vermesi için modelin bu şekilde yüzeylere ayrılması gerekiyordu.



Şekil 3.33. Üst çeneye uygulanan kuvvetler

3.5.1.3. Yapının küçük elemanlara bölünmesi (Mesh)

Analiz için kullandığımız alt çene, üst çene, implantlar ve damaktan oluşan

modelimizde toplam 386 adet parça ve 386 adet yüzey bulunmaktadır. Geometri olarak igs. formatındaki modellerimiz Ansys Workbench programına aktarılmıştır. Daha sonra Mesh sürecine geçilmiştir. Gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmesi için mesh parçaları oldukça küçük tutuldu. Bu da düğüm ve element sayılarının milyarlarla ifade edilen rakamlara ulaşmasına neden oldu. Bu analizleri yaptığımız bilgisayarın Belleğinin 16 GB olmasına ve programın ek hard disk kullanımına izin verilmesine rağmen mesh sürecinin tamamlanması tam olarak 4 saat, 3 dakika ve 10 saniye sürdü. Analizleri yaparken kullandığımız bilgisayarın özellikleri ise şu şekildedir:

DELL PRECISION T7500 (v3)

Kasa	: 1100 Watt
İşlemci	: Çift Intel Xeon X5650 (2.66GHz, 12MB, 6.4GT/s) (12 Çekirdek)
Chipset	: Intel 5520
İşletim Sistemi	: Windows 7 Pro 64bit
Bellek	: 32GB DDR3 ECC 1333MHz (4x4GB+2x8GB) (maks. 192GB)
Sabit Disk	: Çift 300GB (15,000rpm) SAS
Ekran Kartı	: 2.5GB nVidia Quadro 5000 (Profesyonel 3D)
Genişleme Yuvaları	: 2x5.25 Optik ve 2x3.5 HDD, 2xPCIe x16 Grafik, 2xPCIe x16, 1xPCI-X 64bit/100Mhz, 1xPCI 32bit/33Mhz

3.5.1.4. Kuvvetlerin uygulanması ve simülasyon

Sahip olduğumuz yüzeylerin mesh işleminin tamamlanmasının ardından Simülasyona geçildi. Bu aşamada modelimize uygulayacağımız kuvvetler resimde de gösterildiği gibi 300 N, 200 N, ve 100 N olarak belirlendi. Bu kuvvetlerin belirlenmesinde referans alınan çigneme kuvvetlerinin ortalama değerleri göz önünde bulunduruldu.

3.5.2 Analiz için gerekli verilerin girilmesi

Bu işlemin gerçekleşmesi için modellenmesi yapılan her elemanın mekanik özellikleri programa el ile girilir veya kütüphanesinde bulunuyorsa buradan seçilir. Mekanik özelliklerinin belirlenmesinde 2 değer kullanılır bunlar elastisite modülü ve poisson oranıdır. Literatürde bu oranlar için farklı değerler mevcuttur. Yapmış

olduğumuz çalışmada kullandığımız malzeme özellikleri Ti-6Al-4V, porselen, kortikal kemik ve spongioz kemik için belirlenmiş ve Çizelge 3.1’ de gösterilmiştir. Tasarlanan implant modellerinde titanyum, diş protezlerinde ise porselen kullanılmıştır.

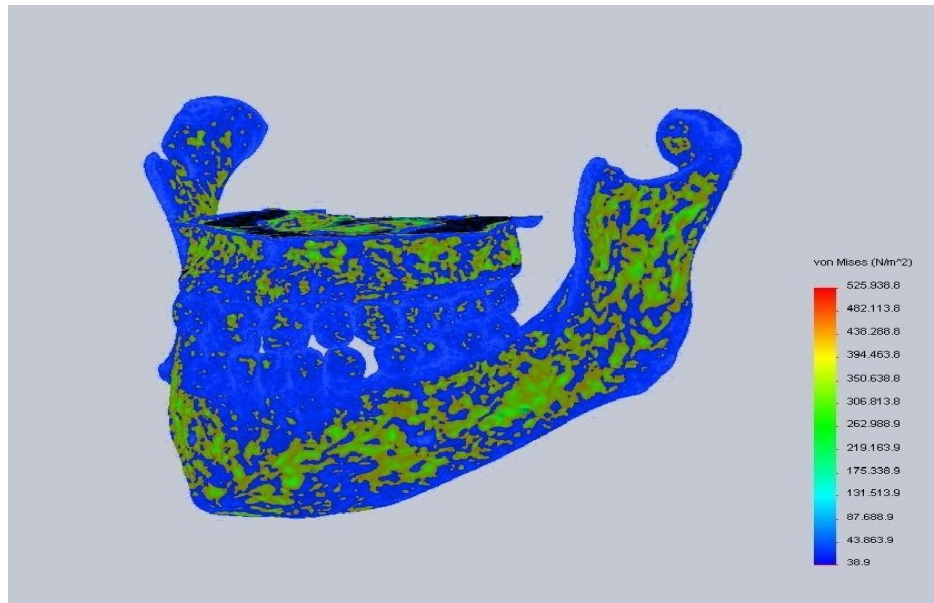
Çizelge 3.1. Malzemelerin mekanik özellikleri

	Elastisite Modülü (E)	Poisson Oranı (v)
Titanyum	110 000	0,35
Kortikal Kemik	14 700	0,30
Spongioz Kemik	1 370	0,30
Porselen	1,3	0,22

3.5.3 Sınır koşulları

Modellerin belirli bölgelerden desteklenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme şartları sınır koşullarını oluşturmaktadır. Yapmış olduğumuz çalışmada alt çenenin üst çene ile bağlantı sağladığı noktalar ve üst çenenin üzerindeki kısım destek bölgesi olarak seçilmiştir.

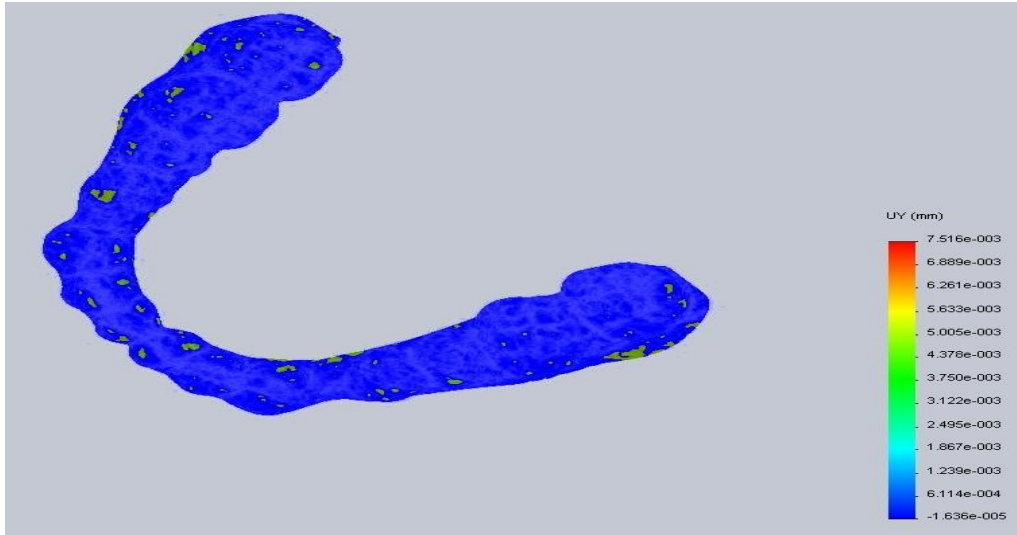
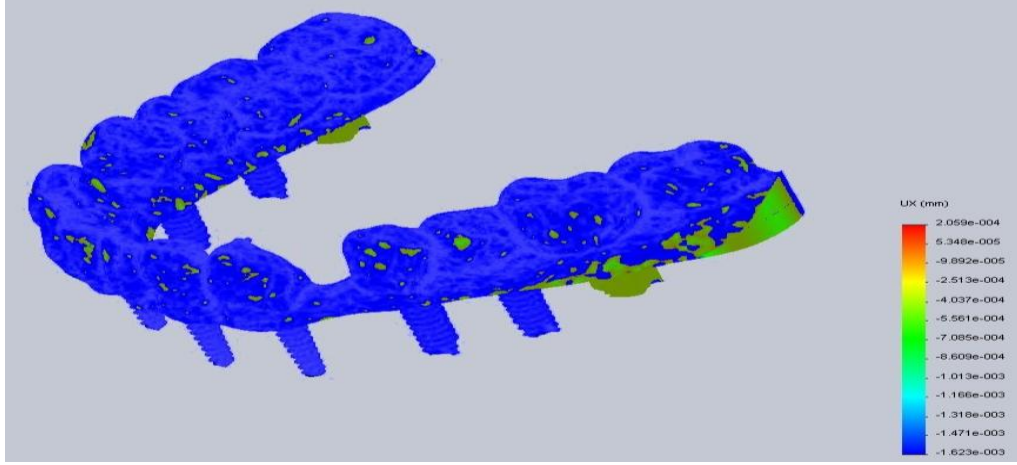
3.5.4 Analiz sonuçlarının elde edilmesi

