

ALİ BALIK

2007

ALİ BALIK

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2007

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI İMPLANT ABUTMENT BAĞLANTILARININ
OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

ALİ BALIK

**DANIŞMAN
PROF. DR. HALUK KESKİN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI /
ÇENE-YÜZ PROTEZLERİ BİLİM DALI**

İSTANBUL-2007

TEZ ONAYI

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

26/06/2007

Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : ÇENE-YÜZ PROTEZİ BİLİM DALI
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
Tez Sahibi : ALİ BALIK
Tez Başlığı : FARKLI İMPLANT ABUTMENT BAĞLANTILARININ OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ
Sınav Yeri : ALTAN GÜLHAN ÖZERKAN KONFERANS SALONU
Sınav Tarihi : 19 / 06 / 2007

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

1.Prof.Dr.Haluk Keskin (Tez Danışmanı), İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Ted. AD

2.Prof.Dr.Esengün Yengin, İ.Ü. Diş Hek.Fak.Protetik Diş Ted. AD

3.Prof.Dr.Gülümser Evlioğlu, İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Ted. AD

4.Prof.Dr.Sevcan Akesi, M.Ü. Sağlık Hizm. MYO.Diş Protez Bölümü

5.Y.Doç.Dr. Bilge Gökçen Röhlüg, İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Ted. AD

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

ALİ BALIK

İTHAF

Hayat görüşümün oluşmasında büyük katkıları
olan hocam sayın Prof. Dr. Türkan Saylan'a
ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Mesleki eğitimimde ve doktora tezimin hazırlanmasında bana her türlü destek olan danışmanım Sayın Prof. Dr. Haluk Keskin'e

Çalışmalarım sırasında değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Sayın Prof. Dr. Erman Tuncer'e,

Tezimin tüm aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Esengün Yengin'e,

Çalışmalarımda bana yol gösteren ve cesaretlendiren Sayın Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu, Prof. Dr. Sevcin Akesi ve Yard. Doç. Dr. Bilge Gökçen Röhlig'e,

Her zaman yanımda olup beni destekleyen ve çok büyük yardımlarını gördüğüm kuzenlerim Servet ve Gökhan'a,

Tezimin analizlerini gerçekleştirmekte yardımcı olan Yüksek Uçak Mühendisi Serkan Us'a ve tezimi hazırlarken yardımlarını esirgemiyen asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her döneminde beni destekleyip, daima yanımda olan annem, babam kardeşlerim ve dostlarıma,

Çalışmalarım sırasında sabır gösterip bana destek olan birtanem Vili'me,

teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİ
ÖZET	Xİİ
ABSTRACT.....	Xİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	14
2. GENEL BİLGİLER	15
2.1. ORAL İMPLANTOLOJİDE TEMEL KAVRAMLAR	15
2.1.1. Kemik Oluşum Mekanizması	15
2.1.2. Kemik Doku Tipleri	16
2.1.2.1. Morfolojik Sınıflama.....	16
2.1.2.2. Histolojik Sınıflama	16
2.1.3. Osteointegrasyon	17
2.2. DENTAL İMPLANTLAR	19
2.2.1. İmplant Materyalleri	19
2.2.2. İmplant Şekli	20
2.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri.....	22
2.3. FONKSİYONEL KUVVETLER ve İMPLANT BİYOMEKANİĞİ	23
2.3.1. Uygulanan Kuvvetin Yeri ve Büyüklüğünün Biyolojik Etkileri	25
2.3.2. İmplant Tedavisindeki Çiğneme Kuvvetleri.....	28
2.3.3. Protez Tipi-Materyali ve İmplant Desteği.....	29
2.4. DENTAL İMLANTLARIN KLİNİK KOMPLİKASYONLARI.....	31
2.4.1. Cerrahi Komplikasyonlar	31
2.4.2. İmplant Kaybı	31
2.4.3. Marginal Kemik Kaybı.....	32

2.4.4.	Peri-İmplant Yumuşak Doku Komplikasyonları	33
2.4.5.	Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları	33
2.4.5.1.	Vida Gevşemesi veya Kırılması	33
2.4.5.1.1.	Vida komplikasyonlarının Sebepleri.....	34
2.4.5.2.	İmplant –Abutment Bağlantı Kırılmaları ve Sebepleri	35
2.4.6.	Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar.....	36
2.5.	GERİLME ANALİZLERİ	37
2.5.1.	Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler	37
2.5.1.1.	Gerilme	37
2.5.1.2.	Gerinim.....	40
2.5.1.3.	Elastik Sınır.....	40
2.5.1.4.	Poisson Oranı	41
2.5.1.5.	Elastiklik Modülü (Young Modülü).....	41
2.5.1.6.	Lineer Elastik Cisim.....	42
2.5.1.7.	Elastik Şekil Değiştirme	42
2.5.1.8.	İzotrop Cisim	42
2.5.1.9.	Homojen Cisim	43
2.5.1.10.	Esneyebilirlik	43
2.5.2.	Gerilme Analizlerinde Kullanılan Yöntemler	43
2.5.3.	Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Metodu	44
2.5.4.	Sonlu Elemanlar Gerilme Analizinin İmplantolojide Kullanımı.....	47
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	52
3.1.	Geometrik Modelin Oluşturulması	54
3.2.	Matematiksel Modelin Oluşturulması.....	58
3.3.	Matematiksel Modellere Malzeme ve Elaman Özelliklerinin Verilmesi.....	61
3.4.	Matematiksel Modellere Sınır Şartları Verilerek Kuvvetlerin Uygulanması.	63
3.5.	Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Programında Uygulanması	64
4.	BULGULAR	65
5.	TARTIŞMA.....	83
	KAYNAKLAR	93
	ÖZGEÇMİŞ	109

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: Kemığın ve implantolojide kullanılan materyallerin Poisson oranı ve Young modülü	51
Tablo 3-1: Her bir sistemin eleman ve düğüm noktaları sayısı	61
Tablo 3-2: Modeldeki parçaların malzemelerinin mekanik özellikleri	61
Tablo 3-3: Her bir komponentin malzemesi	62
Tablo 4-1: Sistemlerin Genel olarak ve Komponent bazında en yüksek gerilme değerleri [MPa]	82

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Osteointegre implantlar	18
Şekil 2-2: Okluzal kuvvetlerin doğrultuları(166).....	24
Şekil 2-3: Vida kırığı.....	34
Şekil 2-4: İmplant boynu kırığı.....	36
Şekil 2-5: Gerilme Tipleri(100)	39
Şekil 2-6: Gerilme – Birim Uzama eğrisi (100).....	41
Şekil 2-7: Elemanlara ayrılmış bir modelde stres analizi(100).....	45
Şekil 3-1: Sistem-1(Astra Tech) Modeli, yarım görüntü.....	55
Şekil 3-2: Sistem-2(Biolok) Modeli, yarım görüntü	55
Şekil 3-3: Sistem-3 (Frialit) Modeli, yarım görüntü	56
Şekil 3-4: Sistem-4 (Swissplus) Modeli, yarım görüntü	56
Şekil 3-5: Sistem-5 (Camlog) Modeli, yarım görüntü	57
Şekil 3-6: Sistem-6 (ITI) Modeli, yarım görüntü.....	57
Şekil 3-7: Tetrahedron eleman şekli.....	59
Şekil 3-8: Kabuk eleman şekli	59
Şekil 3-9: Sonlu elemanlar modelinin genel görünümü-(sistem 1-2-3)	60
Şekil 3-10: Sonlu elemanlar modelinin genel görünümü-(sistem 4-5-6)	60
Şekil 3-11:Tetrahedron Eleman Şekli [1]	62
Şekil 3-12: Sınır Koşulları, uygulama yerleri kırmızı ile gösterilmekte	63
Şekil 3-13: Çözücü ayarları	64
Şekil 4-1: Sistem-1(Astra Tech), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]	66
Şekil 4-2: Sistem-2(Biolok), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa].....	66
Şekil 4-3: Sistem-3(Frialit), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa].....	67
Şekil 4-4: Sistem-4(Swissplus), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa].....	67
Şekil 4-5: Sistem-5(Camlog), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa].....	68
Şekil 4-6: Sistem-6(ITI), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]	68
Şekil 4-13: Astra Tech Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	69
Şekil 4-14: Biolok Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	69
Şekil 4-15: Frialit Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	70
Şekil 4-16: Swissplus Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa].....	70
Şekil 4-17: Camlog Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa].....	71

Şekil 4-18: ITI Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	71
Şekil 4-19: Astra Tech Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	72
Şekil 4-20: Biolok Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	72
Şekil 4-21: Frialit Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	73
Şekil 4-22: Swissplus Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	73
Şekil 4-23: Camlog Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	74
Şekil 4-24: Astra Tech İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	75
Şekil 4-25: Biolok İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	75
Şekil 4-26: Frialit İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	76
Şekil 4-27: Swissplus İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	76
Şekil 4-28: Camlog İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	77
Şekil 4-29: ITI İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]	77
Şekil 4-30: Sistem-1(Astra Tech), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]	78
Şekil 4-31: Sistem-2(Biolok), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]	78
Şekil 4-32: Sistem-3(Frialit), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]	79
Şekil 4-33: Sistem-4(Swissplus), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]	79
Şekil 4-34: Sistem-5(Camlog), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]	80
Şekil 4-35: Sistem-6(ITI), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]	80

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEM : (Finite Element Method) Sonlu Elemanlar Metodu

mm : Milimetre

MPa : Megapaskal

KgN : Kilonewton

N : Newton

μm : Mikron

ÖZET

Balık A. (2007). Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD, Çene-Yüz Protezleri BD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmada kullanımı halen devam eden altı farklı sistemin incelenmesi tasarlanmıştır. Çalışmada kullanılan implant-abutment bağlantıları birbirinden farklı şekilde tasarlanmış sistemlerden seçilmiştir. Burada amaç aynı malzeme özelliklerine sahip aynı yükleme koşullarındaki farklı implant abutment bağlantı sistemlerindeki gerilme dağılımını hesaplayarak birbirleri arasındaki avantaj ve dezavantajları gözlemlemektir. Hesaplar, sonlu elemanlar yöntemini kullanan yazılımlar ile gerçekleştirilmiştir.

İmplant sistemlerinin geomerik modelleri, ileri seviye çizim programlarından biri olan CATIA ile oluşturulmuştur. Çalışmada MSC.Nastran yazılımı kullanılarak lineer statik çözüm yapılmıştır. Yapılan analizler sonucunda en yüksek gerilmeler konik açılı implant- abutment bağlantı sisteminde en düşük gerilmeler ise internal hegzagonal implant abutment bağlantı sisteminde elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Abutment, FEM, Gerilme

ABSTRACT

Balık A. (2007). Three dimensional FEM analysis of the force distribution of different implant abutment connections. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Maxillofacial Prosthetics. Doktora Tezi. İstanbul.

In this study commonly used six different implant systems have been investigated. The implant-abutment connection types are selected from different designed systems for this study. The purpose of the this study is to investigated the strain distribution of different implant-abutment connection systems with same material properties under same loading conditions to evaluate the advantages and disadvantages of each system. The investigations have been performed with a software using FEM methods.

The geometrical modelling of the implant systems were done with an upper level drawing program CATIA. MSC Nastran software have been used to perform the linear static solution. According to the analysis implant-abutment connection system with conical angle showed the highest strain values and the internal hexagonal implant-abutment connection system showed the lowest strain values.

Key Words: Implant, Abutment, FEM, Strain.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tezin konusu farklı implant-abutment bağlantısı olan implant sistemlerinde aynı okluzal kuvvetler altında oluşan gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi hesaplayarak birbirleri arasındaki avantaj ve dezavantajları ile incelenmesidir.

İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant başarısını arttıracaktır.

İmplant sistemlerine gelen okluzal yüklerinin sistemde ve çevre kemikte oluşturdukları gerilimleri biyomekanik olarak incelemek için birçok teknik vardır. Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu; uygulanan kuvvetin protez, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilme lokalizasyonlarıyla, bunların daha net anlaşılabilir sayısal değerlerini vermesi, kemik, implantlar ve üst yapıların karmaşık geometrilerinin mümkün olduğunca gerçeğe yakın olarak oluşturulabilmesi nedenleri ile tercih edilmiştir(45).

Hem çap hemde uzunluk açısından üretici firmanın boyut değerlerine bağlı kalınarak ileri seviye çizim programlarından biri olan CATIA ile geomerik modelleri oluşturuldu ve modeller MSC.Patran programına aktarıldı. Kuvvetlerin uygulanması ve verilerin elde edilmesinde de MSC. Nastran programı kullanıldı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ORAL İMPLANTOLOJİDE TEMEL KAVRAMLAR

2.1.1. Kemik Oluşum Mekanizması

İnsan vücudunda bazı hücreler kemik yapmak için önceden programlanmıştır. Bu önceden programlanmış hücrelere osteoprogenitör hücreler veya osteojenik hücreler adı verilir. Osteoprogenitör hücreler, mezenkimal hücreler adı verilen daha ilkel hücrelerden orijinlerini alırlar. Osteoprogenitör hücreler kemik ihtiyacı olduğunda osteoblastlara dönüşürler. Osteoblastlarda kemik yapımına başlarlar. Kemik oluşumu öncesi uygun sinyalleri takiben, osteoblastlar sitoplazmik prosesler üretirler ve diğer osteoblastik hücrelerin ürettiği prosesler ile kontak haline geçerler. Böylece hücre ağı oluştururlar(25,146,152).

Osteoblast ve sitoplazmik proseslerinin arasında büyük boşluklar bulunur. Bu boşluklara intercellüler boşluklar adı verilir. Osteoblastlar bu boşluğa ürettikleri organik komponentleri salgırlar. Osteonectin ve osteocalcin matrisin iki amorf komponentidir. Osteonectin sadece kemikte bulunan bir protein olup, kollegen fibrilleri kemik minerallerine bağlar. Osteocalcin kalsiyuma bağlı bir protein olup, matriksteki minerilizasyonu sağlar. Osteoblastlar tarafından üretilen organik matrise osteoid denir. Osteoid oluşumunu takiben minerilizasyon ve kalsifikasyon işlemi başlar. Kemik oluşumunun bu safhasında organik matrise kalsiyum ve fosfat iyonları depolanmaya başlar. Kimyasal olarak hidroksiapatit kristalleri olarak bilinen kalsiyum fosfat bileşikler matris içine çökelir. Mineralizasyon sonrasında, osteoblastlar mineralize matrisle tamamen çevrelenir ve ostosit adını alır. Ancak bazı osteoblastlar organik matris üreterek yeni gelişen kemik yüzeyine doğru migrasyon yaparlar ve membran halini alırlar. Bu membrana periostium adı verilir ve periostiumdaki hücreler uyarıldığında yeni kemik yapımını sağlarlar. Kemik yüzeyinde bulunan bir diğer hücre tipide osteoklastlardır ve kemiğin rezorbsiyonundan sorumlu hücrelerdir(25,146,152).

2.1.2. Kemik Doku Tipleri

2.1.2.1. Morfolojik Sınıflama

Bu açıdan kemik doku, kompakt ve trabeküler kemik diye iki bölümden incelenir. İçinde çok az boşluk bulunan ve kemiğin dış yüzünü oluşturan yoğun kemiğe kompakt, kortikal kemik adı verilir. İçerisinde daha fazla boşluk bulunan kemiğe ise trabeküler, spongioz yada cancellous kemik adı verilir(106,146).

2.1.2.2. Histolojik Sınıflama

Kemik ışık mikroskopunda incelendiğinde iki kısma ayrılabilir. Olgun ve olgunlaşmamış kemik. Bu iki kemik arasındaki farklılık hacim içindeki osteosit miktarına, osteosit lakünlerinin büyüklüğüne ve osteositlerin matris içindeki konumuna bağlı olarak tanımlanabilir(152)

Kortikal ve spongioz kemik implant için bir alt yapı vazifesi görür. Hücreler ve mineralize ekstrasellüler matriks ihtiva eden kemik dokusu ve mekanik yükler altında şekillenme/yeniden şekillenme (modelling/remodelling) tepkisi implantın başarısını belirleyen faktörlerdendir. Aynı kişide lokal kemik özellikleri bölgeden bölgeye değişebilir. Kortikal kemiğin konfigürasyonu (Katı, bikortikal ve unikortikal) kemik içersindeki gerilim durumunu etkileyen en önemli faktördür. Kortikal kemiğin miktarını arttırmak gerinim miktarlarını azaltmaktadır. Kanselloz kemik poröz, yapısal olarak anizotropik ve homojen olmayan bir yapıdadır (20,56,82).

Bir implantın başarısı sadece kemik konfigürasyonuna bağlı değildir. Kemiğin mekanik, elektrik ve kimyasal uyarılara karşı tepkisel özellikleri de başarıda rol oynar(102).