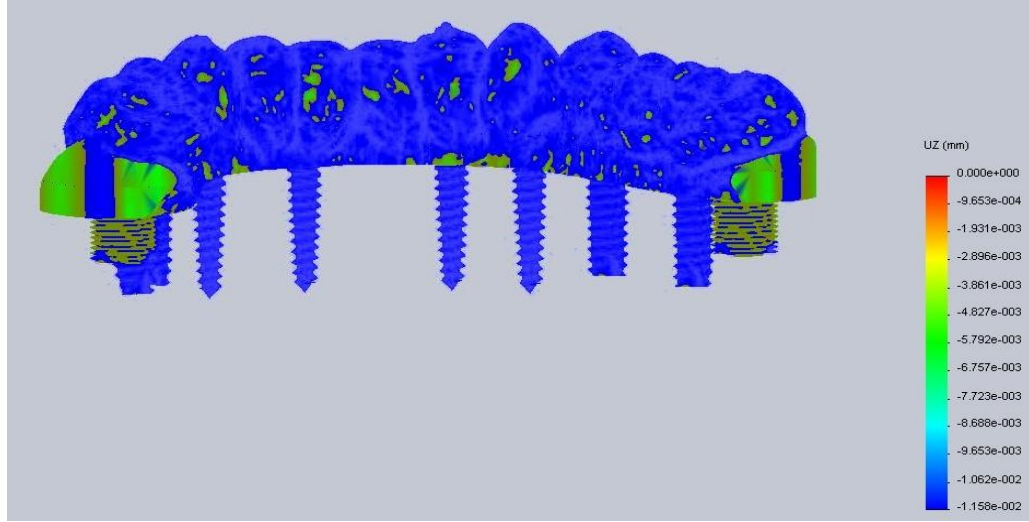


Şekil 3.34. Von Mises gerilme değerleri

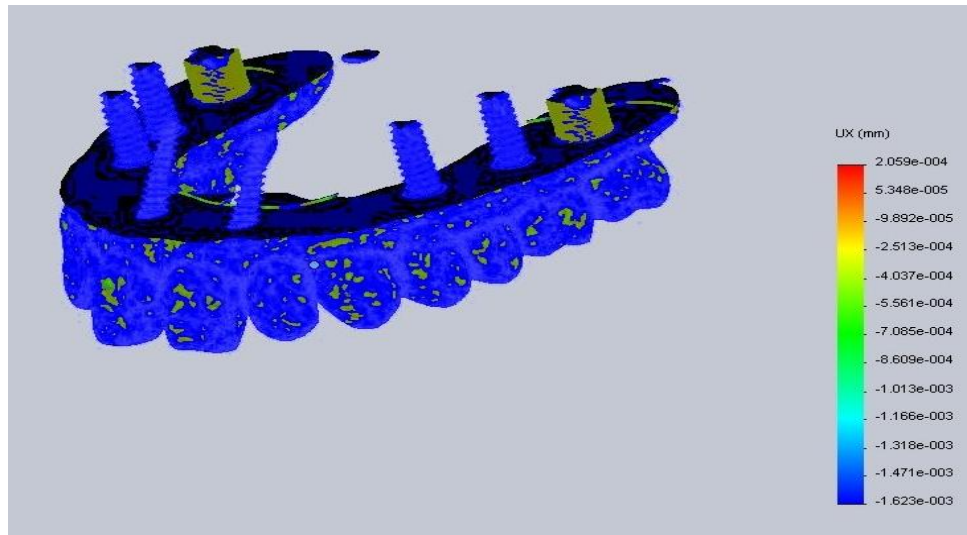
Tasarladığımız model üzerine uygulanan kuvvetler ve sınır şartları neticesinde elde edilen Von Mises değeri maksimum 5,258 MPa elde edilmiştir. Ayrı ayrı modeli

incelediğimizde gerilmelerin implant ve abutment bağlantı noktalarının yanı sıra implant ile çene kemiği temas yüzeylerinde yoğunlaştığını görmekteyiz (Şekil 3.34). Analizler neticesinde elde edilen yer değiştirme değerleri ise x, y ve z düzlemlerinde ayrı ayrı incelenmiştir(Şekil 3.35, Şekil 3.36, Şekil 3.37). Yer değiştirme değerleri düzlemler bazında kıyaslandığında maximum değerlerin y düzleminde elde edildiğini görebiliriz.