2.1.3. Osteointegrasyon

İmplant, kelime anlamı olarak tedavi amacı ile canlı dokulara cansız maddelerin yerleştirilmesini ifade eder. Kaybedilen dişin yerini alan, sabit ya da hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyolojik uyumu olan biyofonksiyonel apareylere dental implantlar adı verilmektedir(159,163,173).

19. yüzyıl başlarında her alanda olduğu gibi diş hekimliği alanında da metal kullanımının yaygınlaşmasıyla, kemik içi implant olarak kabul edilebilecek tipte implantlarla ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır(118).

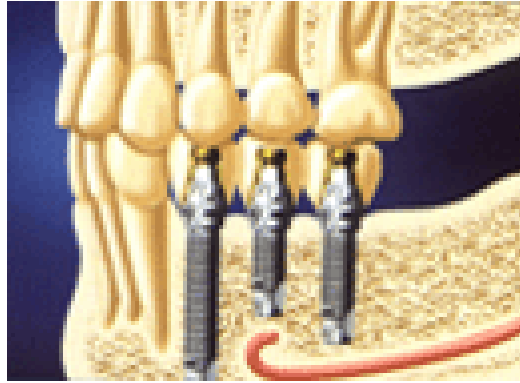
1913 yılında Greenfield, Philadelphia’da stomatoloji Akademisinde yayınladığı bir makalede, platin-iridyum metalinden yapılmış kafes şeklindeki implantı açıklamışlardır(146). 1933’te Dag, köprü desteği olarak kullanılan altından dökülmüş bir vida implant geliştirmiştir(62).

1930’lu yıllara kadar altın, gümüş, platin ve iridyum gibi kıymetli metallerden hazırlanan implantlar dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturması nedeniyle implant vakalarının çoğunda başarısız sonuçlar alınmıştır(62).

Son olarak 1965’te Bränemark’ın kullandığı saf titanyum ve 1970’lerde trikalsiyumfosfat ve hidroksiapatit implant materyali olarak uygulanmaya başlanmıştır. Osteointegrasyonu ilk kez Bränemark tanımlamıştır. Bu tanıma göre osteointegrasyon; yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temastır(53,173,181). Bu tanım, 1985 yılında canlı kemik dokusu ile yükleme altında implant yüzeyi arasında direk yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı olarak genişletilmiştir.

Kemik içine yerleştirilen osteointegre implant çevresindeki iyileşme normal kemik iyileşme sürecidir(Şekil 2-1). İlk olarak implant ile kemik arasında pıhtıya

dönüşecek olan kan elementleri birikir. Pıhtı, makrofajlar, lenfoid hücreler, polimorf çekirdekli hücreler gibi fagositik hücreler tarafından değişime uğratılır. Bu fagositik aktivite, cerrahi işlemi takiben birinci ve üçüncü günler arasında en üst düzeye ulaşır. Bu süre içerisinde, fibroblast, fibröz doku ve fagositleri içeren bir prokallus oluşur. Prokallus yoğun bağ dokusu halini gelir ve diferansiye olmamış mezenkimal hücreleri de ostoblast ve fibroblastlara dönüşür. İmplant yüzeyinde görülen ve osteoblastları içeren bu bağ dokusuna callus denir. Daha sonraki dönemde osteoblastlarda osteoblastik aktivite ile kemik dokusunu oluşturur(38, 152).



Şekil 2-1: Osteointegre implantlar

Branemark çalışmalarında öncelikle implant çevresinde implantla bire bir ilişkide saf kemiğin oluşturulup oluşturulamayacağını araştırdı ve bu çalışmaların sonucunda uygun şartlarda bir doku iyileşmesi ortamı yaratılırsa kemikleşmenin olabileceğini ortaya koydu. Osteointegrasyonun oluşmasını sağlamak için implant materyali (saf Ti), geometri (vida şekli), cerrahi protokol (yavaş veya hızla kemiğin kesilmesi, iki aşamalı implantasyon) ve uygun protetik teknikleri planladı, geliştirdi ve denedi(28,32,102).

Birçok değişkeni içeren bir implant tasarımında şekil göz önünde tutulması gereken önemli unsurlardan birisidir(31). İmplant üzerindeki yivler, fenestrasyonlar, gözenekler, oluklar ve basamaklar gibi görünür yüzey düzensizliklerinin implant ve kemik arasındaki mekanik düzeydeki kilitlenmeyi sağlayan unsurlar olduğu daha farklı çalışmalarla da gösterilmiştir(28,32,63,102,156).

Linkow ve Chercheve, implantın kemik içerisindeki bölümünün düzensiz bir şeklinin olması gerektiğine değinmişlerdir. Böylelikle kemiğin bu düzensiz bölge içine doğru büyüyebileceğini, implant ve çevre dokuda bir kollajen bağ dokusu oluşabileceğini belirtmişlerdir(111).

Tüm implant sistemleri için esas amaç, implant ve kemik arasında direkt ve uzun süreli bağlantıdır. Bu sonucu elde etmek için implant sistemlerinin tasarımcıları, biyomateryal ve biyomekanik alt problemleri göz önünde tutmalıdırlar. Bunlar implantlar üzerindeki in-vivo kuvvetler, ara yüzdeki yük dağılımı ve ara yüz doku tepkileridir(21,32).

2.2.DENTAL İMPLANTLAR

2.2.1. İmplant Materyalleri

İmplantlar yüksek seviyede mekanik yüke maruz kalmakta ve canlı dokularla temas halindedirler. Bir implant malzemesi kendisinden beklenen mekanik ve fiziksel özellikler kadar biyolojik özellikleride karşılayabilmelidir. Mekanik açıdan bakıldığında, implant malzemesinin çekme dayanımı ve young modülü gibi fiziksel özellikleri yeterli olmalı ve en az kemik kadar sert olmalıdır(153). Sadece biyolojik açıdan bakıldığında malzeme ve canlı doku arasındaki ilişki sadece dokunun ya da malzemenin etkilenmesini sağlayacak kadar küçük olmalıdır.

İmplant malzemeleri kimyasal yapılarına göre (metaller, polimerler, seramikler ve karbonlar) ya da biyolojik aktivitelerine göre (biyo-uyumlu, biyo-inert, biyo-aktif) sınıflandırılırlar(153).

a) Metal ve Alaşımları: Metal ve alaşımları; dirençleri, işlenebilirlikleri ve birçok teknikte steril edilebilmeleri gibi özelliklere sahip implant materyalleridir(77).

Periodik tabloda atomik sayısı 22 ve atom ağırlığı 47.9 olan titanyum dental implantlarda kullanılan saf bir elementtir. Saf titanyum; gümüş alüminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko ile alaşım oluşturabilir. Saf titanyuma, demir, nitrojen, oksijen ve karbon ilavesi onun mekanik özelliklerini artırır(132).

Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon rezistansları ve biyolojik uyumları nedeni ile kemik içi dental implantlarda tercih edilirler. Kemikten daha sert olmasına rağmen saf titanyum, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastik modülüne sahiptir. Bu özellik kemik-implant ara yüzünde stres dağılımının düzenli olmasına yol açar(81, 104).

b) Seramik ve Karbonlar: Teorik olarak karbonlar hem yüzey kaplaması hem de yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen elektrik ve ısı geçirgenlikleri ve de kırılganlıkları gibi belirgin dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenlerden dolayı sıklıkla metalik implantlarda kaplama materyali olarak kullanılırlar(108).

c) Polimerler: Polimerler, düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri dolayısıyla dental implantların majör yapı elemanları olarak geniş kullanım alanları yoktur. Seramiklere benzer şekilde ikincil amaçlarla yapısal izolasyon ve şok absorbe materyali olarak tercih edilirler(141).

2.2.2. İmplant Şekli

İmplantla kemik dokuları arasında stabil tutunma sağlamak ve fonksiyon sırasında bu bağlantıyı devam ettirmek için farklı tasarımlar geliştirilmiştir. İmplant çeşitleri dört ana gruba ayrılabilir(153).

- Blade tipi
- Vent tipi
- Silindirik tipi
- Vida tipi

a) Blade Tipi İmplantlar: 1940'ların sonunda Blade tipi implantlar ilk olarak ortaya çıkmış ve yaklaşık olarak 30 yıl kullanılmıştır(111). Temel olarak dişsiz çenelerde tedavi amaçlı olarak kullanılmışlardır. Fakat deneysel ve klinik uzun dönem başarı oranları yetersiz bulunmuş, yumuşak doku problemleri ve sürekli kemikte atrofiye sebep olmuştur. Bugün rutin olarak kullanılmamakta ancak aşırı rezorbe ağızlarda nadir olarak kullanılmaktadır(6).

b) Vent Tipi İmplantlar: Bu tip implantlarda genel biyomekanik amaçlar, daha geniş ankraj yüzeyi, implant yatağında mümkün olan en az kemik defekti ve implant hacminin küçültülmesidir. İmplantın gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerle bir çeşit şok absorbe edici olarak görev yapar ve kemik implant ara yüzündeki kayma direncini artırır(153).

c) Silindirik Tipi İmplantlar: Bu tip implantlarda fiksasyon, titanyum plazma sprengi veya hidroksil apatit kaplama ile sağlanır. İmplantın yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre daha küçük sayılabilir. Ancak moleköl büyüklükleri sayesinde angström seviyesinde kemik ile implant arasında, bir apozisyon sağlanır. Bu da stres transferinin olmasını sağlar(153).

c) Vida Tipi İmplantlar: Bu tip implantlarda, aksiyel gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe iletilir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının bizzat kendisi sağlar. Bu da stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gerekliliğini ortadan kaldırır(153).

Siegele ve Soltesz, silindirik, konik, basamak, vida ve vent tipi implantları sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemiş, silindir ve vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az iletildiğini bildirmiştir(154).

2.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri

Rijit implant kemik bağlantısının oluşturulması için mikroskopik yüzey özellikleri büyük önem taşır. İmplant yüzeyleri, yeni kemik oluşum oranını arttıracak ve implant yüzeyine etkiyen istenmeyen kuvvetleri azaltacak şekilde tasarlanır. İmplantın micro yapısı gerilmenin dağılımını, kemiğe tutunma miktarını ve hücrelerin implant yüzeyine olan reaksiyonunu etkiler(154).

İmplant yüzeyinin dizaynı, şekil ve kimyasal içeriği peri- implant doku iyileşmesini etkiler(134). Geçmişte daha çok düz ve cilalı implantlar kullanılıyordu. Günümüzde asitleme, titanyum plazma spreng uygulaması, kimyasal kaplama ve fiziksel buharla pürüzlendirme gibi farklı tekniklerle yüzey özellikleri oluşturulan implantlar kullanılmaktadır(29, 30).

Peri implant osteogenezisinin, etkilenmesinin değişik çeşitlilikleri içinde, implant yüzey morfolojisi özellikle önemlidir. Pürüzlü yüzeyli implantlar düz yüzeyli implantlara göre kemikle implant arasındaki yüzeyi artırarak primer stabilitenin korunmasına olumlu katkıde bulunur. Yüzey şekli ve pürüzlülüğü, protein- yüzey ve hücre-yüzey bağlantısı yoluyla yararlı hücre cevabını artırarak osteointegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler(9,35).Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışması, proliferasyonu ve farklılaşmasını direk olarak etkiler(113,115). Osteoblast benzeri hücreler, ekstra cellüler matrix üretimi, alkalın fosfat aktivitesi ve osteo kalsin üretimi ile pürüzlü yüzeylere daha kolay şekilde yapışırlar ve daha çok farklılaşırlar(17, 112, 149).

Pürüzlü yüzeyler aralarında kaplamalı ve kaplamasız yüzeyler diye iki kısma ayrılır(112):

Kaplamalı yüzeyler; a) titanyum plazma spreyl kaplı yüzeyler (TPS)

b) hidroksi apatit kaplı yüzeyler (HA)

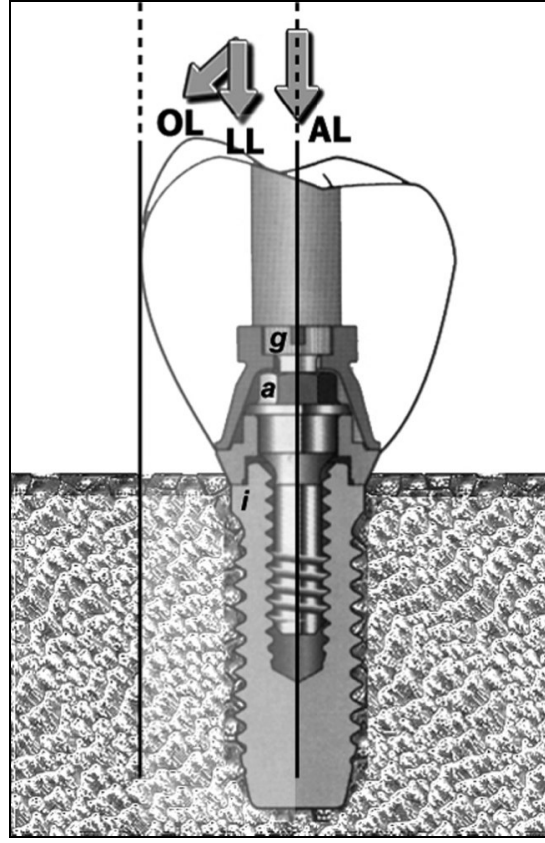
Kaplamasız yüzeyler; kumlanmış ve asitlenmiş yüzey (SLA)

Peri-implant iyileşmesinde, implantın yüzey özellikleri yüzey kimyasından daha etkilidir. Hidroksi apatit (HA) kaplamalar kemikle iyonik bağlar oluşturarak daha geniş bir tutunma yüzeyi oluştururlar. İmplant yüzeyinin HA ile kaplanması peri-implant osteogenesisini hızlandırıcı etki yapar. Ayrıca metalin iyon salınımına mekanik bariyer görevi görerek iyileşmeyi kolaylaştırır. Farklı deneysel çalışmalarla, titanyum yüzey üzerine bir HA tabakası ilave edilerek iyi bir primer iyileşme sağlandığı gösterilmiştir(171).

Düşük yoğunluktaki kemiğin başlangıçtaki stabilitesini artırmak ve kemik implant arayüzeyinin kalitesini maksimize etmek için Straumann enstitüsü tarafından SLA yüzeylerinin kullanımı tavsiye edilmiştir. Bu uygulama osteointegrasyon süresini azaltarak bir avantaj sağlamaktadır. Histolojik bir çalışmada HA ve TPS kaplamalı yüzeylere oranla kumlanmış ve SLA yüzeylerin kemikle implant arasında daha yüksek temas yüzeyi sağlandığı görülmüştür(38).

2.3. FONKSİYONEL KUVVETLER ve İMPLANT BİYOMEKANİĞİ

Dental implantlar tam ve parsiyel dişsizlik vakalarında otuz yılı aşkın süreden beri yaygın olarak kullanılmaktadır. Pek çok klinik çalışmada yüksek başarı oranları bildirilmiş olsa da erken yada geç dönem implant kayıpları hala kaçınılmazdır(61). Geç dönemde meydana gelen kayıplar protez yapımından sonra oluşur ve genellikle biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir. Biyomekaniğin implant kayıplarından sorumlu mekanizması hala tam olarak anlaşılamamıştır(168).



Şekil 2-2: Okluzal kuvvetlerin doğrultuları(166)

Okluzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün(Şekil2-2); kemik-implant-protez kompleksinin tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir(67,124,138). Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken yükün kaynağının tanımlanması önemlidir. İmplant destekli bir protez dış (fonksiyonel veya parafonksiyonel kuvvetler) ve/veya iç (iç ve dış ön sıkıştırma) kuvvetlerin etkisi altındadır(57,124,158). Bu kuvvetlerin nitelik ve niceliğini incelerken implant ve kemik üzerindeki in vivo davranışları göz önüne almak gerekir. Bugüne kadar implantlar üzerine gelen in vivo kuvvetler sadece abutment seviyesinde ölçülmüştür(67). İmplantların etrafındaki intraosseoz gerinimler biyosensörler yardımıyla ölçülmedikçe implantların etrafındaki kemik oluşumu ve şekillenmesine rehberlik edecek gerilim eğrileri bilinemez. Şu anda implantların etrafındaki kemikteki gerilim ölçümleri in vivo veriler veya in vitro modellerle elde edilen teorik modellerle yapılmaktadır. Ancak hala pek çok çalışmanın sonuçlarının implantların biyomekanik özelliklerini in vivo olarak doğru şekilde yansıtıp yansıtmadığı bilinmemektedir.

Kuvvetlerin doğru değeriendirilmesi genellikle karışık bir problem olduğu için ve deneylere katılması gereken pek çok parametrenin güçlülüğünden dolayı kesin bir bilimsel sonuca ulaşmak imkansızdır(57,167).

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve abutmentler aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir. Bugüne kadar pek çok araştırmacı bu yük transferi basamaklarının her biri üzerinde tek tek durarak aşğıdaki faktörlerin biyomekanik etkilerini incelemişlerdir(166).