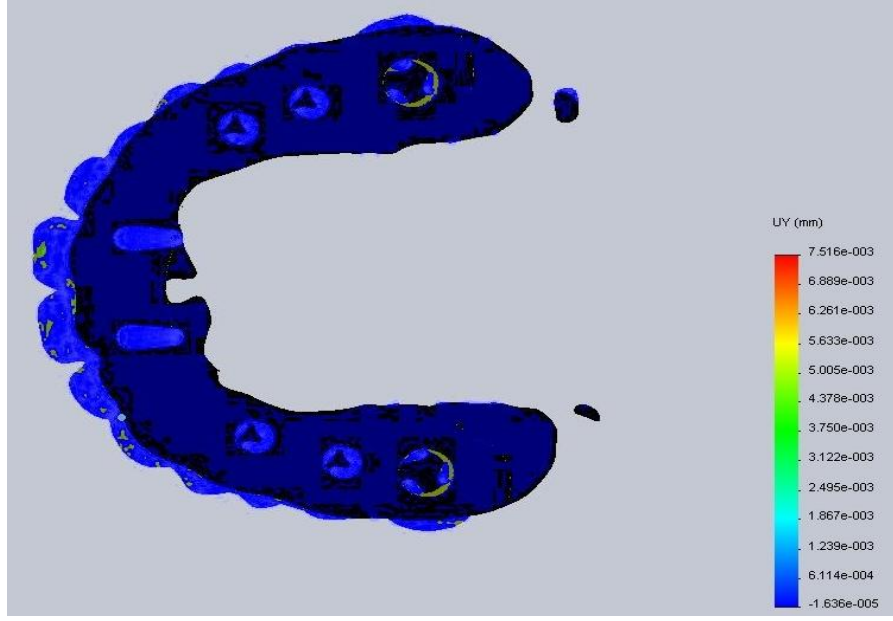


Şekil 3.37. Alt çene yer değiştirme – Z Düzlemi

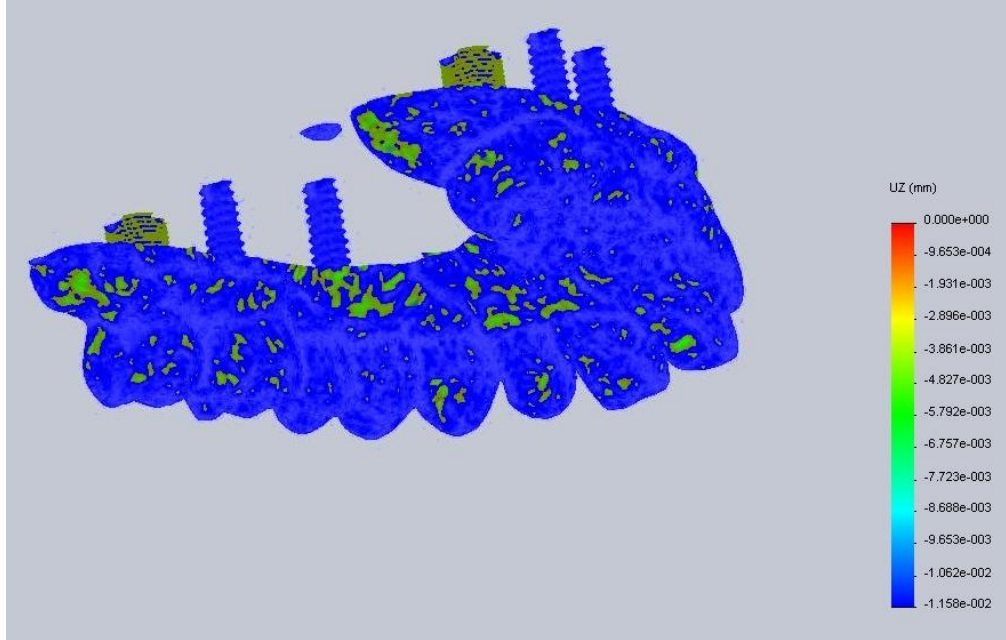


Şekil 3.38. Üst çene yer değiştirme – X Düzlemi

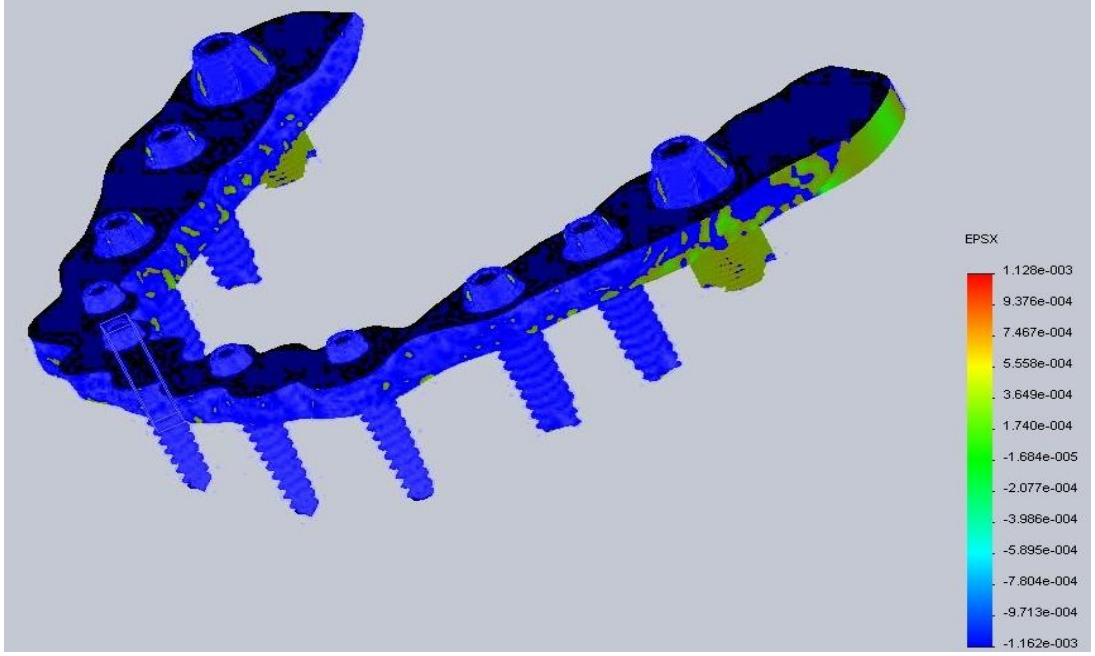
Üst çenede elde edilen yer değiştirme değerlerinin hangi bölgelerde yoğunlaştığını Şekil 3.38, Şekil 3.39 ve Şekil 3.40' da x, y ve z düzlemleri için ayrı ayrı görebiliriz.



Şekil 3.39. Üst çene yer değiştirme – Y Düzlemi

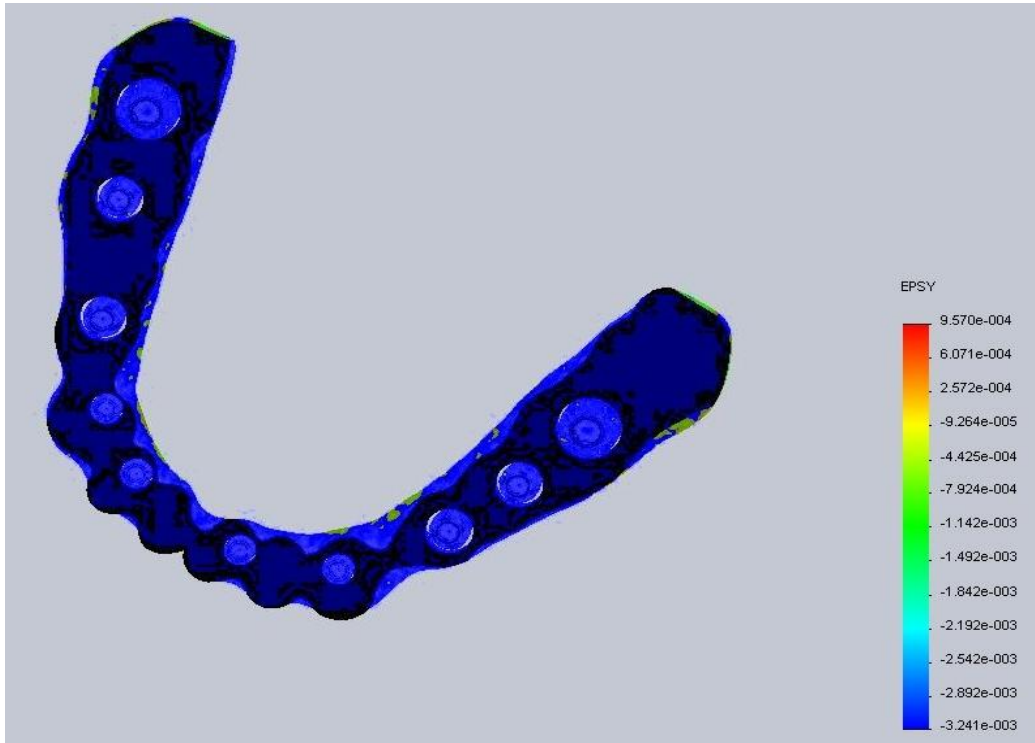


Şekil 3.40. Üst çene yer değiştirme – Z Düzlemi

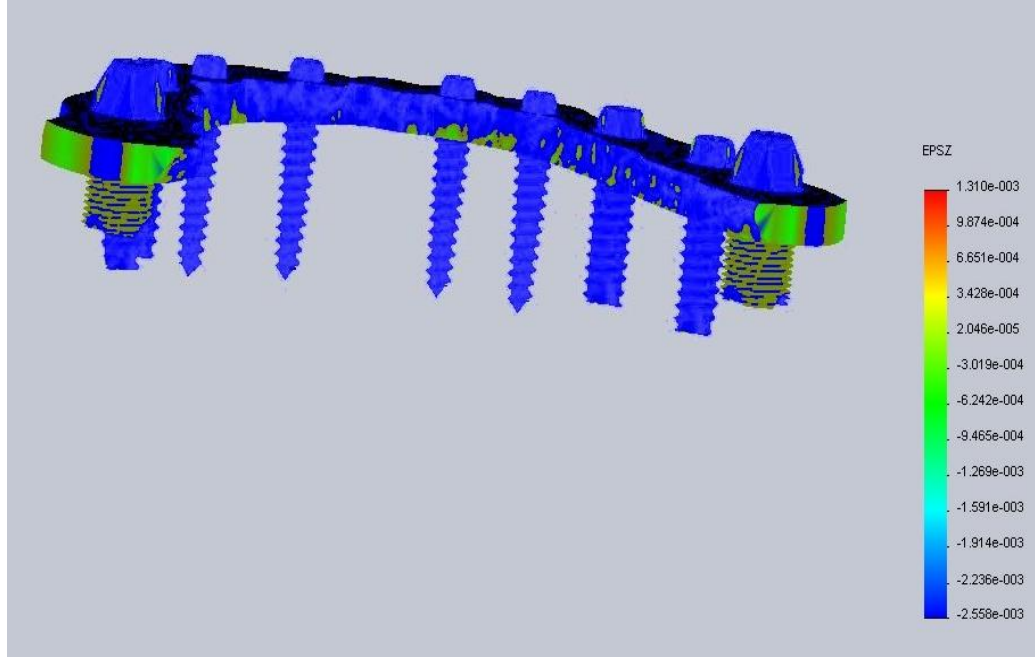


Şekil 3.41. Alt çene gerinim değerleri – Epsilon X

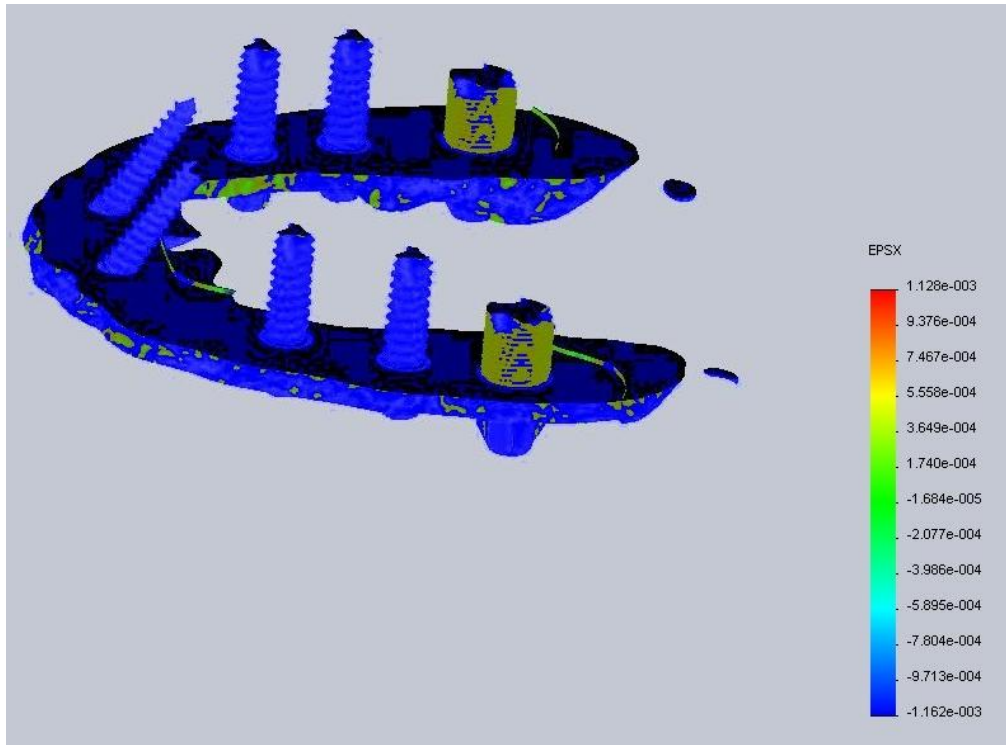
Analizler sonrasında elde edilen diğer verilerden biri ise gerinim değerleridir. Epsilon X, Epsilon Y ve Epsilon Z değerlerini kıyasladığımızda maksimum gerinim değerlerinin Z doğrultusunda elde edildiği gözlemlenmektedir (Şekil 3.41, Şekil 3.42 ve Şekil 3.43).