- Kuvvetin yönü
- Kuvvetin büyüklüğü
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant dizaynı
- Destek implantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleri

2.3.1. Uygulanan Kuvvetin Yeri ve Büyüklüğünün Biyolojik Etkileri

Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanması implant protez kompleksindeki basma ve germe gerilimlerini artırır ve implantların etrafındaki kemik şekillenme sürecini etkiler. Şu anda insan çene kemiklerinin fizyolojik tolerans limitleri bilinmemektedir ve implant kayıpları yüksek gerilim değeriilerinin karşılanamaması nedeniyle gerçekleşebilir(166).

İmplant ve çevre kemikteki kuvvetin büyüklüğünü aşağıdaki faktörler etkiler(20,26):

- İmplantın şekli, geometrisi, sayısı, uzunluğu, çapı ve açısı
- Dental arkta implantın yeri
- Protezin tipi ve geometrisi
- Protez materyali
- Üst yapının stabilizasyonu
- Proteze gelen okluzal kuvvetlerin yeri, yönü ve büyüklüğü
- Karşı dental arkın dişsel durumu
- Mandibular rezorbsiyon
- Kemik yoğunluğu
- Hastanın yaşı ve cinsiyeti
- Beslenme alışkanlığı

İmplant destekli proteze eksternal yük yüklenmesi tüm sistemde gerilimi artırır ve destek kemikteki gerilim reaksiyonlarının oluşmasına neden olur. Okluzal kuvvetlerin hemen hemen hiç biri implantın uzun aksına dik olarak gelmez ve tam bir aksiyal yükleme sağlanamaz. Bunun aksine, okluzal kuvvetler farklı yönlerden ve farklı sıklıklarla meydana gelir. Kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekildedir ve klinikte tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine sebep olur(140,158). Bu eğilme momenti, okluzal tabla ve implant arasındaki klinik mesafe ile kuvvetin çarpımıdır. Dikey boyut arttıkça eğilme momentide doğru orantılı olarak artar(179). İmplantlara iletilen kuvvetlerin dikey ve yatay bileşenlere ayrılarak gerilim oluşturmaları nedeniyle proteze gelen kuvvetin tam olarak nereden uygulanmış olduğu önemlidir(10,32). Örneğin, sabit bir proteze destek olmak üzere vertikal olarak yerleştirilmiş iki implanta aksiyal yönde ve tam ortadan bir kuvvet etki ettiğinde kuvvetin iki implant tarafından eşit olarak paylaşılacağı düşünülmektedir. Eğer kuvvet sadece bir implanta uygulanırsa o implant bu kuvveti potansiyel bir apikal hareket ile karşılamaya çalışacaktır. Kantilever yüklemesi kantilevere komşu implanta gelen kuvvetin aşırı artması ile sonuçlanacaktır. Bu nedenle, implanta gelen ve implant tarafından karşılanan kuvvetler arasındaki eşitliği sağlamak gereklidir(10,128,136,138,167,179).

Kemik biyolojisi üzerine yapılan çalışmalarda, implantın aşırı yüklenmesinin implant başarısızlığına neden olduğu belirtilmektedir. Aşırı yüklenmeler ile implantı çevreleyen kemikte aşırı deformasyonlar (2000-3000 microstrain) oluşur(160). Patolojik olarak aşırı yüklenme meydana geldiğinde basma ve germe değerleri kemiğin psikolojik tolerans sınırını aşar ve kemik-implant ara yüzünde mikro çatlaklara neden olur(128,136,142,160). Aralıklarla tekrar eden kuvvetler, aşırı yüklenme sonucu kemik dokusu içinde mikro çatlakların oluşmasına neden olunurken, düşük kuvvetlerin sürekli uygulanmasıyla yorgunluk kırığı diye adlandırılan başarısızlığa neden olunur(59).

Dinamik yüklenmenin aşırı olması, implant boynunun çevresindeki kemik yoğunluğunda azalmaya ve krater benzeri kırıkların oluşmasına neden olabilir. Aşırı yüklenme sonucu meydana gelen implant kırıklarının protetik tedavinin yapılmasını takiben birinci yıl içinde olduğu bildirilmiştir. Deneysel hayvan çalışmalarında da, benzer bulgular olduğu bildirilmiştir(143).

Hoshaw ve arkadaşlarının, 12 hafta kuvvet uygulanmasından sonra, implant boynu çevresinde artmış kemik kaybına ve implantın 350µm çevresindeki korteksteki mineralize kemik oranındaki azalma implanta aşırı yüklenme olduğunun kanıtıdır(80).

Marjinal kemik rezorpsiyonu, implanttan kortikal kemiğe iletilen oklüzal kuvvetleri önlemek için hazırlanmış implantın koronali ve kemik arasındaki mekanik bağlantıdaki hatası ile ilgilidir. Düşük intraosseöz gerilimler (100 mikrostainin üstünde) kullanılmaması kemik kaybına neden olur. Gelen kuvvetlerin kemikte rezorpsiyon oluşturmamasında implant yüzeyinin önemli bir rolü vardır; yüzey pürüzlülüğünün artması, kemik apozisyonu ve kemik-implant ara yüzündeki şekillenmeyi dengeler(64,134).

İmplant yüzey topografisi ara yüzdeki basma ve germe gerilim büyüklüğünü kontrol eder. Eğer yüzey pürüzlü ise oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde kullanılan toplam yüzey artar. Sonuç olarak, implant çevresinde daha az basma ve germe gerilimleri elde edilmiştir(134). Ayrıca, pürüzlü yüzeyli implantlar düz yüzeyli implantlara göre kemikle daha iyi mekanik tutunma sağlar. Bu nedenle, pürüzsüz yüzeyi

olan implantlar kemik yüzeylerinden doğal bir potansiyel ile ayrılır, bu da kemik arayüzünde stres oluşması ve kemiğin rezorpsiyona uğramasına neden olur(38).

2.3.2. İmplant Tedavisindeki Çiğneme Kuvvetleri

Doğal dişli bireylerde maksimum ısırma kuvvetleri, çenenin farklı bölgelerinde ve bireysel olarak farklılık gösterir(78,177). Maksimum ısırma kuvveti, destek dokuların kuvvetleri tolere etme kapasitesine ve ısırma kuvvetlerinin ölçüldüğü andaki ruhsal durumuna bağlıdır(40). En büyük ısırma kuvveti 443 kgN olarak ölçülmüştür(69). Doğal dişli bireylerdeki ısırma kuvvetleri total protez taşıyan hastalara göre 5-6 kat daha fazla olduğu gözlenir(76). Erkeklerdeki ısırma kuvvetleri bayanlardan daha yüksektir(78).

Raadsheer yaptığı bir çalışmada, ısırma kuvvetlerini erkeklerde ortalama olarak 545.6 N (n=58), kadınlarda 383.6 N (n=61) ve maksimum ısırma kuvvetini erkeklerde 888 N, kadınlarda 576 N olarak ölçmüştür(135).

İmplant üstü sabit protez taşıyan bireylerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları, doğal dişli bireyler ve köprü protezi taşıyan bireylerle aynı veya yakın özelliktedir(75). Total dişsiz alt çenelerin sabit implant üstü protezle restorasyonunda, çiğneme fonksiyonlarının ve ısırma kuvvetlerinin artışı gözlemlenmiştir(41,87,74). Carr ve Laney, implant destekli protez yapımından hemen sonra maksimum ısırma kuvvetlerini 4.5 N-25.3 N, üç ay sonra 10.2-57.5 N olarak ölçmüşlerdir. Bu çalışmaya göre ısırma kuvvetleri çiğneme etkinliğinin artmasıyla orantılı olarak artmaktadır(39).

İmplanta gelen kuvvetlerin büyüklüğü ve implantın dental ark üzerindeki konumuna göre değişir. Mericske-Stern ve Zarb okluzal kuvvetleri araştırmak için, bir grup parsiyel dişsiz hastayı implant destekli sabit köprülerle tedavi ettikten sonra maksimum ısırma kuvvetlerini birinci premolar bölgesinde ortalama olarak 200 N'dan daha düşük ve ikinci premolar ve molarlar bölgesinde 300 N olarak ölçmüşlerdir(123).

Bu bilgilere göre posteriyor bölgeye yerleştirilen implantlar yüksek ısırma kuvvetlerinden dolayı büyük risk altındadır. Bu sebeple posterior bölgede daha uzun ve geniş çaplı implantların yerleştirilmesi önerilmektedir(110,126). Bir çok durumda yaşa bağlı olarak dentisyonda bozulmalar meydana gelir ve okluzal ısırma kuvvetlerinde azalma gözlenir(78). İmplant dizaynı ve implantın dental arktaki konumu çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlı olarak marginal kemik kaybı meydana getirir. Son veriler, maksimum ısırma kuvvetlerinin biyolojik etkilerini ve ısırma kuvvetlerinin marginal kemik kaybına nasıl yol açtığını henüz tam olarak açıklayamamaktadır. Kemik hücrelerinin implanta bağlantısı için zaman ve implantların yükleme hikayesi etkili faktörler olabilir(42,43). Bu parametreler için implant çevresinde koltrollü yüklemelerle zamana bağlı kemik reaksiyonlarını değerlendiren çalışmalara ihtiyaç vardır.

2.3.3. Protez Tipi-Materyali ve İmplant Desteği

Protez tipi implanta gelen yükün miktarını etkiler. Simante edilen implant destekli kuron- köprü protezlerde vida boşluğu olmadığı için oklüzyon aksiyal yükleme ihtiyacını karşılayacak şekilde ayarlanabilir. Vida bağlantılı ve overdenture protezler, simante edilen implant destekli protezlerle kıyaslandığında; okluzal çiğneme kuvvetleri ile gelen baskı kuvvetlerinde azalma, abutment etrafındaki eğilme momentinde artma gözlenir(91). Üst çenede rezorbsiyon miktarı implantların konumlarını etkiler. Bu konumlamadan dolayı özellikle overdenture protezlerde kantileverlerin çok uzun olması ve bu da implantlara eğilme momentlerinin artmasına neden olur. Bu yüksek momentler, özellikle maksilladaki overdenture tedavisinde implantın başarı oranının düşük olmasına sebep olur(19,96). Dışsız maksillanın protetik rehabilitasyonu, restoratif diş hekimliğinin en zor tedavilerinden birini oluşturur.

Overdenture protezlerde implantlara gelen kuvvetin miktarını, kullanılan ataçman sayısı ve ataçman türlerinin çeşitliği belirler. Ayrıca, ataçmanların protezle bağlantı şekli, hastanın beslenme alışkanlığı ve protezin uygun şekilde adaptasyonu implantlara gelen kuvvet miktarını etkileyen diğer faktörler arasında sayılabilir(157,68).

Kullanılan protez tipinden bağımsız olarak, implant protez kompleksi okluzal kuvvetleri implant çevre kemiğine aktarır. Dolayısıyla protez materyalinin kuvveti absorbe etme oranı bir araştırma konusu olmuştur. Skalak, akrilik dişlerin kullanımının implantlar üzerine gelen şok kuvvetlerinin absorbe edilmesinde etkili olduğunu göstermiştir(156). Branemark et al, implant üstü protezlerin okluzal yüzeyleri için akriliğin kullanımını önermişlerdir (25). Akriliğin esneme özelliği darbe kuvvetlerinin negatif etkilerine ve kemik implant arayüzündeki mikro kırılmalara karşı koruyucu vazifesi görür. Ancak akriliğin şok absorbe etme özelliği literatürde bilimsel olarak kanıtlanamamıştır (151,162).

Akriliğin şok kuvvetlerini emme özeliğine karşın, bazı teknik dezavantajları vardır. Örneğin, düşük aşınma dayanımı nedeniyle protezin uygulanmasından kısa bir süre sonra erken temaslara neden olur. Öte yandan altın ve porselen malzemeler, kuvveti absorbe etmedikleri halde sıklıkla kullanılmaktadır. Protez malzemesinin doğru seçiminin halen bir tartışma konusu olmasına rağmen, implantın başarısında malzemenin fazla etkili olmadığına dair genel bir kanı bulunmaktadır(33).

İmplant sayısı, uzunluğu, çapı, ve pozisyonu hem kuvvetin iletimi hemde bunun sonucu implant ve çevre dokularda oluşan stresin dağılımını etkiler. İmplant sayısı, uzunluğu ve çapının artması özellikle eğilme kuvvetlerine karşı implantların biyomekanik özelliklerini artırır(79,161,101). Duyck ve arkadaşları, 5-6 ve 3-4 implant destekli sabit protezlerde oluşan okluzal kuvvetlerin büyüklüğünü ve dağılımını açıklamışlardır. Az sayı ile desteklenmiş implantlarda yüksek kuvvetler gözlemlenmiştir. Üç implant kullanılan prtezlerde yüksek eğilme momenti oluşmuştur(58).

Özellikle kantileverli protezler yapıldığında bu bölgede oluşan yük kaldırma etkisi oluşturur. Bu da özellikle yakın implant etrafında aşırı baskı kuvvetlerinin oluşmasına neden olur(128).

On yıllık dönemde ağızda kalma başarısı gösteren 4-6 implant veya geniş çaplı 3 implantla desteklenen sabit protezlerin incelendiği bir çalışmada, implant sayısının belirgin tedavi alternatifi olduğuna dair bir veri elde edilememiştir. Bununla birlikte tüm klinik çalışmalar, daha çok sayıda implant desteği daha güvenli bir protez yapılmasını sağladığını göstermektedir(27).

2.4. DENTAL İMPLANTLARIN KLİNİK KOMPLİKASYONLARI

İmplant tedavisinden karşılaşılan sorunlar başlıca 6 gruba ayrılır(44):

1. Cerrahi komplikasyonlar
2. İmplant kaybı
3. Marginal kemik kaybı
4. Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları
5. Mekanik komplikasyonlar
6. Estetik ve fonetik komplikasyonları

2.4.1. Cerrahi Komplikasyonlar

Kanama, duyu iletim bozukluğu, yan dişte devitalizasyon, mandibula kırığı, hayatı tehdit eden kanama, hava embolisi, implantın mandibular kanala girmesi, implant kapağı aspirasyonu, göz içi kanama, gibi birçok komplikasyon literatürde yer almıştır. Kanama komplikasyonları %24(98,178), duyu iletim bozukluğu %7(11,6,7). Mandibula kırığı %0.3 tür ve aşırı rezorbe mandibulada gözlenmiştir (98,6).

2.4.2. İmplant Kaybı

Protez, dental ark, kayıp zamanı, implant uzunluğu, kemik kalitesi ve sistemik koşullar gibi faktörler göz önünde bulundurularak implant kaybı değerlendirilir.

Sabit tam protezlerdeki ortalama implant kaybı %9.8, mandibuladaki implant kaybı %2.7 dir. Overdenture protezlerde implant kaybı maksillada %21.3 ve mandibulada %5 dir. Sabit kısmi dişsizlik vakalarında maksildaki implant kaybı %6.6, mandibulada %6.2 dir. En düşük implant kaybı %2.7 ile tek diş retorasyonlarında gözlenmiştir(70).

İmplant kayıplarının zamana bağlı olarak incelenmesi durumunda, protezden sonraki ilk yıl görülen kayıpların oranı ikinci yıla göre iki kat daha fazla gözlenmiştir. Üçüncü yıldaki kayıplar ikinci yılın da altına düşmüştür(88,94).

İmplant boyu ile ilgili çalışmalarda, en fazla implant kaybının maksilladaki 7 mm lik implantlarda ortaya çıktığı gözlenmiştir (93).

Kemik türü ile ilgili çalışmalarda, tip-IV kemik türündeki implant kayıp oranlarının tip-I, III türlerindekiyle göre dört kat daha fazla olduğu gözlenmiştir(86).

Protez öncesi implant kayıplarının sebepleri arasında; cerrahi sırasında kemiğin aşırı ısıtılması, enfeksiyon, hastanın sağlık durumu yada iyileşme dönemindeki micro hareketler gösterilmiştir(5, 24).

Protez sonrası implant kayıplarının sebepleri arasında; kötü ağız hijyeni, aşırı okluzal yükler, hatalı implant-abutment bağlantısı gösterilmiştir(95, 155).

2.4.3. Marginal Kemik Kaybı

İlk yılda gözlenen marginal kemik kaybı 0.4mm ile 1.6mm arasında değişen (ortalama 0.93 mm) oranlarda görülmüştür(1,107). Yıllık ortalama kayıp 0.1 mm civarında belirtilmiştir. İmplant yerleşiminin ardından küçük bir miktar marginal kemik kaybı görülmesi doğaldır. Marginal kemik kaybının fazla olmasının sebebi; cerrahi işlem sırasında implantın aşırı zorlama ile yerleştirilmesi sonucu kemikte oluşan aşırı gerilme ve protez sonrası aşırı okluzal yüklerdir(143,7). İmplantın başarısının devamı

için dikey kemik kaybının ilk yıldan sonra 0.2 mm altında seyretmesi gerekmektedir(182).