Şekil 3.42. Alt çene strain değerleri – Epsilon Y

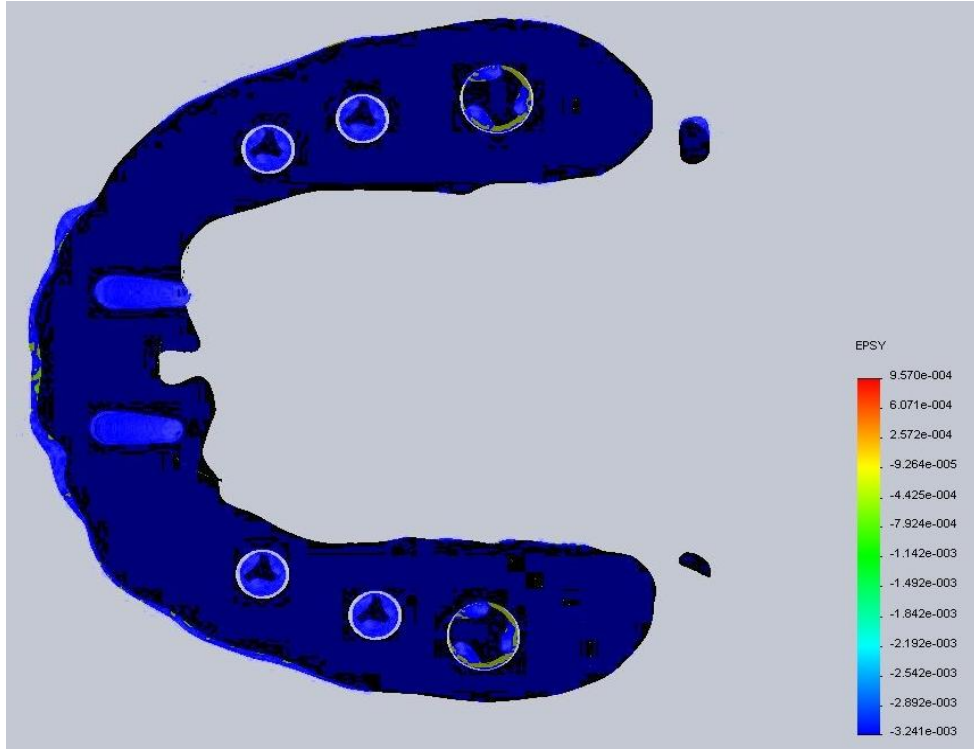


Şekil 3.43. Alt çene strain değerleri – Epsilon Z

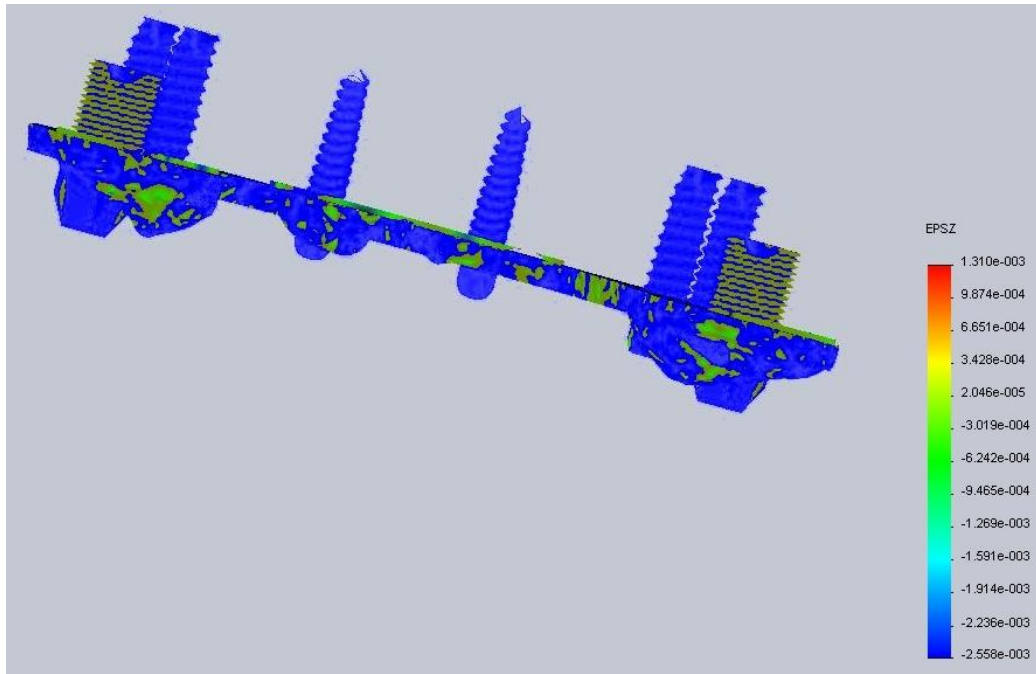


Şekil 3.44. Üst çene strain değerleri – Epsilon X

Gerinimlerin yoğunlaştığı noktaların daha iyi görülebilmesi için alt çene ve üst çene ayrılarak sunulmuştur. Üst çene için elde edilen analiz resmini Şekil 3.44, Şekil 3.45 ve Şekil 3.46'da X, Y ve Z doğrultuları için sunulmuştur.



Şekil 3.45. Üst çene strain değerleri – Epsilon Y



Şekil 3.46. Üst çene strain değerleri – Epsilon Z

Üst çene için sunulan şekilleri incelediğimizde gerinim değerlerinin arka implantlar civarında, implantların çene kemiği ile temas ettiği noktalarda ve damak üzerinde yoğunlaştığını görmekteyiz.

Çizelge 3.2. Analiz sonuçları

		Yer Değişirme (mm)	Gerinim Değerleri (mm)	Von Mises gerilmesi (MPa)
Alt ve Üst çene	x	2,059e-004	1,128e-003	5,259
	y	7,516e-003	9,570e-004	
	z	-9,653e-004	1,310e-003	

Analizlerin sonuçlarını kıyasladığımızda tasarımımıza etki eden kuvvetler y doğrultusunda en yüksek yer değiştirmeye neden olmuştur. Gerinim değerleri ise z düzleminde maksimum seviyeye ulaşmıştır. Uyguladığımız kuvvetler neticesinde modelde meydana gelen toplam Von Mises gerilmesi ise 5,259 MPa' dır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.3. Mesh bilgileri

Mesh Bilgileri	Özellikler
Mesh Tipi:	Katı Mesh
Kullanılan Meshleme:	Curvature Temelli mesh
Jacobian Kontrolü:	8 Nokta
Kalite:	Yüksek
Elementlerin Sayısı:	30 986 745 113
Düğümünün Sayısı:	6 678 834 541 422
Tamamlanma Süresi- mesh (hh; mm; ss):	04:10:03

Analizlerimiz sonucunda programdan aldığımız raporlarda mesh süresinin 4 saat 10 dakika civarında sürdüğünü, katı ve curvature temelli mesh yapıldığını ve yüksek kalitede 8 nokta jacobian kontrolü olduğunu görmekteyiz (Çizelge 3.3). Analizlerdeki element sayısı 30 986 745 113, düğüm sayısı ise 6 678 834 541 422’ dir. Element ve düğüm sayısının bu kadar yüksek olması elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın olduğunu göstermektedir. Element sayısının çok olması yüzey sayısı ile doğru orantılıdır.

Çizelge 3.4. Statik kuvvet analizi

Çalışma Adı	Statik Kuvvet Analizi
Analiz Tipi	Statik
Mesh Tipi:	Katı Mesh
Çözüm Tipi	FFEPlus
Sürtünme:	Kapalı

Çizelge 3.5. Birim sistemi

Birim Sistemi:	SI
Uzunluk/Yer Değişirme	mm
Sıcaklık	Kelvin
Açısal Hız	rad/s
Gerilme/Basınç	N/m ²

Yüzey işleme sonrasında elde edilen modelin gerçeğe yakın olması için yüzey sayısı yüksek tutuldu. Statik kuvvet analizi ve kullanılan birimler ile ilgili bilgiler Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5’ de sunulmuştur.

4 TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Protetik uygulamalarda implant-çene kemiği ve implant-yumuşak dokular üzerine etki eden zor/zorlamanın (stress/strain) dağılımının anlaşılması restorasyon tedavisinin başarısını etkileyen önemli bir faktördür. İmplant ve çene kemiği arasındaki mekaniksel etkileşimin birçok değişkene bağlı olması (kullanılan malzeme, kişinin kemik yapısı biyouyumluluğu vs) ve geometrinin karmaşık olması nedeniyle incelenmesi oldukça zordur. Abutmentlerin ve çene yapısının biyolojik hareketlerinin anlaşılması, restorasyonlarda kullanılan implantların iyileştirilmesi ve daha başarılı restorasyon uygulamalarının geliştirilmesinde önemli bir rol oynar. Bu nedenle biyomekaniksel modellerin oluşturulup incelenmesi restorasyon tedavisinde klinik olarak daha güvenilir çalışmalar yapılması için gereklidir. Karmaşık protetik davranışların incelenmesinde bilgisayarlı biyomekaniksel simülasyonların yapılabildiği yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden birisi, malzemelerin mekanik davranışlarının incelenmesinde yaygın olarak kullanılan Sonlu Elemanlar Yöntemidir (Finite Element Analysis, FEA) ve biyomekanikle ilgili problemlerin çözümünde oldukça başarılı analizler sağlamaktadır. FEA yazılımları ile modelleme yapılabilir, deformasyonlar belirlenebilir, uygulanan gerilimin neden olduğu zor ve zorlama incelenebilir.

Birçok çalışmada FEA implant-çene kemiği ve implant-yumuşak dokular arasındaki mekaniksel etkileşimin incelenmesinde başarılı bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Prensipte uygun şartlar kullanıldığında, implant olarak kullanılan malzemenin özellikleri, implant üzerine uygulanan zor/zorlama/gerilim, çene kemiği ile implant arasındaki zorlama/gerilim transferi, oluşan deformasyon gibi birçok fiziksel parametrenin incelenmesine olanak sağlar. (Danza, 2009; Brunski, 1997; Wua, 2010; Motoyoshi, 2009; Itoh, 2004; Himmlova, 2004; Li, 2010; Sorrentino, 2007). FEA metodu ile 2 ve 3 boyutlu kompleks geometriler (Cruz, 2006; Choi, 2005; Baggi, 2008), farklı malzemelerden oluşan sistemler ve klinik olarak yapılması mümkün olmayan birçok sınır koşulu kullanılarak bir çalışma kolaylıkla yapılabilmektedir.