2.4.4. Peri-İmplant Yumuşak Doku Komplikasyonları

Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları; doku yırtılması, fistül, gingival iltahap, diş eti çekilmesi durumlarını içermektedir. Bu tür komplikasyonların %2-11 arasında olduğu gözlenmiştir(13). Estetik bölgelerdeki doku yırtılması yumuşak doku kaybına sebep olarak nihayi estetik sonucu olumsuz yönde etkiler ve yumuşak doku operasyonunu gerektirebilir. Yumuşak doku iltihabı en sık rastlanan komplikasyondur.

Yumuşak doku komplikasyonları genellikle kötü ağız hijyeni, abutment ile implant arasındaki bağlantının gevşekliği ya da hatalı bağlantıya bağlı oluşan boşluklardır(13). İmplant abutment bağlantısının iyi şekilde yapılması ve üzerine yapılan kuronda sızdırmazlık sağlanması bu tür sorunların önüne geçer(8). Diş eti kalınlığının fazla olması estetiği artırırken üst yapı parçalarının bağlanmasını ve implant çevresinin bakımını güçleştirir(51).

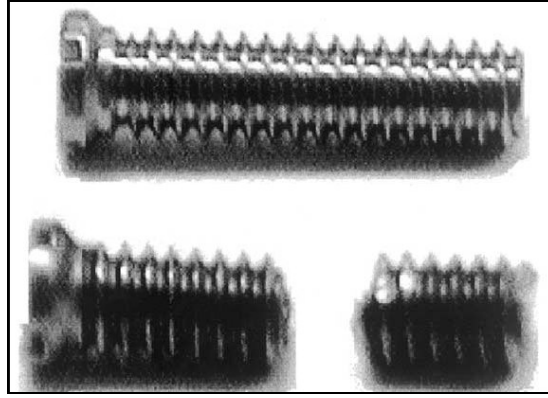
2.4.5. Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları

Mekanik komplikasyonlar; vida gevşemesi, vida kırılması, implant kırılması, üst yapıda kırılma, karşı protezde kırılma ve overdenture mekanik tutunma problemleridir(148).

2.4.5.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması

Geçmişte yapılan birçok klinik çalışmada external hegzogonal bağlantılı implant sistemlerinde vida gevşemesi veya kırılması(Şekil2-3) olduğunu yayınlamışlardır. Vida komplikasyonları tek diş eksikliği, total dişsizlik ve parsiyel

dişsizlik vakalarının hepsinde gözlenmiştir(18,89,92,99,107,182). Bununla beraber uygun materyal kullanımı basit mühendislik prensipleri ile bağlantı yapıları daha güvenli hale getirilmiştir(165). Geçmişte yapılmış çalışmalarda tek diş eksikliğindeki vida kaybı %8.7 iken solid konik abutment kullanımı ile vida kayıp oranı %3.6 ya düşmüştür(109).



Şekil 2-3: Vida kırığı

2.4.5.1.1. Vida komplikasyonlarının Sebepleri

Vida boynu stabilitesi birçok kritik faktörü içermektedir. Bu faktörlerden aşağıdaki üç tanesi çok önemlidir(148):

- 1) Yeterli ön sıkıştırma
- 2) İmplant ve abutment'in uygun bağlantısı
- 3) İmplant-abutment ara yüzeyinde antirotasyonel bağlantı şeklinin olması

Doğru şekilde uygulanan tork kuvveti implant ve ara parçaların tümünün uygun şekilde ön sıkıştırma ile bir arada durmasını sağlar. Eksternal hegzogonal vida çifti sistemlerinde, ön sıkıştırma, implant ile abutment'in okluzal kuvvetlerle birbirinden ayrılmasına karşı koyan bir kuvvettir. Eğer okluzal kuvvetler ön sıkıştırmayı aşarsa ve ve kitleme sisteminde anti rotasyonel bir özellik yoksa ilerki dönemlerde vidanın kaybı gözlenir. Sistemin anti rotasyonel mekanizması olması durumunda dahi, yapıların

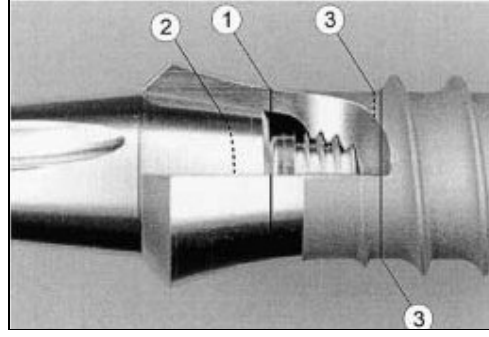
bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetleri ile küçük rotasyonel hareketler oluşur. Bağlantı yerinde fonksiyonel kuvvetlerle oluşan micro hareket ve vibrasyon vida kaybı ile sonuçlanana kadar ön sıkıstırmada gevşeme meydana getirir(22). Bu problem klinik raşetlerin kullanılması ile %30-50 oranında azaltılmıştır(71). Eksternal hegzogonal bağlantı sistemlere kıyasla vidasız yivli abutment sistemleri rotasyonu sıfıra indirir. Daha önceki çalışmalara göre, yivli abutment sistemleri, vidalı bağlantı sistemlerine göre yaklaşık olarak dört kat daha fazla sıkıştırma özelliğine sahiptir. Buna ek olarak yivli bağlantılarda, gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10-20 daha yüksek iken, vidalı bağlantılarda gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10 düşüktür(164).

İmplant abutment vida bağlantılı sistemlerde yüzey özelliklerinin rotasyona izin vermiyecek şekilde ayarlanması gerekmektedir.yapılan çalışmalarda bu sistemlerin dört dereceden fazla rotasyon gösterdikleri saptanmıştır(23). Buna kıyasla vidasız yivli abutment sistemleri mekanik sürtünme özellikleri sayesinde rotasyon ortadan kaldırılmıştır(165).

Vida gevşediğinde metalin yorulması kırılmaya yol açar. Özellikle inter okluzal mesafenin fazla olduğu durumlarda okluzal mesafe ile orantılı olarak moment artar ve bağlantı yerinde gerilmenin artmasına sebep olur(165).

2.4.5.2. İmplant –Abutment Bağlantı Kırılmaları ve Sebepleri

Bu tip kırılmalar genellikle implantın kaybedilmesine yol açtıkları için en önemli problemlerdir. Yapılan araştırmalarda %5 e varan yapı kırılmaları gözlenmiştir. Zamanla bu oranın artması bu olayın metal yorulmasına bağlı olduğunu ve kırılmanın zamana bağlı bir problem olduğunu göstermektedir(147).



Şekil 2-4: İmplant boynu kırığı

Yapılan çalışmalarda implant kırılmalarının(Şekil2-4) en çok posterior bölgede, bir veya iki implantın kantileverle kullanıldığı durumlarda ve bruksizm yada aşırı okluzal kuvvetler altında ortaya çıktığı gözlenmiştir(16,137). İmplantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmesi eğilme momentini artırır. Yapı kırılmalarını azaltmak için; daha geniş çaplı bağlantılar kullanılması, dayanak sayısının artırılması ve implantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmemesi tavsiye edilmektedir. Vidasız yivli abutment bağlantılarında yapı kırılmaları gözlenmediği için bu önlemlerin alınmasına gerek kalmamıştır(136).

Isırma kuvvetleri molar bölgede anteriora göre üç kat daha fazla olduğu için kısmi dişsizlik vakalarında posterior restorasyonlar implanta en yüksek kuvvetler gelmesine yol açar. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vidalı bağlantılı implantlarda vidada ve yapıda kırılmaların olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda standart yada daha geniş çaplı implant ve vidasız yivli abutment kullanılması tavsiye edilmektedir (148).

2.4.6. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Fonetik problemler implant üstü tek diş restorasyonları haricindeki diğer üç protez tipinde gözlenmiştir. Fonetik problemler daha sık olarak maksillada görülmektedir. Özellikle aşırı rezorbe maksillanın sabit restorasyonunda protez altındaki hava kaçağının fonetik problemlere sebep olduğu gözlenmiştir. Bu problem zamanla

aşılabilir olup hastalar dudakları ile daha fazla basınç yaratarak bu sorunu hallederler(92).

Estetik problemler, overdenture haricindeki diğer üç protez tipinde gözlenmiştir. Bu problemler arasında, hatalı restorasyon kontürü, yetersiz dudak yanak desteği, diş eti çekilmesine bağlı olarak implant abutment bağlantısının gözükmesi sayılabilir(92).

2.5. GERİLME ANALİZLERİ

Gerilme analizlerinin amacı iki ya da üç boyutlu bir cisme uygulanan çeşitli kuvvetler altında hacim içerisinde meydana gelen gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir.

2.5.1. Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler

Gerilme analizlerinin amacı iki ya da üç boyutlu bir cisme uygulanan değişik yön ve büyüklükteki kuvvetler ile hacim içerisinde ortaya çıkan gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Bir gerilme analizinde gerek uygulama öncesinde gerekse de sonuçların değerlendirilmesinde bazı teknik terimlerin doğru olarak algılanması gerekmektedir. Bu teknik terimlerin birbiri arasındaki küçük farkların göz önünde bulundurulmaması sonuç alma ve değerlendirmede problemlere yol açabilmektedir.

2.5.1.1. Gerilme

Gerilme, belirli bir kuvvetin bir cisme uygulanmasıyla o cisim içerisinde, uygulanan bu kuvvete karşı oluşan tepki olarak tanımlanmaktadır. Birim alana düşen kuvvet gerilme olarak bilinmekle birlikte, kuvvet / alan hesaplaması ile elde edilmekte olup birimi ise N/m^2 'dir(72,130,145).

Bir cisme bir kuvvet etkidiğinde, dışarıdan gelen kuvvete karşı bir direnç gelişir. Dışarıdan gelen kuvvete karşı içeride meydana gelen bir tepki olan gerilme, dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç (gerilme) cismin tüm alanı üzerine dağılır ve böylece yapının üzerindeki gerilme birim alana gelen kuvvet olarak isimlendirilir(72,83,100).

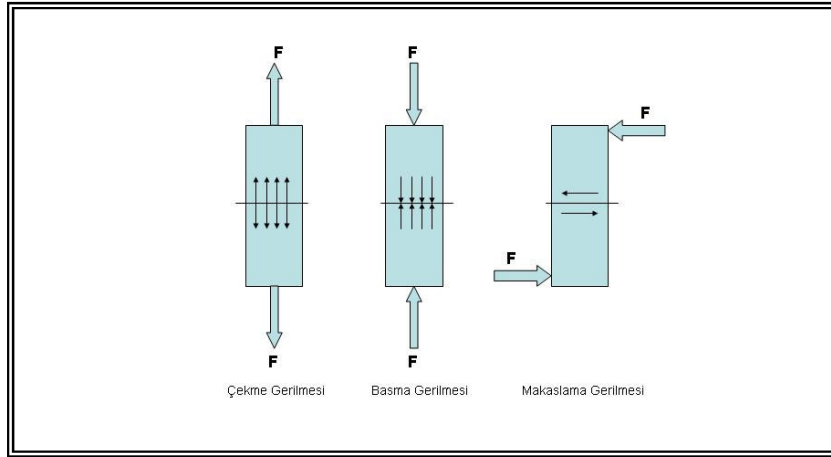
2.5.1.1.1. Gerilme Tipleri

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu etkiler çoğu zaman bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık gerilmelerin oluşmasına yol açar. Esas olarak üç temel gerilme tipi(Şekil2-5) meydana gelmektedir(49,50,145).

Çekme gerilmesi (*tensile stress*); cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur.

Basma gerilmesi (*compressive stress*); cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.

Kayma gerilmesi (*Shear stress*); cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.



Şekil 2-5: Gerilme Tipleri(100)

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve σ sembolü ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise τ simgesi ile gösterilir. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir(20, 130).

a) Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilimlere *Asal Gerilme* denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. σ_1 en büyük pozitif değeri; σ_3 , σ_2 en küçük değerleri gösterir(145).

b) Mohr Dairesi

Birleşik gerilme durumlarının mevcut olduğu cisimde kesit değişikçe gerilme türünün değişimi grafik ile gösterilmekte ve *Mohr Dairesi* olarak adlandırılmaktadır. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir. Kesite döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_2) ile en büyük

normal gerilme (σ_1) bulunmaktadır. Bu asal gerilmelerle uyuşan eksenlere asal eksenler (Principle axes) denir. Bu dairede yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen ise kayma gerilmelerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis eksenini üzerindedir(83).

c) Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

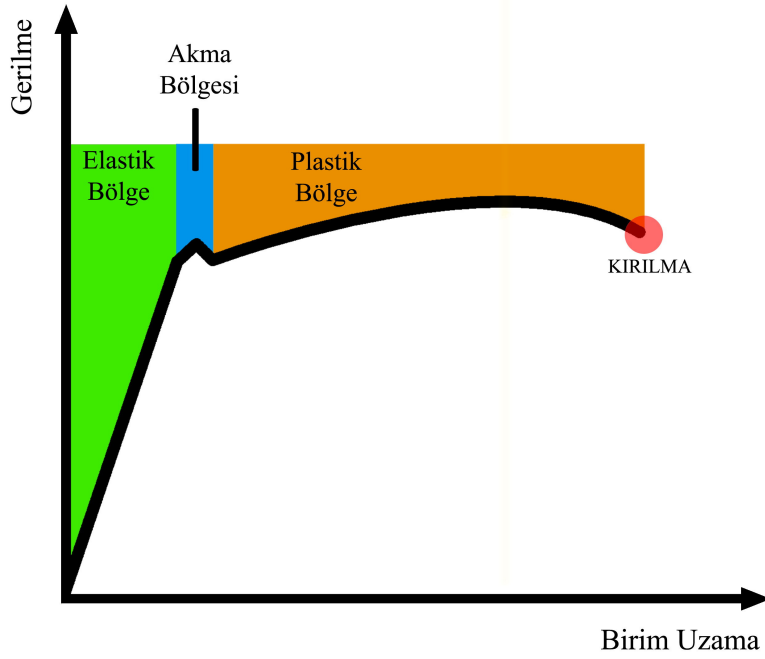
Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir.. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir”(130). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır(83).

2.5.1.2. Gerinim

Gerinim, bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında o yapı içerisinde kuvvet karşısında oluşan boyutsal şekil değişimidir. Gerilme ve gerinim birbirlerinden farklı niceliklerdir. Atomlar arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim olarak adlandırılırken, meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyutuna oranı gerinimdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür(49,50,100,119,130,145).

2.5.1.3. Elastik Sınır

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir(Şekil2-6)(49,100,130,145).



Şekil 2-6: Gerilme – Birim Uzama eğrisi (100)

2.5.1.4. Poisson Oranı

Çekme veya basma kuvvetleri altında, cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin, boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Bu malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir malzemenin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi oranıdır. Baskı altındaki bir malzemenin ise boyunun kısalmasına karşılık eninin kalınlaşması oranıdır(100,130,145).

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Boyut Değişimi} / \text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}$$

2.5.1.5. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncinin bir ölçüsüdür. Gerilme altında malzemenin katılığı ile ilgili özellik elastisite modülü adını alır. Daha sert materyallerin

iç dirençleri ve dolayısıyla elastiklik modülleri daha yüksektir. Cisimlerin katılıklarının gerilme anında şekil değiştirmeye karşı gösterdikleri dirençtir(73,100,130).

Elastiklik Modülü= Gerilme/gerinim (Hooke Kuralı)

2.5.1.6. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir(73,100,130).

2.5.1.7. Elastik Şekil Değiştirme

Gerilme altında cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra gerilme ortadan kalktığında kendi orijinal şekli ve düzenine dönmesidir. Bu durumda gerinim de tamamen elastiktir(73,100,130).

2.5.1.8. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir(73,100,130).

Bir materyalin mekanik özelliklerinin (örn. Elastiklik modülü) o materyalin yapısına (örn. Yapı üzerinde kuvvetlerin yönleri) bağlı olması miktarı anizotropi olarak tanımlanır(73,100,130).

2.5.1.9. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içersinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir(73,100,130).

2.5.1.10. Esneyebilirlik

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir(73,100,130).

2.5.2. Gerilme Analizlerinde Kullanılan Yöntemler

Gerilme dağılımlarının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli gerilme analizlerinden faydalanılmaktadır. Bunlar(2,73,100,130):

1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Metodu.
2. Kırılgan Vernikle (Brittle lacquer) Kaplama Metodu.
3. Fotoelastik Gerilme Analizi Metodu.
4. Holografik Inferometre ile Analiz Metodu.
5. İki veya üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Metodu.

Gerinim ölçer ile analiz metodunda gerinim ölçerin elektriksel direnci yapıştırılan malzemenin bağlı olduğu iletkenin yük altında şekil değiştirmesiyle değişir. Malzemenin birim şekil değiştirme değeri gerinim ölçerin yapıştırıldığı noktada ölçülerek gerinim değerleri hesaplanır. Isırma kuvveti ile yapılan çalışmaların çoğu gerinim ölçerlerle yapılmaktadır(2,73,100,130,175).