İnsan kemikleri anatomik ve fizyolojik olarak korteks ve spongiöz kısımların kalınlıklarına göre tip-1, tip-2, tip-3 ve tip-4 olmak üzere dört grup altında

incelenmektedir. Tip-1 kemikler kalın bir korteks ve az miktarda spongioz yapı içerir. Tip-4 kemikler ise ince bir kortikal tabaka içersini kalın bir spongioz tabakanın doldurduğu kemik türüdür. Tip-1 kemiklerde primer stabilite oldukça başarılı olurken tip-4 kemikler oldukça yumuşak yapılı olduklarından primer stabilite sağlanmasında zaman zaman sorunlar yaşanabilmekte ve osseointegrasyon süresi uzayabilmektedir.

İmplant ve implant-çene kemiği arasındaki etkileşimle ilgili birçok çalışma olmasına rağmen 3 boyutta tüm çenenin modellendiği çalışmalar yetersizdir. Başarılı bir implant tedavisi için çene kemiğinin implant uygulamalarına uygun olması, doğru tedavi planının yapılması gerekir. FEA ile incelenen modeller kemik yapısı, uygulanan implantın büyüklüğü/şekli, kullanılan malzemenin seçimi gibi önemli bilgiler vermektedir ve tedavinin planlanmasında yardımcı olmaktadır. Bu çalışmada, tip-4 kemik dokusuna sahip tüm alt çene ve üst çene kemiğine uygulanan alt çenede 8 ve üst çenede 6 adet implant destekli sabit restorasyona çenenin fonksiyonel hareketleri esnasında etki eden kuvvetlerin 3-boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde özellikle model geometrisi ve kemik yoğunluğu ile ilgili varsayımların daha güvenilir olabilmesi için ileri dijital görüntüleme metotları kullanılabilir homojen olmayan kemik modellemeleri yapılabilir (Geng ve ark., 2001). Hatta elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri sayesinde kişiye özel modelleme ile birlikte kemik yoğunluğu değerleri de bilgisayar ortamına aktararak gerçeğe daha yakın modellemeler yapılabilir (Keyak ve ark., 1990). Dijital görüntüleme tekniklerinden bilgisayarlı tomografi, magnetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemlerini karşılaştıran bir çalışmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin en detaylı üç boyutlu görüntüyü sağladığı gösterilmiştir (Coward ve ark.. 2005).Çalışmamızda 3 boyutlu BT görüntülerinden alınan kesitler dijital modellere aktararak 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli elde edildi.

Sonlu elemanlar stres analizinin güvenilirliğini arttırmak için eleman ve düğüm sayısı mümkün olduğunca fazla tutulmalıdır (Meijer ve ark., 1993; Clelland ve ark., 1991).

Artan eleman ve düğüm sayısı gerçek modele en yakın geometrinin elde edilmesini sağlayacaktır. Araştırmamızda kullanılan toplam eleman ve düğüm sayısı benzer araştırmalarda kullanılanlara göre oldukça fazladır. Bu nedenle çalışmamızda 6 678 834 541 422 adet düğüm 30 986 745 113 eleman kullanılarak çeneler modellenmiştir.

Benzer sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında rakamsal olarak farklı değerler elde edildiği görülmektedir. Bunun sebebi olarak kullanılan farklı kemik yoğunluğu, farklı elastikiyet modülü değerleri, geometriler, değişik kortikal kemik kalınlıkları, değişik yön ve miktarda kullanılan kuvvet gibi nedenler sıralanabilir. Bizim çalışmamızda pratik implantolojide olduğu gibi en çok sorun yaşanan tip4 kemik çalışma modelinde esas alınmıştır.

Daha önce yapılmış çalışmaları incelediğimizde ve bu çalışma ile kıyasladığımızda, birebir çene modeli ile yapılmış sonlu eleman analizleri fazla bulunmamaktadır. Genellikle modellenen herhangi bir şeklin üzerine dental implantın yerleştirilmesi ile analizler yapılmıştır. (Jie Yang ve Hong-Jun Xiang, 2006; Oğuz Kayabaşı ve ark., 2006)Yapmış olduğumuz çalışmada gerilmelerin 300 N'luk kuvvetin uygulandığı arka diş çevresinde yoğunlaştığını, ayrıca sol çene kemiğine göre sağda daha az kemik yüzeyi bulunduğundan buradaki gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu verileri elde edilmiştir.

Tüm bu bulgular ışığında doğal diş destekli restorasyonlarda olduğu gibi plastik deformasyon oluşturan kuvvetlerin xy-ekseni boyunca posterior dişler bölgesinde yz-ekseni boyunca da anterior dişlerin boyun bölgesinde oluşması implant destekli restorasyonların da doğal dişlere paralel mekanik davranış sergilediği sonucunu ortaya koymuştur. Bu nedenlerden ötürü implant destekli restorasyonlarda kuron/kök oranına oklüzal düzenlemeye ve seçilecek oklüzyon türü ile dişlerin buccolingual çaplarının şekillendirilmesinde özenli davranılmalı biyoloji zorlanmamalıdır.

Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak kemik yoğunluğu daha düşük olan bölgenin daha yüksek gerilmeye maruz kaldığını ve tasarımların buna göre yapılması gerektiğini görüyoruz.

İmplant sayıları bakımından sonuçlar incelendiğinde ise daha önce yaptığımız çalışmalarda göz önünde bulundurularak, implant sayısı daha fazla olan ve kemik yoğunluğunun daha fazla olduğu bölgelerde gerilmenin ve deformasyonların daha az olduğu görülmektedir.

Daha önce yapılan çalışmalarda implant-abutment bağlantı noktalarında gerilmelerin yoğunlaştığı görünmekteydi. Bu durum göz önünde bulundurularak yapılan tasarımlar sonrası gerçekleştirilen analizlerde mikro hareketliliklerde ve gerilmelerin bu bölgedeki yoğunluğunda rahatlıkla gözlemlenmiştir.

Alt ve üst çenede bulunan en yüksek von Mises gerilme değeri 5,259 MPa olarak hesaplanmıştır. Ve uygulanan çiğneme kuvveti göz önünde bulundurulduğunda literatüre uygun ve istenilen değerlerde olduğu görülmektedir. Alt çenedeki 8 implanta karşılık üstte 6 implant bulunması gerilmelerin üst çenenin molar bölgelerinde artmasına neden olmuştur.

Bununla birlikte doğal çiğneme geriliminin tipik olarak 100 N ile 500 N arasında olduğu göz önüne alınırsa tüm çene için yapılan implant tasarımı güvenli bir şekilde kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. ve Branemark, P.I., 1981. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 10(6), 387- 416.
- Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A. ve Lindstrom, J., 1981. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica*, 52(2), 155-70.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. ve Eriksson, A.R., 1986. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11-25.
- Allaire, P.E., 1985. *Basics of Finite Element Method*. Wm. C. Brown Publishers, U.S.A 691 s.
- Arenal A.A., Lasheras F.S., Fernandez E. M., Gonzalez I., 2009. A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone, *Mathematical and Computer Modelling*, 50, 695-704.
- Aykent, F., Inan, O., Ozyesil, A.G. ve Alptekin, N.O., 2007. A 1- to 12- year clinical evaluation of 106 endosseous implants supporting fixed and removable prostheses. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27(4), 358-67.
- 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.
- Baggi, L., 2008. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic*

Dentistry 100, 422-431.