Kırılğan vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine 0.005 – 0.010 inç arasında bir vernik tabakasının püskürtülmesi ve bu verniğin fırınlanmasıdan sonra bu bölgeye kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (100,130,145)

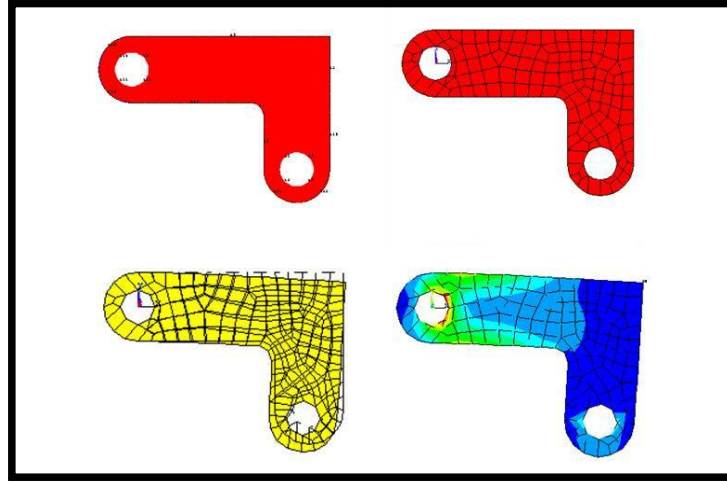
Fotoelastik yöntem optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının fotoelastik niteliği olan bir materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla polarize ışık altında belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle incelenmek istenen malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür. Gerinim ölçerle yapılan ölçümden farklı olarak tek bir noktanın değil tüm kesitin durumu hakkında bilgi edinmek mümkündür fakat fotoelastik yöntemde sayısal bilgiler kısıtlıdır(73,100,130,145).

Holografik Inferometre, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir(145).

2.5.3. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Metodu

Sonlu elemanlar gerilme analizi; gerçek geometrik cismin, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmasıdır(Şekil2-7). Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulur. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline matematik model denilmektedir. Matematik modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak çok önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson Oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışardan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla

meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur(66,73,100,105,130,145).



Şekil 2-7: Elemanlara ayrılmış bir modelde stres analizi(100)

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu mühendislik alanından implant biyomekaniğine adapte edilmiş etkili bir hesaplama aracıdır. İlk olarak 1956 yılında bulunmuş ve uçak mühendisliğinde kullanılmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970’lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makina, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır(66,73,100,130,145).

Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang’ın(105) 1968 yılında yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri stresler değerlendirmişlerdir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanmak mümkündür(73,130):

1. MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması.
2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması.

Bu iki yöntem ile yapılacak uygulamalarda, belli başlı iki sorunla karşılaşılacaktır(73,130):

1. MR ve CT görüntüleme sistemleri ile CAD (Computer Aided Design) programları arasındaki uyum sorunu,
2. Koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler(49,73,130):

- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların Poisson Oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri,
- Modele uygulanan kuvvetler,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılacak olan analizin tipi.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunun avantajları(45,122,130,145):

- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,

- Yapay bir materyal kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilmesi,
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,
- Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.

Bütün bu avantajlarının yanı sıra, bu yöntem ile yapılan araştırmanın doğruluğunda büyük önem taşıyan malzeme özellikleri, sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğunda olması sebebiyle çok detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur(79,145). Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır(73).

2.5.4. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizinin İmplantolojide Kullanımı

FEM, implant diş hekimliğinde ilk olarak 1973’de Tesk ve Widera(169) tarafından 1973 yılında kullanıldı. Bundan sonra bu alanda FEM hızla ilerlemeye başladı. Atmaram ve Mohammed(12), elastik parametrelerin etkisini ve implant geometrisini, implant uzunluk değişkenlerini ve psödo periodontal ligamanların ilişkisini anlamak amacıyla tek bir implanttaki stres yayılımlarını analiz etmişlerdir. Borchers ve Reichart(34), 1983’de kemik ara yüz gelişiminde farklı aşamalarda olan bir implanta üç boyutlu FEM’i uygulamıştır. Cook ve arkadaşları(52), 1982’de FEM analizini poröz yüzeyli dental implantlara uygulamışlardır. Williams ve ark.(180), 1990 yılında yaptıkları çalışmalarında, dental implantlara bağlanmış kantileverli bir protez sebebiyle kemikte meydana gelen gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile

değerlendirmişlerdir. Akpınar ve ark.(4), 1996 yılında doğal diş ve implant bağlantısını taklit etmek için FEM'i kullanmışlardır.

Son 20 senedir sonlu elemanlar analizi, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini öngören yararlı bir araç haline gelmiştir. Bir implantın başarı veya başarısızlığındaki ana faktör, çevre kemiğe streslerin ne şekilde geldiği ile ilgilidir. İmplanttan çevre kemiğe yük transferi, yüklenmenin tipine, kemik implant ara yüzüne, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protez tipine ve çevredeki kemiğin kalite ve kantitiesine bağlıdır (47,54,66).

Karmaşık geometrileri içeren problemler için bir analitik çözüm bulabilmek zordur. Bu sebeple, FEM gibi sayısal metotların kullanılması oldukça yararlıdır. FEM, kompleks mekanik problemleri küçük bölümlere bölerek ve bu küçük bölümleri bir takım şekillere çevirerek çalışan bir metottur. Dental implant ve kemik sistemi içindeki komponentler aşırı derecede karmaşık bir geometriye sahip olduklarından, FEM bunları analiz ederken kullanılabilecek en uygun araç olarak görülmektedir. FEM'de bütün hacmi elemanlara bölmek için bir ağa ihtiyaç vardır. Elemanlar, elemanları birbirlerine bağlayan düğümler ve sınır koşullarının belirlenmesi bir problemim sonlu elemanlar analizi ile çözülmesinde ilk aşamayı oluşturan komponentlerdir(54,66,116,117).

Dental implantların mekanik davranışını taklit etmekteki esas zorluk, insan kemik dokusunun ve bu dokunun mekanik kuvvetlere tepkisinin modellenmesinin zorluğudur. Modellemeyi ve proses çözümünü mümkün kılmak için bazı tahminler yapılmalıdır. Kemiğin mekanik özelliğinin kompleksliliği ve implant sistemleri ile ilişkisi, çalışmacıları önemli basitleştirmelere yönlendirmiştir(54,66, 169).

Kemiğe ve implanta ait bazı özellikler FEM sonuçlarının anlamlılığını etkilemektedirler. Bunlar(47,66):

1. Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi
2. Materyal özellikleri
3. Sınır koşulları
4. Kemik ve implant arasındaki ara yüz

Çok daha net tahminler elde etmek amacıyla, kemik geometrisini daha gerçekçi modellemek için ileri dijital görüntüleme teknikleri uygulanabilir. Materyalin anizotropik ve homojen olmayan doğası göz önünde tutulmalı ve sınır koşulları bilgisayarlı modelleme tekniklerinin kullanımı ile dikkatli bir şekilde elde edilmelidir(47,65,66).

FEM, implantlar ve çevre dokular arasındaki etkileşimi taklit edebilir. Fonksiyonel adaptasyon prosesinin analizi, farklı yüklenmeler, implant ve çevre doku değişkenlerini araştırma açısından önemli bir analiz aracıdır. Her ne kadar hassas mekanizmalar çok iyi şekilde anlaşılmasa da, implant çevresinde meydana gelen streslere karşı kemiğin adaptif bir yeniden şekillenme tepkisinin olduğu açıktır. Aşırı yüksek veya düşük streslere sebep olan kuvvetler, patolojik kemik rezorpsiyonuna veya kemik atrofisine sebep olabilir(47,65,66).

Farklı yüklenme durumlarında meydana gelebilecek stres seviyelerini araştırmak üzere implant geometrisinin idealleştirilmesine yönelik bir çok çalışma yapılmıştır(47,66).

Geniş implant çapları daha kabul edilebilir stres yayılımlarına sebep olurlar. FEM, hem vertikal hem de lateral yükler altında implant yarıçapının artırılmasına yönelik çalışmalar yapmak amacıyla kullanılmaktadır. Fakat, Holmgren ve ark (79), 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında çevre kemikteki stres dağılımlarını göz önünde tuttuklarında, en geniş implant yarıçapının en iyi çözüm olmadığını göstermişlerdir. Genel olarak kısa implantların kullanımı da tavsiye edilmemektedir çünkü geniş bir implant alanında oklüzal kuvvetlerin daha iyi dağılacağına inanılmaktadır. Son zamanlarda yapılmış klinik çalışmalarda, kısa implantların ancak implant çevresi dokular iyi durumda olduğu zaman başarılı olacağı sonucuna varılmıştır(47,54,66).

Özet olarak, uzun süreli başarı için gerekli optimum uzunluk ve çap kemik desteğinin durumuna bağlıdır. Eğer kemik kriterlere uygunsa, implant başarısı açısından uzunluk ve yarıçap çok önemli faktörler değildir. Kemiğin durumu zayıf ise, geniş çaplı implantlar kullanılmalı, kısa implantlardan kaçınılmalıdır(66).

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların alınmasında Poisson ve Young modülünün bilinmesi gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda bu değerler için verilmiş tek bir değer yoktur(60,100,120,130).

Valle ve ark.(176), 1995 yılında daha önceki araştırmalardan da destek alarak kraniofasial osteointegre retansiyon sistemlerini mekanik olarak inceledikleri çalışmalarında kemik ve kullanılan materyaller için çeşitli değerler tespit etmişlerdir. Yaptıkları çalışmada implantın uygulandığı kemik konfigürasyonlarını, kortikal ve spongiöz kemik kombinasyonlarını bu değerleri rehber olarak modellemişlerdir. Bu değerler Tablo 2-1’de gösterilmektedir.

Yüklerin dağılımı ve stres yayılımları, implantın başarısı veya başarısızlığında önemli faktörlerdir. Kemik implant ara yüzünde yük transferini etkileyen faktörler şunlardır:

- Yüklenmenin tipi
- İmplant ve protez materyalinin özellikleri
- İmplant geometrisi (uzunluk ve yarıçap)
- İmplant yüzeyinin yapısı
- Kemik implant ara yüzeyinin doğası
- Çevre kemiğin kalite ve kantitesi

Bu biyomekanik faktörlerden implant uzunluğu, çapı ve şekli kolaylıkla değiştirilebilir. Bu değişiklikleri in vitro olarak test etmede FEM gibi sanal ortamda mekanik analiz yapabilen araçlara ihtiyaç vardır(66).

Tablo 2-1: Kemik ve implantolojide kullanılan materyallerin Poisson oranı ve Young modülü

	Poisson Oranı	Young Modülü (GPa)
Kortikal Kemik	0.3	14.0
Kanselloz Kemik	0.3	0.5
Titanyum	0.35	103.4
Titanyum flanş	0.35	25.0
Polimetilmetakrilat	0.35	100.0
Altın alaşım	0.30	27.0

Son yıllarda diş hekimliğinin birçok dalında yaygın olarak kullanım sahası bulmuş olan sonlu elemanlar stres analizi metodu, dental implant biyomekaniğini mühendislik arenasına adapte etmiş etkin bir bilgisayar aracıdır. FEM kullanımı ile, bir implantın başarısı veya başarısızlığı optimum düzeyde öngörülebilir ve elde edilen sonuçlar doğrultusunda ihtiyacı karşılayacak bir tasarımı hayata geçirmek mümkün olabilir(47,66).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Çene-Yüz Protezleri Bilim Dalı ve İstanbul Teknik Üniversitesi Uçak ve Uzay Bilimleri Mühendisliği Fakültesi'nde gerçekleştirildi.

İmplant abutment bağlantıları çok farklı olan implant sistemleri geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam edilmektedir. Bu çalışmada kullanımı halen devam eden altı farklı sistemin incelenmesi tasarlanmıştır. Bunlar, Astra Tech konik açılı implant abutment bağlantısı, Biolok eksternal hegzagonal implant abutment bağlantısı, Friadent Frialit konik+internal hegzagonal implant abutment bağlantısı, Zimmer Swissplus internal hegzagonal implant abutment bağlantısı, Camlog tüp içinde tüp implant abutment bağlantısı, ITI Straumann konik açılı vidasız implant abutment bağlantısı olan sistemlerdir. Hem çap hemde uzunluk açısından üretici firmanın boyut değerlerine bağlı kalınarak ileri seviye çizim programlarından biri olan CATIA ile geomerik modelleri oluşturulmuştur.

Bu çalışmada kullanılan implant-abutment bağlantıları birbirinden farklı şekilde tasarlanmış sistemlerden seçilmiştir. Burada amaç aynı malzeme özelliklerine sahip aynı yükleme koşullarındaki farklı implant abutment bağlantı sistemlerindeki gerilme dağılımını hesaplayarak birbirleri arasındaki avantaj ve dezavantajları gözlemlemektir. Hesaplar, sonlu elemanlar yöntemini kullanan yazılımlar ile gerçekleştirilmiştir.

Sonlu Elemanlar analizi karmaşık geometrideki ve birçok komponentten oluşan yapıların dış kuvvetler altında şekil değişiminin, gerilme(stress) ve genleme(strain) dağılımının elde edilmesi amacıyla kullanılan sayısal bir yöntemdir. Kompleks geometriler matematiksel olarak ifade edilebilen geometrik elemanlara bölünerek çözüm yapılmakta ve daha sonra bu birim geometrilerdeki çözümler birleştirilerek nihai çözüme ulaşılmaktadır. Çözüm sırasında serbestlik derecesi sayısına bağlı olarak büyük matrisler oluşmaktadır. Bu matrisler de günümüz bilgisayar yazılımları ile çözülebilmekte ve sonuçlar elde edilerek görsel hale getirilmektedir. Bir denklem ile

doğrusal sonlu elemanlar yöntemini özetlemek gerekirse aşağıdaki (1) denklemi sınır koşullarının uygulanmasıyla şekil değişimi matrisi elde edilmektedir.

$$\mathbf{K} \times \mathbf{U} = \mathbf{F} \quad [1]$$

K: Katılık matrisi (yapının geometrik ve malzeme özelliklerine bağlıdır)

F: Uygulanan kuvvetler

U: Şekil değişimi (Uygulanan kuvvet ve sınır koşulları altında yapıdaki geometrik değişim)

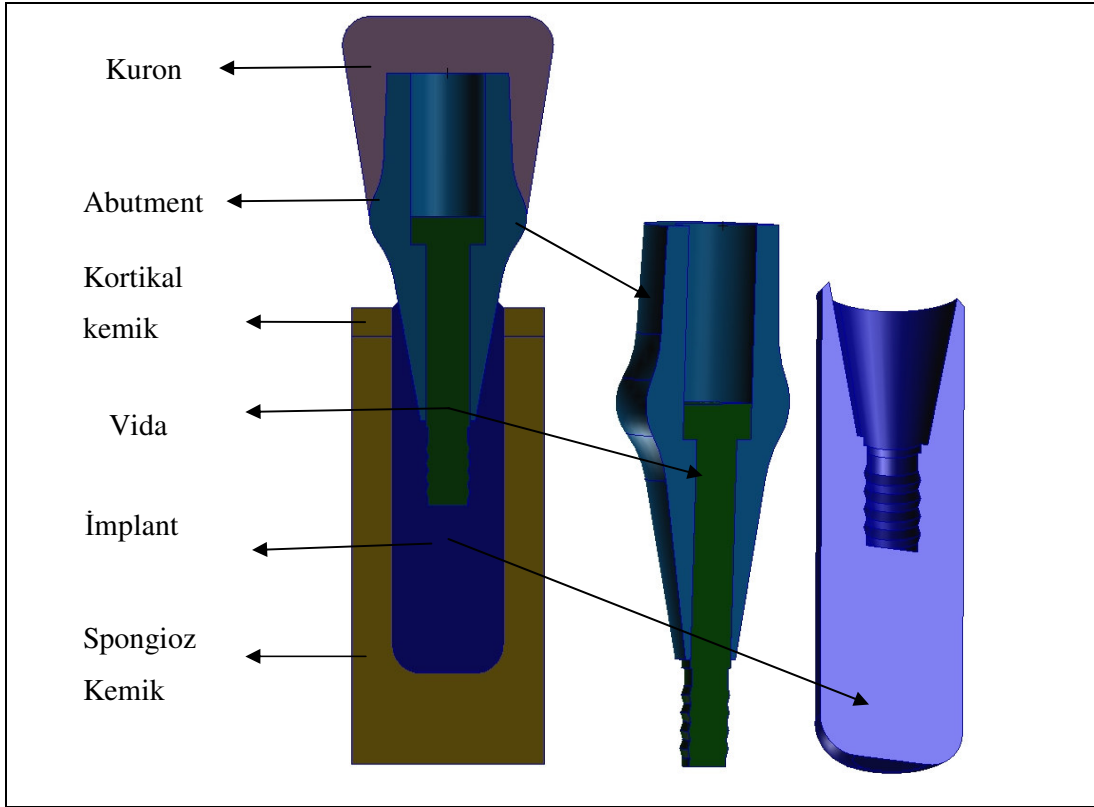
Bu denklemden görüleceği üzere sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi için yapının geometrisine, malzeme özelliklerine, uygulanan kuvvetlere ve sınır koşullarına ihtiyaç vardır. Bu bilgiler ışığında yapının şekil değişimi hesaplanarak gerilme ve genleme değerlerine ulaşılır.