- Bahat, O., 1992. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 7(4), 459-67.
- Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E. ve Van der Perre, G., 1998. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(11), 847-58.
- Benzing, U.R., Gall, H. ve Weber, H., 1995. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 10(2), 188-98.
- Bidez, M.W. ve Misch, C.E., 1992. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry*, 1(4), 289-94.
- Block, M. S., Gardiner, D., Kent, J. N., Misiek, D. J., Finger, I. M., Guerra, L., 1996. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11(5) 626-33
- Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand Journal of Plastic & Reconstructive Surgery*, 16, 1-132.
- Braun, S., Bantleon, H.P., Hnat, W.P., Freudenthaler, J.W., Marcotte, M.R. ve Johnson, B.E., 1995. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthodontists*, 65(5), 367-72.
- Brunski, J.B., 1988. Biomaterials and Biomechanics in Dental Implant Design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3, 85-97.

- Brunski, J.B., Puleo, D.A. ve Nanci, A., 2000. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 15(1), 15-46.
- Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H. ve Stich, H., 1991. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(7), 889-902.
- Carr, A.B. ve Laney, W.R., 1987. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 2(2), 101-8.
- Carr, A.B., Beals, D.W. ve Larsen, P.E., 1997. Reverse-torque failure of screw-shaped implants in baboons after 6 months of healing. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(5), 598-603.
- Carr, A.B., Gerard, D.A. ve Larsen, P.E., 1996. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *Journal of Prosthetic Dentistry* , 76 (5), 500-9.
- Castellani, R., de Ruijter, A., Renggli, H. ve Jansen, J., 1999. Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clinical Oral Implants Research*, 10(5), 369–78.
- Caulier, H., van der Waerden, J.P., Wolke, J.G., Kalk, W., Naert, I. Ve Jansen, J.A., 1997. A histological and histomorphometrical evaluation of the application of screw-designed calciumphosphate (Ca-P)-coated implants in the cancellous maxillary bone of the goat. *Journal of Biomedical Materials Research*, 35(1), 19-30.
- Choi, A.H. Ben-Nissan, B. and Conway, R.C., 2005. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal* 50 (1), 42-48.

- 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),1-74.
- Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R. ve Stohler, C.S., 1992. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry* , 67(3), 361-4.
- Cochran, D. L., Buser, D., ten Bruggenkate, C. M., Weingart, D., Taylor, T. M., Bernard, J. P., 2002. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants *Clinical Oral Implants Research*13(2) 144-53
- Cochran, D.L., 2000. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 33-58.
- COWIN, S. Bone Mechanics. CRC Press, New York. 313 s.
- Cruz, M. et al., 2006. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries, *Technology and Health Care* Volume 14 (4-5), 421-438.
- Danza, M. et al., 2009. 3D finite element analysis to detect stress distribution: spiral family implants. *J Maxillofac Oral Surg* 8(4), 334–339.
- Dean, J.S., Throckmorton, G.S., Ellis, E., 3rd ve Sinn, D.P., 1992. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(12), 1284-8.
- Duyck, J.,Ronold, H. J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten ve J., Ellingsen, J. E., 2001. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study1. *Clinical Oral Implants Research* 12(3), 207-208

- Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T. ve Linden, U., 1988. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 3(2), 129-34.
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E. ve Unsal, E., 2004. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry* , 91(2), 144-50.
- Esposito M, Worthington HV, Coulthard P., 2005. Interventions for replacing for missing teeth: dental implants in zygomatic bone for the rehabilitation of the severely deficient edentulous maxilla. *Cochrane Database Syst Rev* 2005 Oct 19; (4): CD004151. Review.
- Friberg, B., Jemt, T. ve Lekholm, U., 1991. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 6(2), 142-6.
- Friskien, K.W., Dandie, G.W., Lugowski, S. ve Jordan, G., 2002. A study of titanium release into body organs following the insertion of single threaded screw implants into the mandibles of sheep. *Australian Dental Journal* J, 47(3), 214-7.
- Frost, H.M., 2004. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontistsontists*, 74(1), 3-15.
- Fugazzotto, P.A., Wheeler, S.L. ve Lindsay, J.A., 1993. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *The Journal of Periodontology*, 64(11), 1085-7.
- Geng, J.P., Tan, K.B. ve Liu, G.R., 2001. Application of finite element analysis in Implant Dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-98.

- Geramy, A. ve Morgano, S.M., 2004. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* , 92(5), 434-40.
- Glossary of implant terms, 2007. *Journal of Oral Implantology*, Suppl 1, 2-14
- Gotfredsen, K., Berglundh, T. ve Lindhe, J., 2000. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental 94 study in rabbits. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(3), 120–8.
- Gotfredsen, K., Berglundh, T. ve Lindhe, J., 2001. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 552-8.
- Haack, J.E., Sakaguchi, R.L., Sun, T. ve Coffey, J.P., 1995. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(5), 529-36.
- Himmlova, L. ve ark., 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(1), 20-25.
- Hobkirk AN, Watson MR, Searson JIL, Zarb AG., 2003. *Introducing Dental Implants*. Toronto: Churchill Livingstone.
- Hobkirk, J.A. ve 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.
- Holmes, D.C. ve Loftus, J.T. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 23(3), 10-11
- Iamoni, F., Rasperini, G., Trisi, P. ve Simion, M., 1999. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(5), 729-35.

- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. ve Takashima, F., 2003. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.
- Itoh, H. ve ark., 2004. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 24(1), 47-55.
- Jaffin, R.A. ve Berman, C.L., 1991. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *The Journal of Periodontology*, 62(1), 2-4.
- Jansen, J.A., van der Waerden, J.P. ve Wolke, J.G., 1993. Histological and histomorphometrical evaluation of the bone reaction to three different titanium alloy and hydroxyapatite coated implants. *Journal of Applied Biomaterials*, 4(3), 213-9.
- Jemt, T. ve Lekholm, U., 1998. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 9(4), 272-80.
- Jorneus, L., Jemt, T. ve Carlsson, L., 1992. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(3), 353-9.
- Kayabaşı O., Yüzbaşıoğlu E., Erzincanlı F., 2006. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software* 37, 649-658.
- Keyak, J.H., Meagher, J.M., Skinner, H.B. ve Mote, C.D., Jr., 1990. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomechanical Engineering*, 12(5), 389-97.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S. ve Miyakawa, O., 2004. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 401-12.

- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S. ve Miyakawa, O., 2005. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 279-86.
- Klokkevold, P.R., Nishimura, R.D., Adachi, M. ve Caputo, A., 1997. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, 8(6), 442–7.
- Koca O. L., Eskitascioglu G., Usumez A., 2005. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 38-44.
- L. Le Gu´ehennec, A. Soueidan, P. Layrolle , Y. Amouriq, 2007. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration, *Dental Materials*, 23, 844–854.
- Lekholm, U.v.Z., G.A., 1985. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry* Chicago. Quintessence, Z.G. Branemark P-I., Albrektsson T, .
- Levin, L., Laviv, A. ve Schwartz-Arad, D., 2006. Long-term success of implants replacing a single molar. *The Journal of Periodontology*, 77(9), 1528-32.
- Li, T. ve ark., 2010. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality- A 3D finite element analysis. *Appl. Math. Modelling*, doi: 10.1016/j.apm.2010.07.008.
- Lum, L.B. ve Osier, J.F., 1992. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading. *Journal of Oral Implantology*, 18(4), 349-53.

- Mailath, G., Stoiber, B., Watzek, G. ve Matejka, M., 1989. Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Stomatology*, 86(4), 207-16.
- Martin, W.C., Woody, R.D., Miller, B.H. ve Miller, A.W., 2001. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(1), 24-32.
- Mericske-Stern R., 1998. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. *J Prosthet Dent*, 79(1): 66-73. Review.
- Mericske-Stern, R. ve Zarb, G.A., 1996. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 7(2), 153-61.
- Mericske-Stern, R., Steinlin Schaffner, T., Marti, P. ve Geering, A.H., 1994. Peri implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research*, 5(1), 9-18.
- Misch, C., 2005. *Dental Implant Prosthetics* St. Louis. Elsevier Mosby.
- Misch, C.E., 1999. *Contemporary Implant Dentistry* St. Louis. Mosby 2. baskı . 84
- Morneburg, T.R. ve Proschel, P.A., 2002. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1), 20-7.
- Motoyoshi, M. ve ark., 2009. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 38, 363–368.
- N. Djebbar, B. Serier, B. Bachir, Bouiadjra , S. Benbarek, A. Draï, 2010. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials and Design*, 31, 2097–2101.

- Nath, B., 1993. Mühendisler için Sonlu Elemanlar Metodunun Temelleri. Sakarya Üniversitesi Yayınları, Sakarya. 236 s.
- O'Sullivan, D., Sennerby, L. ve Meredith, N., 2000. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(2), 85–92.
- Pilliar, R.M., Deporter, D.A., Watson, P.A. ve Valiquette, N., 1991. Dental implant design--effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research* , 25(4), 467-83.
- Puleo, D.A. ve Nanci, A. (1999). Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*, 20(23-24), 2311-21.
- Quirynen, M., Naert, I. ve van Steenberghe, D., 1992. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*, 3(3), 104-11.
- R.W, Philips., 1991. Science of dental materials USA WB Saunders Company 9. Baskı .
- Rieger, M.R., Mayberry, M. ve Brose, M.O., 1990. Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6), 671-6.
- Sandor G.K.B., Barabas J., Bujtar P., Szücs A., 2010. Finite Element Analysis of Human Mandible to Assess the Effect of Removing an Impacted Third Molar, *J Can Dent Assoc* 76, a72.
- Sartori, I.A., Ribeiro, R.F., Francischone, C.E. ve de Mattos Mda, G., 2004. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 132-8.
- Sauberlich, S., Klee, D., Richter, E.J., Hocker, H. ve Spiekermann, H., 1999. Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously

modified titanium surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, 10(5), 379-93.

SC, Cowin., 1991. *Bone mechanics Florida*. CRC Pres.

Sennerby, L., Thomsen, P. ve Ericson, L.E., 1992. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 7(1), 62-71.

Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarslan, M.A. ve Eskitascioglu, G., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-34.

Skalak, R., 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843-8.

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.

Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. ve Miyakawa, O., 1998. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 13(1), 82-90

Sullivan, D. Y., Sherwood, R. L., Collins, T. A., Krogh, P. H., 1996. The reverse-torque test: a clinical report *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.11(2), 79-85

Sutpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M. ve An, K.N., 2004. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 19(6), 819-25

- Şimşek B., Erkmén E., Yılmaz D., Eser A., 2006. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis, *Medical Engineering & Physics* 28, 199-213.
- Truhlar, R.S., Lauciello, F., Morris, H.F. ve Ochi, S., 1997. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* ,55(12 Suppl 5), 55-61.
- Ulm, C.W., Kneissel, M., Hahn, M., Solar, P., Matejka, M. ve Donath, K., 1997. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clinical Oral Implants Research*, 8(2), 125-30.
- Vaillancourt, H., Pilliar, R.M. ve McCammond, D., 1996. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 11(3), 351-9.
- Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Cooman, M., Lievens, S., 1998. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 9(6), 407-18
- Wang, R.R. ve Fenton, A., 1996. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence International*, 27(6), 401-8.
- Wataha, J.C., 1996. Materials for endosseous dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(2), 79-90.
- Weibrich, G., Streckbein, P., Krummenauer, F. ve Wagner, W., 2006. Clinical report with up to 4 years of follow-up on a cervically modified stepped screw-type implant. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(5), 795-800.

- Weinberg, L.A., 1993. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(1), 19-31.
- Wennerberg, A., Albrektsson, T., Andersson, B. ve Krol, J.J., 1995. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research*, 6(1), 24-30.
- Wua, T. et al., 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
- Yang J., Xiang H.J., 2007. A three dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant surrounding bone, *Journal of Biomechanics* 40, 2377-2385.
- Yokoyama S., Wakabayashi N., Shiota M., Ohyama T., 2005. Stress Analysis in Edentulous Mandibular Bone Supporting Implant – Retained 1 Piece or Multiple Superstructures *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20, 578-583.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ÖZYILMAZ, Emre
 Uyuşu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 05.05.1987 - Merzifon
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0 (364) 227 45 33
 e-mail : emreozyilmaz@hitit.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek Lisans	Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Müh. A.B.D.	2011
Lisans	Gazi Üni. Çorum Müh. Fak./ Makine Müh. Bölümü	2009
Lise	Pendik Lisesi (Y.D.A.L)	2005

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2009-	Hitit Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayımlar

1. Halil Aykul, Mehmet Dalkiz, Emre Özyılmaz, Hatice Zehra Akbaş, H. Ali Çetinkara, An investigation on static behavior of dental implants with different loading locations and numbers of implants. *Journal of Biomechanics*, Volume 44, Supplement 1, May 2011, Page 10.

2. Emre Özyılmaz, Hatice Zehra Akbas, Halil Aykul, H. Ali Çetinkara, Mehmet Dalkiz. A three-dimensional finite element analysis on the effects of tongue forces in fully edentulous implant supported bridge. *Journal of Biomechanics, Volume 44, Supplement 1, May 2011, Page 12.*
3. Ergül Ertürk, Mehmet Dalkiz, Emre Özyılmaz, Hatice Zehra Akbaş, H. Ali Çetinkara, Halil Aykul. The evaluation of the effects of surface treatments on different dental ceramic structures. *Journal of Biomechanics, Volume 44, Supplement 1, May 2011, Page 13.*
4. Halil Aykul, Emre Özyılmaz, Hatice Zehra Akbas, H. Ali Çetinkara, Mehmet Dalkiz. The evaluation of implant supported bridge application at fully edentulous mandible with the use of 3D FEA. *Journal of Biomechanics, Volume 44, Supplement 1, May 2011, Page 12*

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings) basılan bildiriler :

1. Aykul. H, Sayman O., Özyılmaz E., Kara E."An Elastic-Plastic Stress Analysis in a Woven Steel Reinforced Thermoplastic Cantilever Beam Loaded Uniformly". **International Conference ICOME 2010**, 321-332, Craiova-Romania, 27-30 April 2010.
2. E., Kara, Aykul. H, Sayman O., Özyılmaz E."Elastic, Plastic and Residual Stress Analysis in Symmetric Thermoplastic Laminated Plates Under Various Temperature Change Through The Thickness: Analytical Solution".**International Conference ICOME 2010**, 405-416, Craiova-Romania, 27-30 April 2010.
3. Özyılmaz E., Aykul. H, Sayman O., Kara E."On Static Behavior of Dental Implants Under Different Load Directions". **International Conference ICOME 2010**, 221-224, Craiova- Romania, 27-30 April 2010.
4. Duta, A., Ozyilmaz, E., Raicu, L., Sass, L. & Stanescu, G. (2010). *Aspects of Dynamic Analysis for FD320A Milling Machine* (2010). 0979-0981, Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the **21st International DAAAM**