Sonlu elemanlar modelini oluşturmak ve sonuçları görselleştirmek (Pre/Post Processor) ve sonlu elemanlar analizini çözdürmek amaçlı iki farklı yazılım kullanılır. Ön/Son işleyici (Pre/Post Processor) yazılımlar grafik arayüzlü yazılımlardır. Çözücü yazılımları bir input dosyasına ihtiyaç duyar ve çözüm sonucunda bir output dosyası oluşturur.

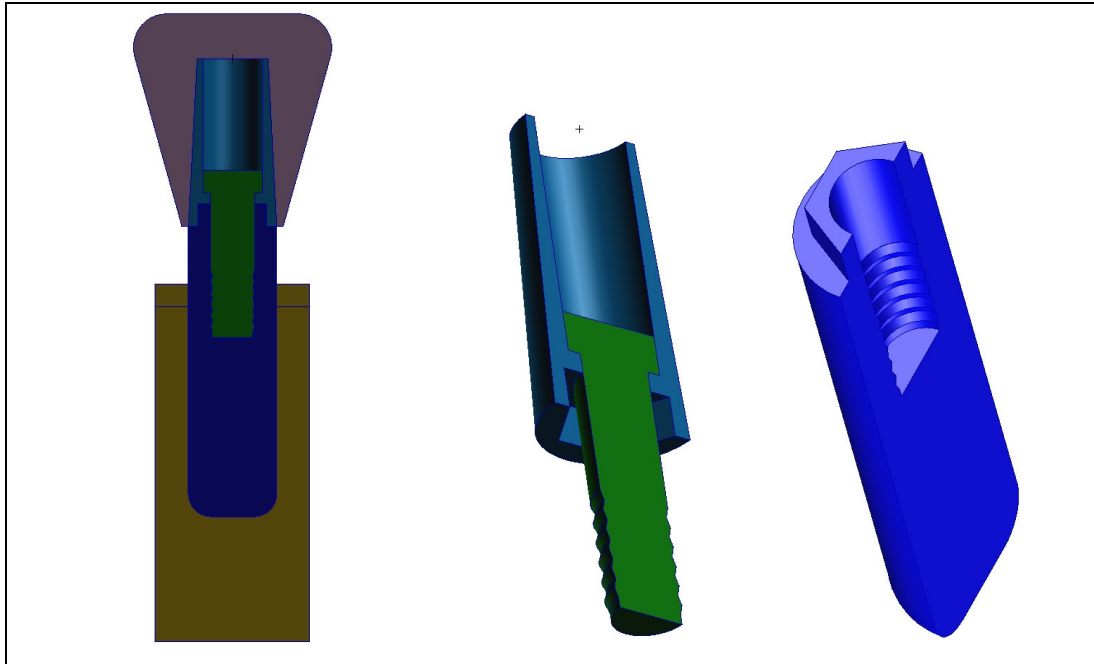
Bu çalışmada implant üstü kuron, abutment, implant, bağlantı vidası ve kemikten oluşan altı farklı implant sisteminin mukavemet analizleri gerçekleştirilmiştir. Tüm sistemlerde aynı malzeme özellikleri ve aynı yükleme koşulları kullanılmıştır. Sistemlerin doğru bir şekilde monte edildiği kabul edilmiştir. Vidalardaki sıkma sonucu oluşan ön gergi kuvvetleri hesaba katılmamıştır.

3.1. Geometrik Modelin Oluşturulması

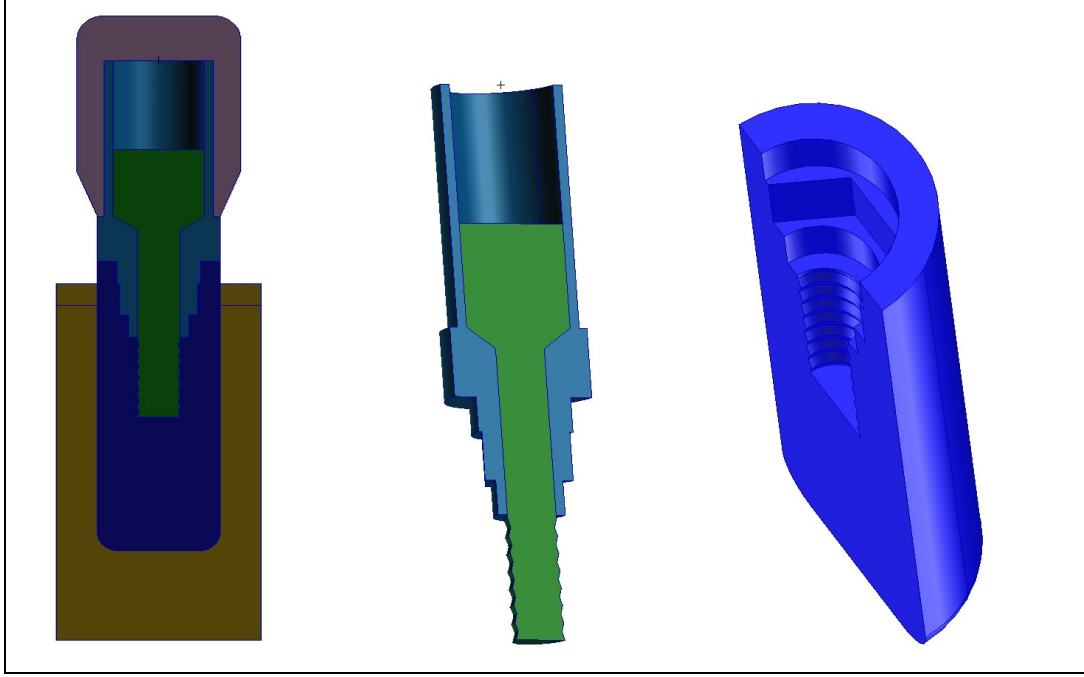
Altı farklı implant sistemin ilk önce ileri seviye çizim programlarından biri olan CATIA ile geomerik modelleri oluşturulmuştur. Bu modeller daha sonra sonlu elemanlar modelinin oluşturulacağı ve çözücü için girdi(input) dosyasının oluşturulacağı MSC.Patran yazılımına transfer edilmiştir. 5 implant sistemi 5 komponentten, 1 implant sistemi ise vidasız olduğundan 4 komponentten oluşmaktadır. Bu sistemlerin kesit görüntüsü Şekil 3-1'den Şekil 3-6 'ya gösterilmektedir. Bu şekillerden implant abutment bağlantılarının farklılıkları görölmektedir.



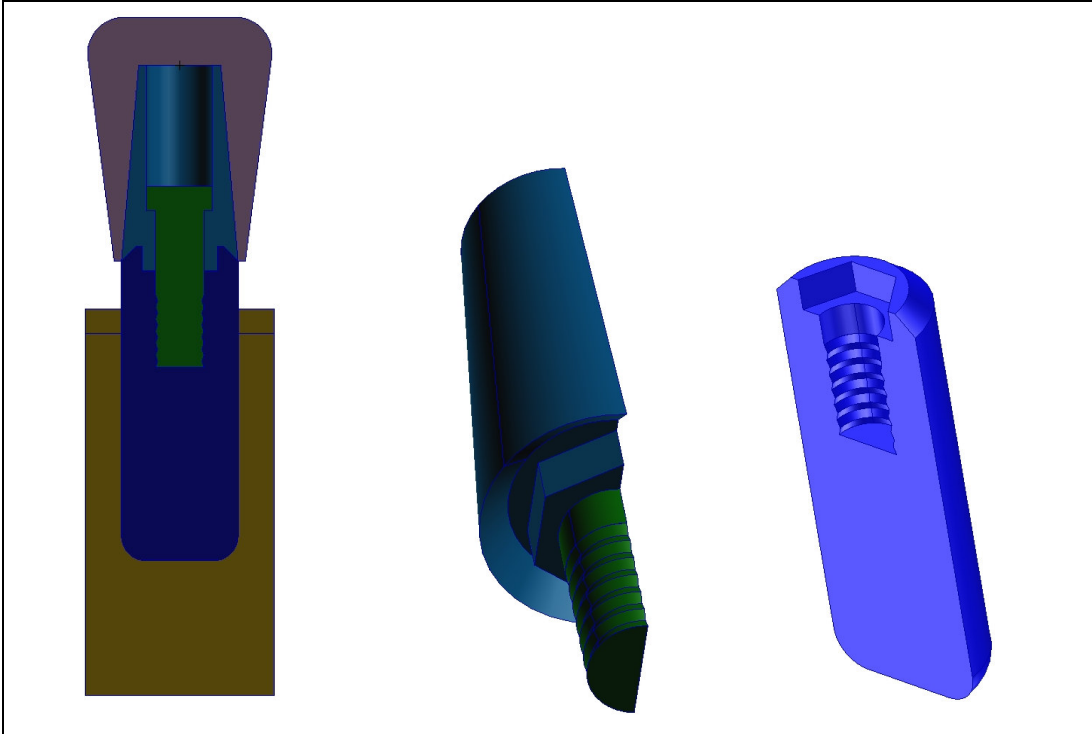
Şekil 3-1: Sistem-1(Astra Tech) Modeli, yarım görüntü



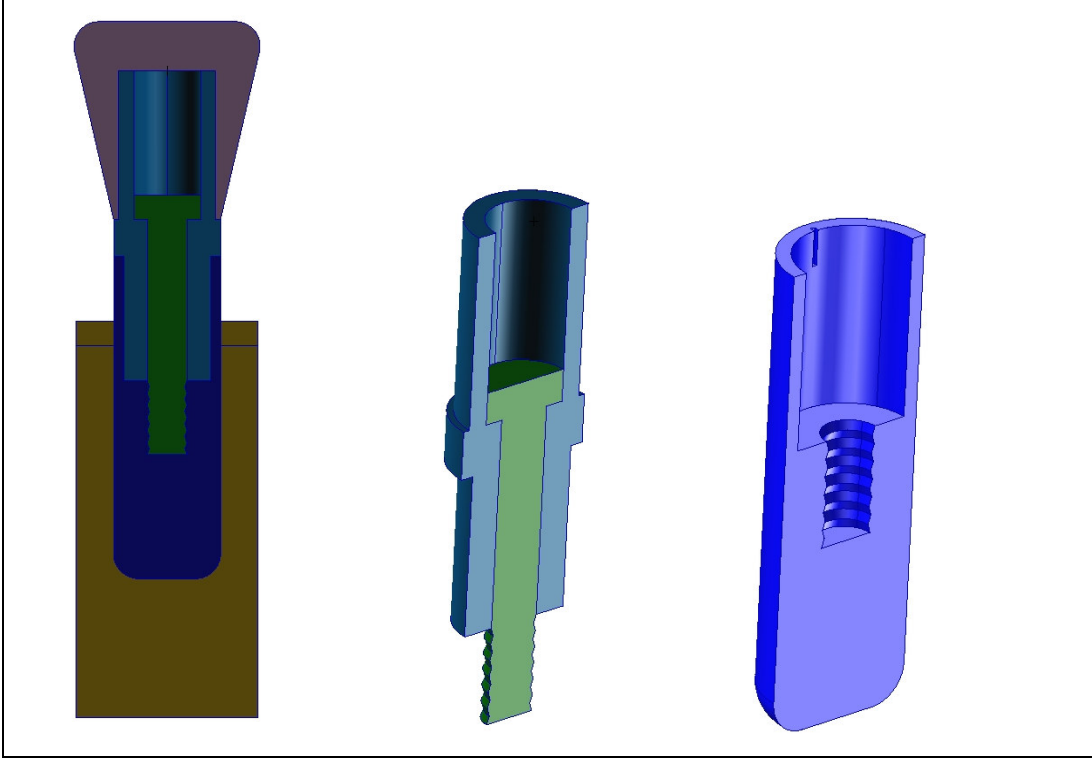
Şekil 3-2: Sistem-2(Biolok) Modeli, yarım görüntü



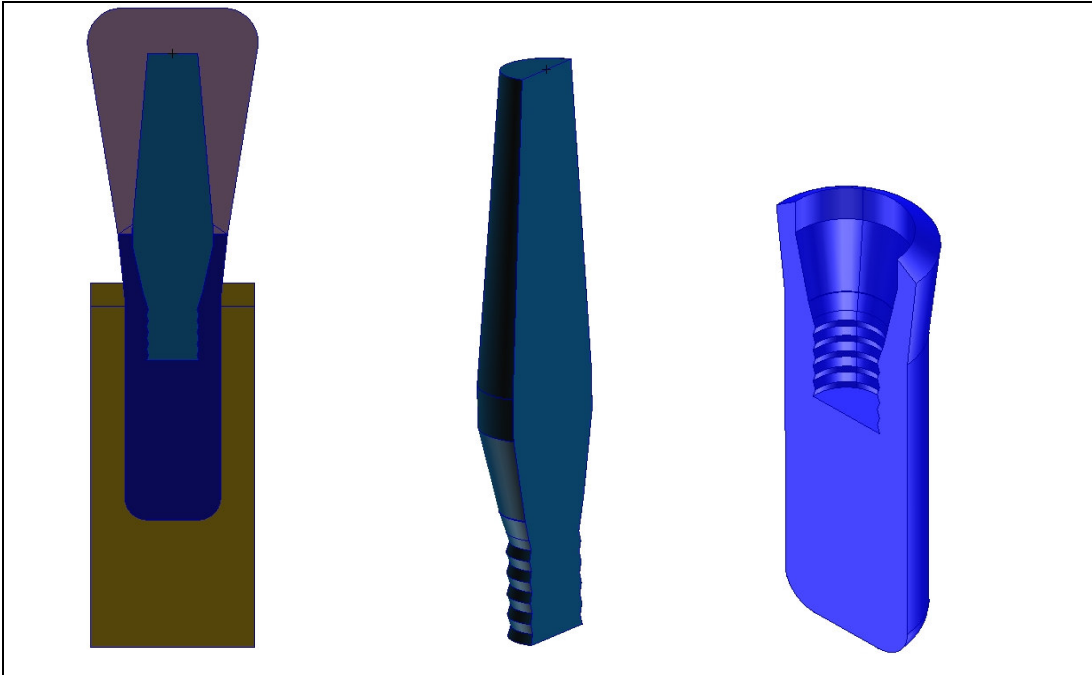
Şekil 3-3: Sistem-3 (Frialit) Modeli, yarım görüntü



Şekil 3-4: Sistem-4 (Swissplus) Modeli, yarım görüntü



Şekil 3-5: Sistem-5 (Camlog) Modeli, yarım görüntü



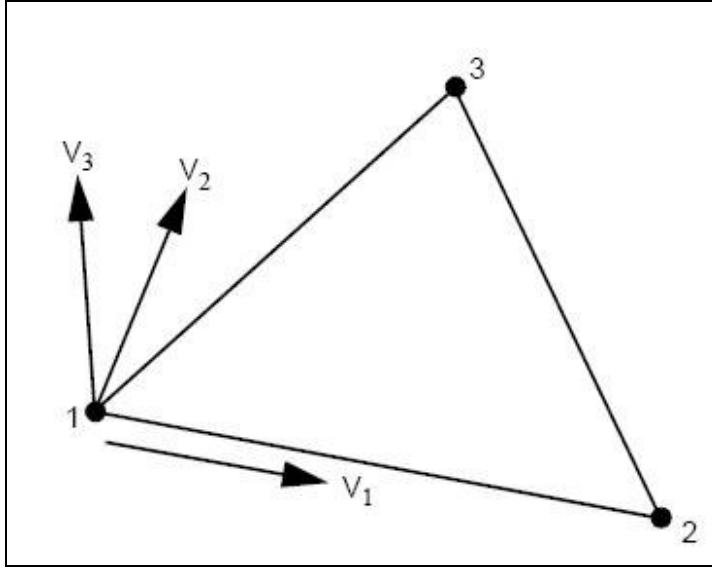
Şekil 3-6: Sistem-6 (ITI) Modeli, yarım görüntü

3.2. Matematiksel Modelin Oluşturulması

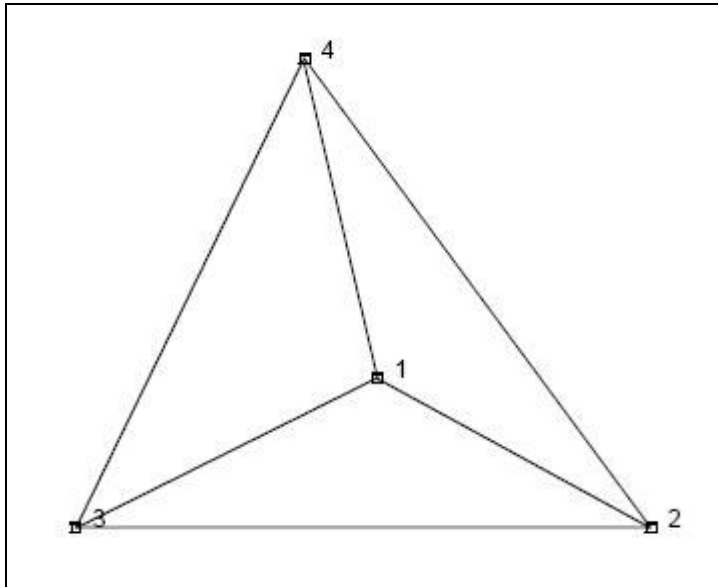
Geometrik modellerin oluşturulmasını takiben tüm modellerin matematiksel modelleme safhasına geçildi. Matematisel modellemede kemik ve implant modellerine poisson oranı ve elastisite modülü özelliklerini vermeden önce eleman tipi ile çözüm ağı şekli ve yoğunluğu belirlendi.

Sonlu elemanlar modeli 4 düğüm noktalı tetrahedron (dört yüzlü) elemanlardan (Şekil 3-7), üçgen kabuk(shell) elemanlardan (Şekil 3-8) ve yay elemanlardan oluşturulmuştur. Bu elemanlar 4 köşesindeki düğüm noktalarının (node) yanısıra kenarlarının ortasında ve hacim merkezinde de düğüm noktası bulunmaktadır. Yani bu elemanlar lineer değil kuadratik elemanlardır. Böylece eleman ağı oluşturulduğunda eğrisel yüzeyler daha kolay temsil edilebilmekte ve elde edilen sonuç değerlerinin doğruluğu yüksek olmaktadır. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri çok artmakta ve hatta çözümü imkansız hale gelebilmektedir. Ayrıca tecrübeler göstermektedir ki belli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişimi çok küçük mertebede kalmaktadır. Bu sebeple bu çalışmada tecrübelerle dayanılarak yerine göre en yüksek 0.5 mm ve en düşük 0.1 mm boyutlarında elemanlar oluşturularak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur.

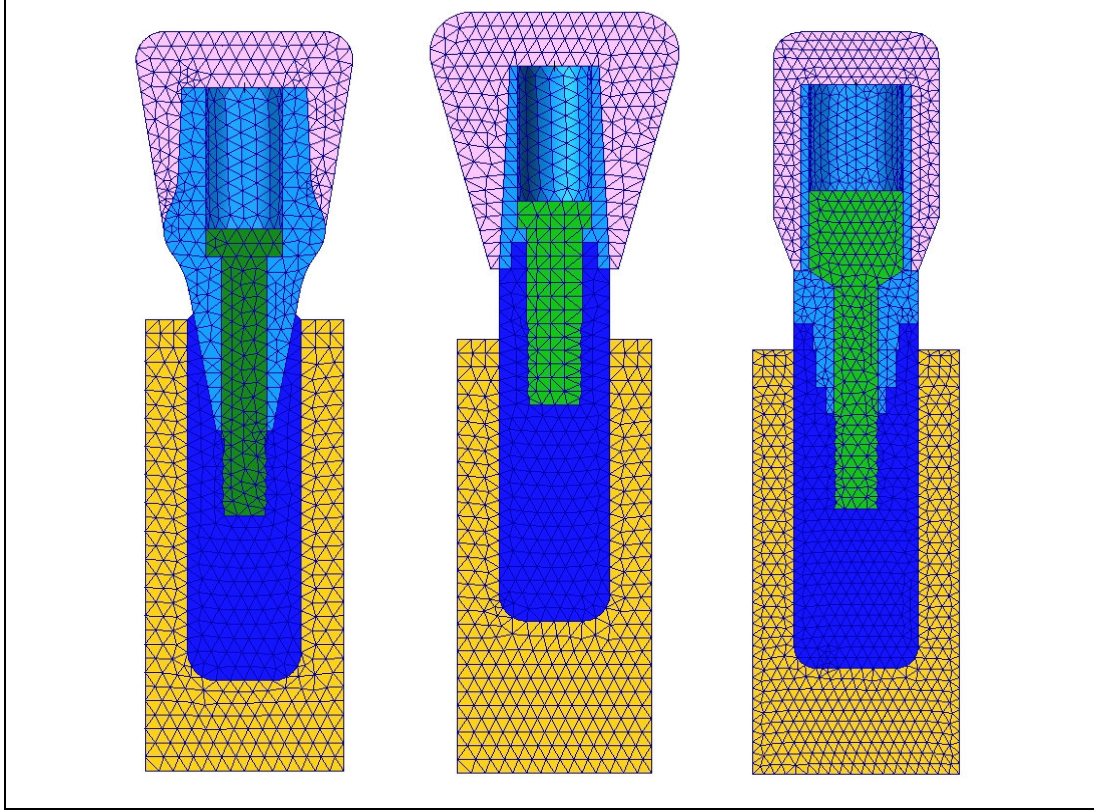
Komponentlerin birbirine bağlantısı ortak düğüm noktası kullanımıyla gerçekleştirilmiştir. Yani birbirine temas eden komponent yüzeyleri ortak düğüm noktası kullanmakta ve böylece komponentler arasında kuvvet transferi gerçekleştirilmektedir. Şekil 3-9 ve Şekil 3-10'te sonlu elemanlar modelleri görülmektedir.



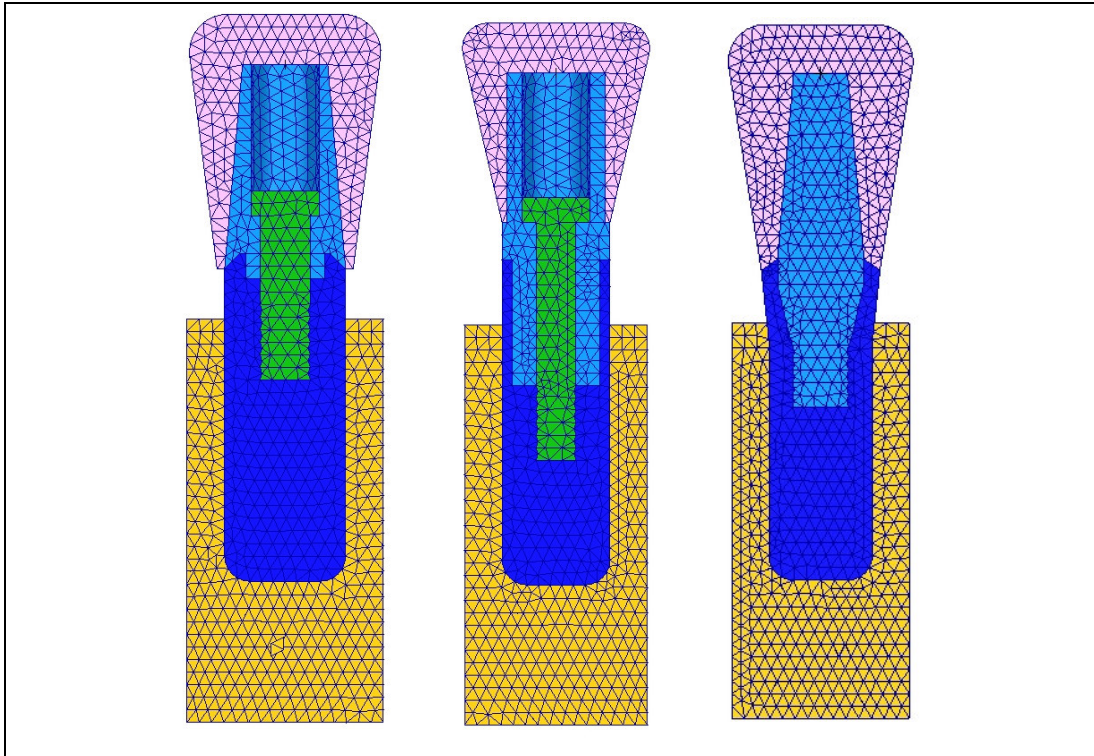
Şekil 3-7: Tetrahedron eleman şekli



Şekil 3-8: Kabuk eleman şekli



Şekil 3-9: Sonlu elemanlar modelinin genel görünümü-(sistem 1-2-3)



Şekil 3-10: Sonlu elemanlar modelinin genel görünümü-(sistem 4-5-6)

Altı sistemin de sonlu elemanlar modeli eleman ve düğüm noktalarının sayıları Tablo 3-1 de verilmektedir.

Tablo 3-1: Her bir sistemin eleman ve düğüm noktaları sayısı

	Sistem-1	Sistem-2	Sistem-3	Sistem-4	Sistem-5	Sistem-6
Eleman Sayısı	46096	48483	85762	52994	53620	51280
Düğüm Noktası	67181	70943	124029	77064	78006	74128

3.3. Matematiksel Modellere Malzeme ve Elaman Özelliklerinin Verilmesi

Malzeme özellikleri Tablo 3-2’de komponentlerin malzeme değerleri de Tablo 3-3’te verilmektedir.

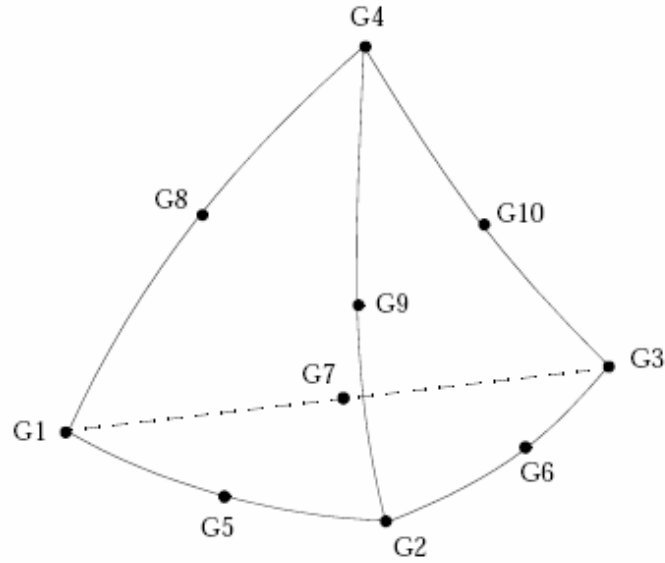
Tablo 3-2: Modeldeki parçaların malzemelerinin mekanik özellikleri

Parça	Elastiklik modülü (MPa)	Possion oranı
Kortikal Kemik	13400	0.30
Spongios Kemik	1330	0.30
Cr-Ni	200,000	0.33
Titanyum	110000	0.35

Tablo 3-3: Her bir komponentin malzemesi

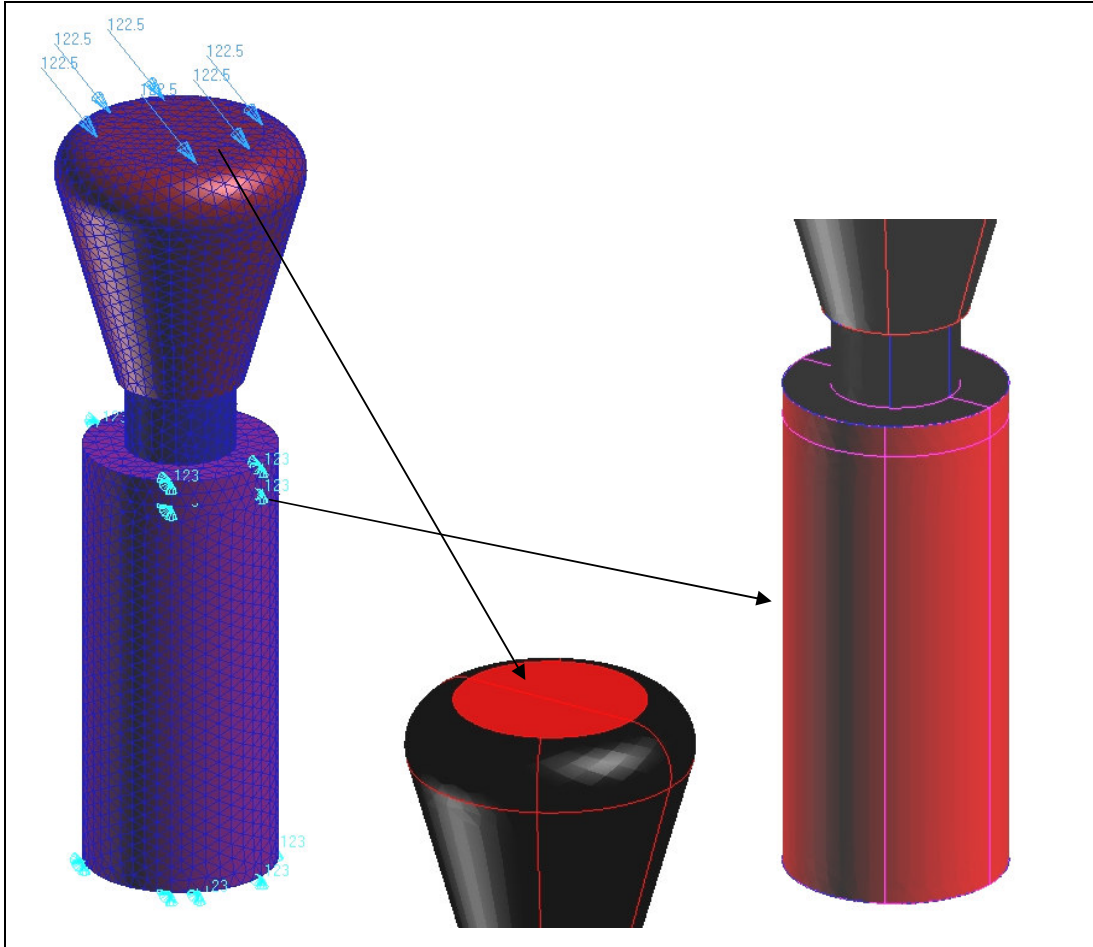
Komponent	Malzeme
Kuron	Cr-Ni
Abutment	Titanyum
Vida	Titanyum
İmplant	Titanyum
Kemik yapı	1 mm Kortikal Altı Spongioz

Tüm komponentleri modellemek için her düğüm noktasında 3 serbestlik derecesi olan 10 düğüm noktalı tetrahedron elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3-11).

**Şekil 3-11: Tetrahedron Eleman Şekli [1]**

3.4. Matematiksel Modellere Sınır Şartları Verilerek Kuvvetlerin Uygulanması

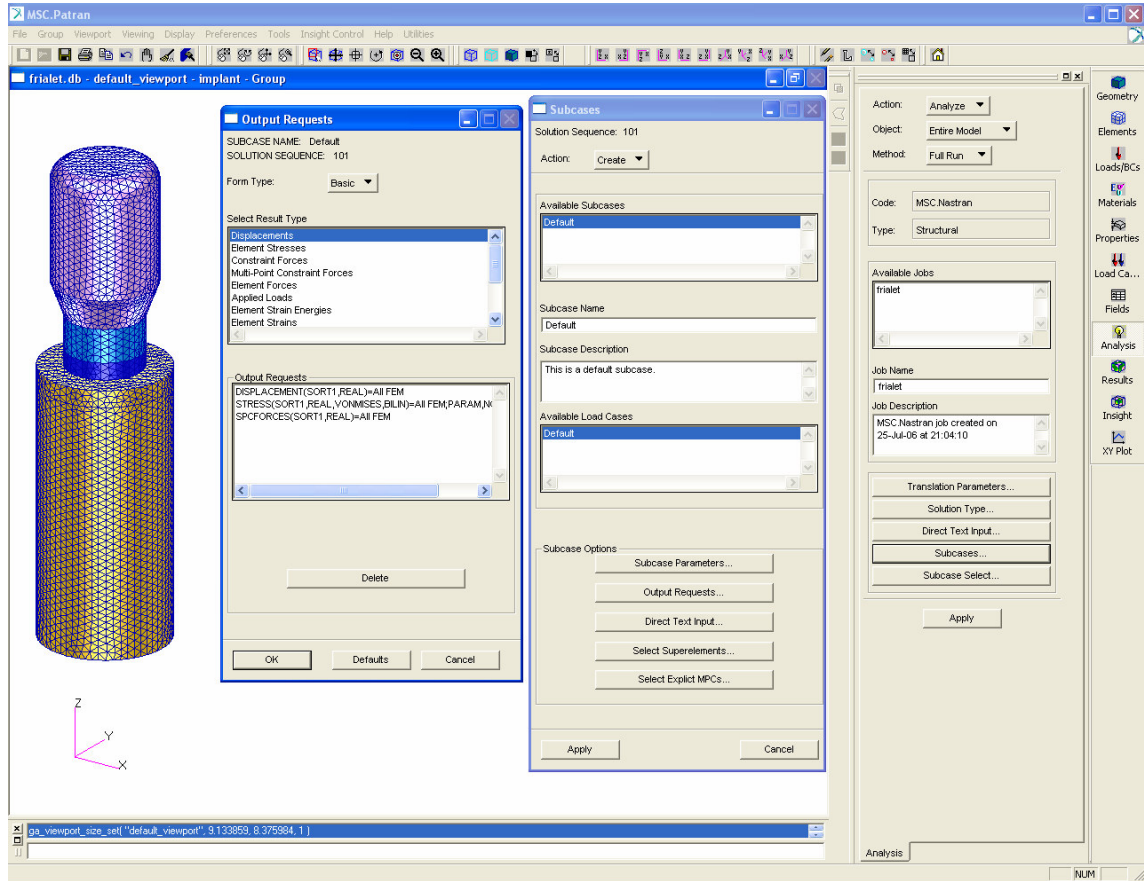
Tüm sistemlerde aynı sınır koşulu (Şekil 3-12) tanımlanmıştır. Kemik yapısı dışından ve altından her yönde mesnetlenmiştir. Yükleme olarak da dişin üstteki dairesine aşağı doğru 100N'luk basma diğer yönlerde de 50 N luk itme kuvvetleri toplam kuvvet olarak uygulanmıştır. Böylece üç yönde de kuvvet uygulanarak yapıların davranışı incelenmiştir. Bu kuvvetler aynı anda uygulanarak kötü durum senaryosu oluşturulmuştur.



Şekil 3-12: Sınır Koşulları, uygulama yerleri kırmızı ile gösterilmekte

3.5. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Programında Uygulanması

Çözüm için NASA tarafından geliştirilen ve 40 yılı aşkın bir süredir kullanılan, havacılık ve otomotiv endüstrisinde standart hale gelmiş olan MSC.Nastran yazılımı (Şekil 3-13) kullanılmıştır. Lineer statik çözüm yapılmıştır. Yani uygulanan kuvvet zamanla değişmediğinden yapılan çözüm zamana bağlı değildir.



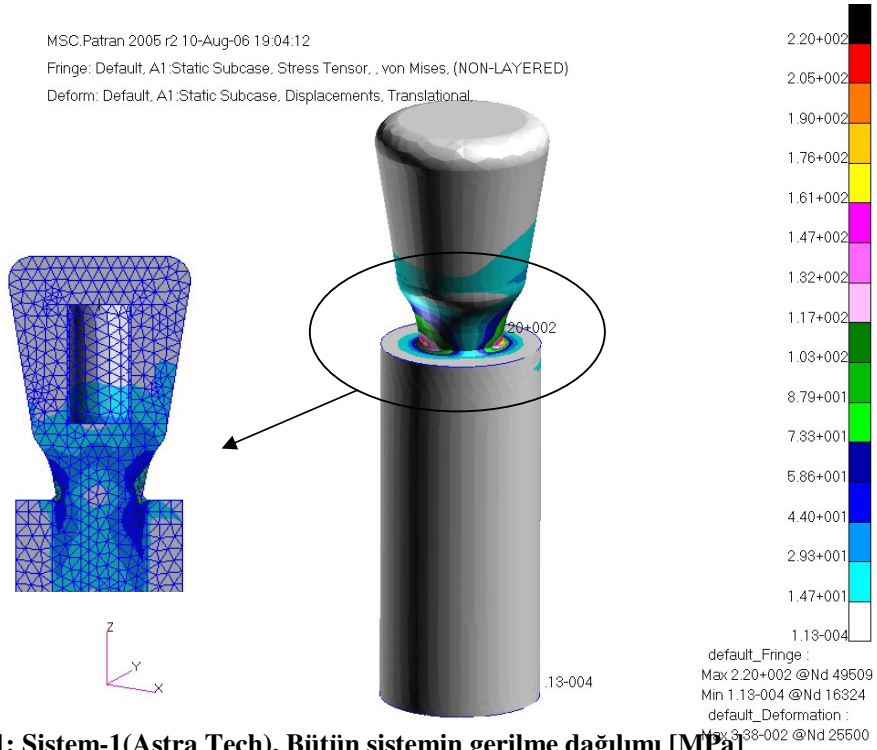
Şekil 3-13: Çözücü ayarları

4. BULGULAR

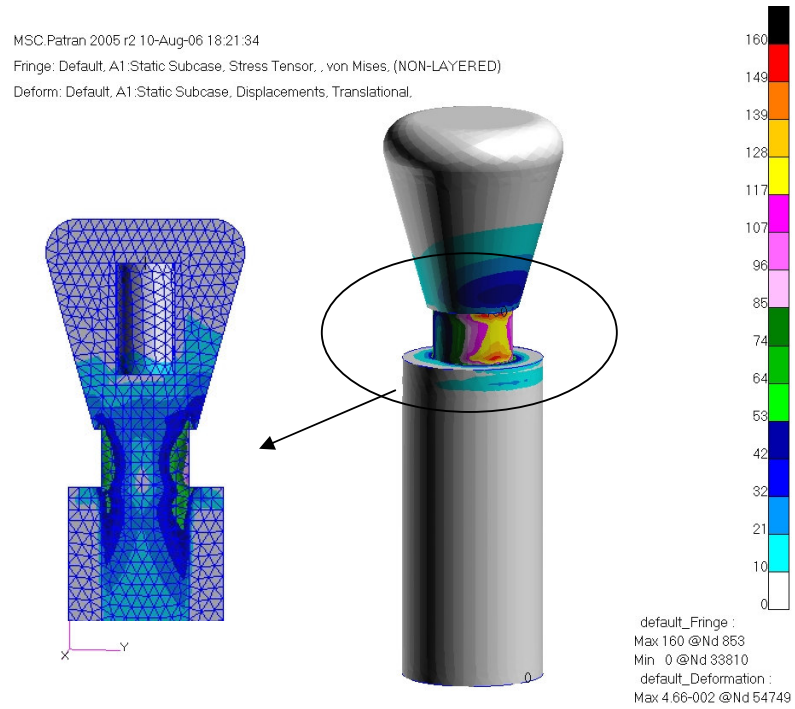
Çözüm sonrası şekil değişimi ve Von Mises gerilme dağılımı elde edilmiştir. Von Mises gerilme dağılımı izotropik malzemelerde (malzeme değeri yönden bağımsız olan) değerlendirme kriteri olarak kullanılan, yönden bağımsız gerilme gösterimidir. Yapıdaki hasar oluşumu hesaplanan gerilmelerin sınır gerilmelerin üzerinde olmasıyla oluşur. Sınır gerilme değerleri testler ile elde edilen değerlerdir. Çekme testi deneyiyle malzemenin akma ve kopma sınır değerleri elde edilir. Yorulma testiyle malzemenin S-N (Gerilme-Tekrar Sayısı) eğrisi elde edilir. Bu eğri ile yapının istenilen ömrü sağlayıp sağlayamayacağı değerlendirilir.

S-N eğrisi malzeme ve üretim yöntemlerine bağlı olarak çok çeşitlilik göstermektedir. Yani aynı malzeme özellikleri kullanılsa bile üretim esnasındaki farklı bir işlem iki parça arasında çok büyük ömür farklılığı oluşturabilir. Örneğin aynı malzeme, aynı gerilme değeri ve farklı bir ısı işlem durumunda bir sistemdeki ömür 10,000 tekrar diğer sistem de ise 1,000,000 tekrar gibi sonuçlar elde edilebilir. Bu sebeple tüm sistemlerin aynı S-N eğrisi değerlerine sahip olduğu kabul edilerek sonuçlar değerlendirilmektedir.

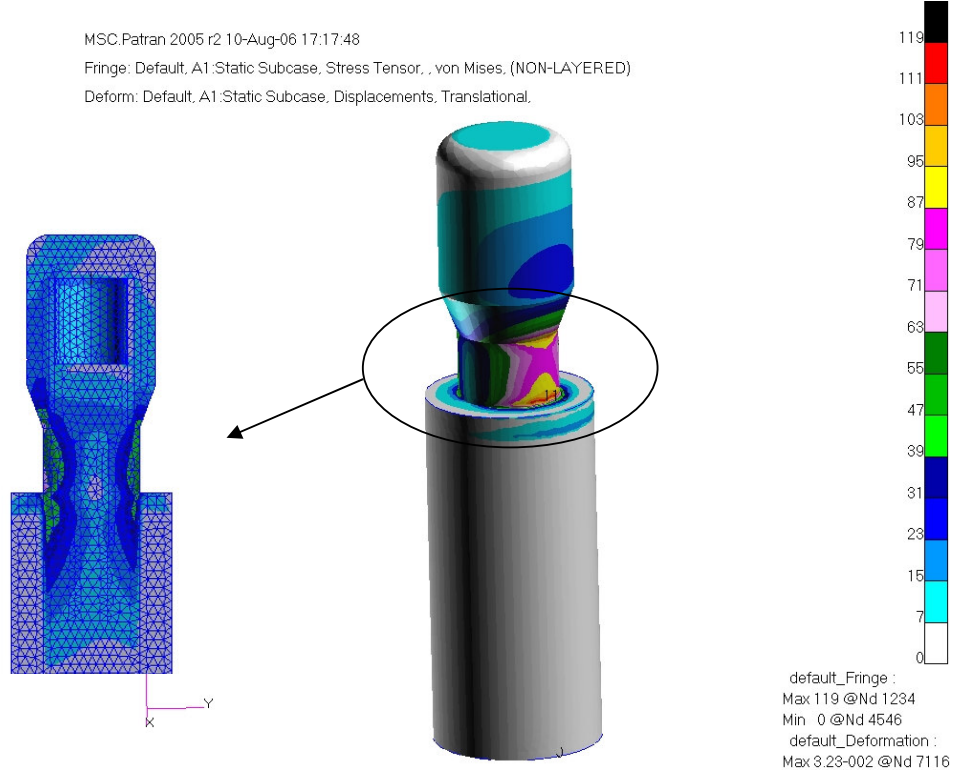
Şekil 4-1-Şekil 4-35' de şekil değişimi dağılımı ve gerilme dağılımı renklendirme yöntemiyle gösterilmiştir. Her renk bir değer aralığını göstermektedir. Bu değer aralığında sağ taraftaki skala ile gösterilir.



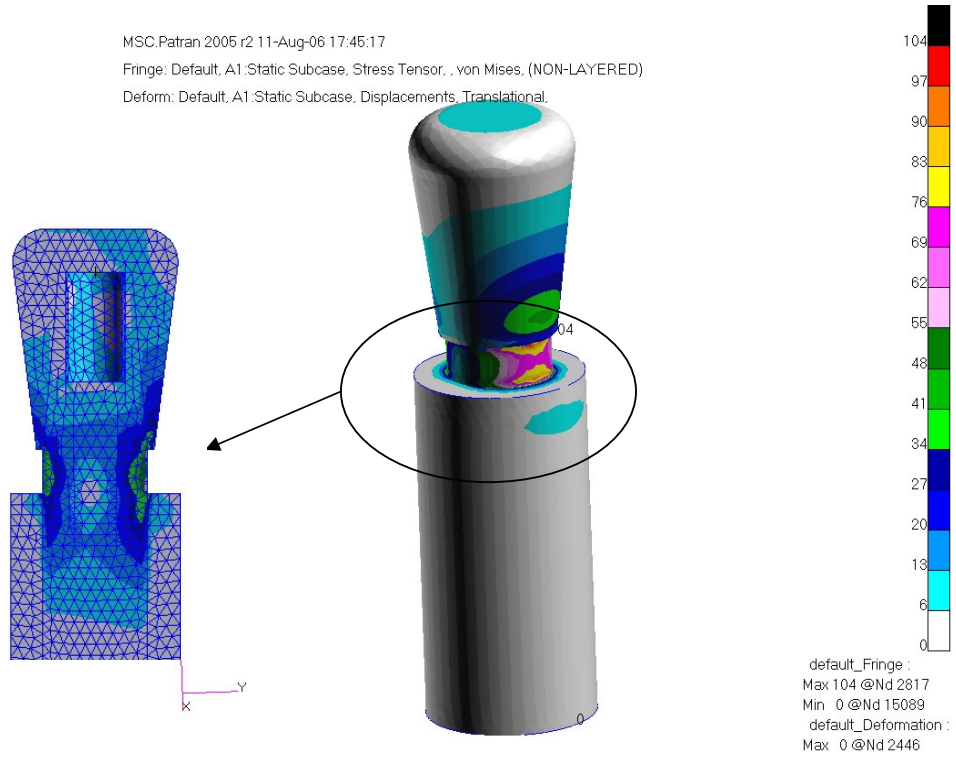
Şekil 4-1: Sistem-1(Astra Tech), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]



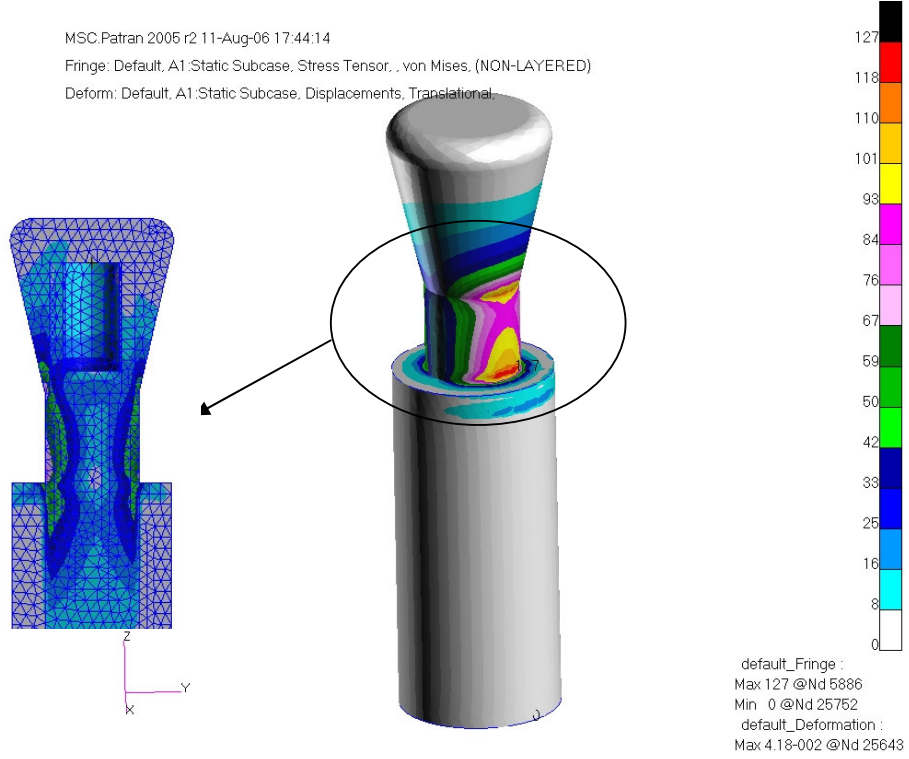
Şekil 4-2: Sistem-2(BioloK), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]



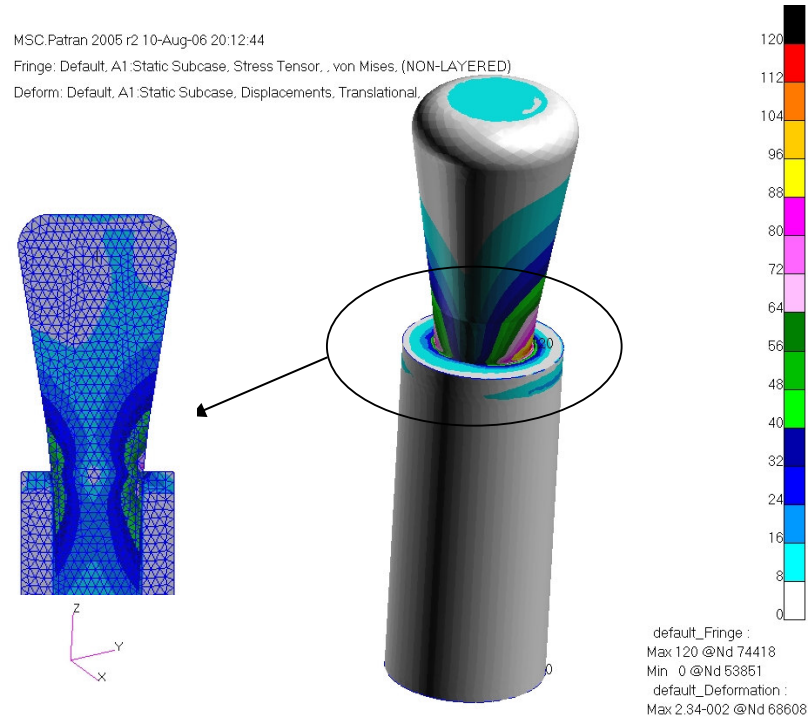
Şekil 4-3: Sistem-3(Frialit), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]



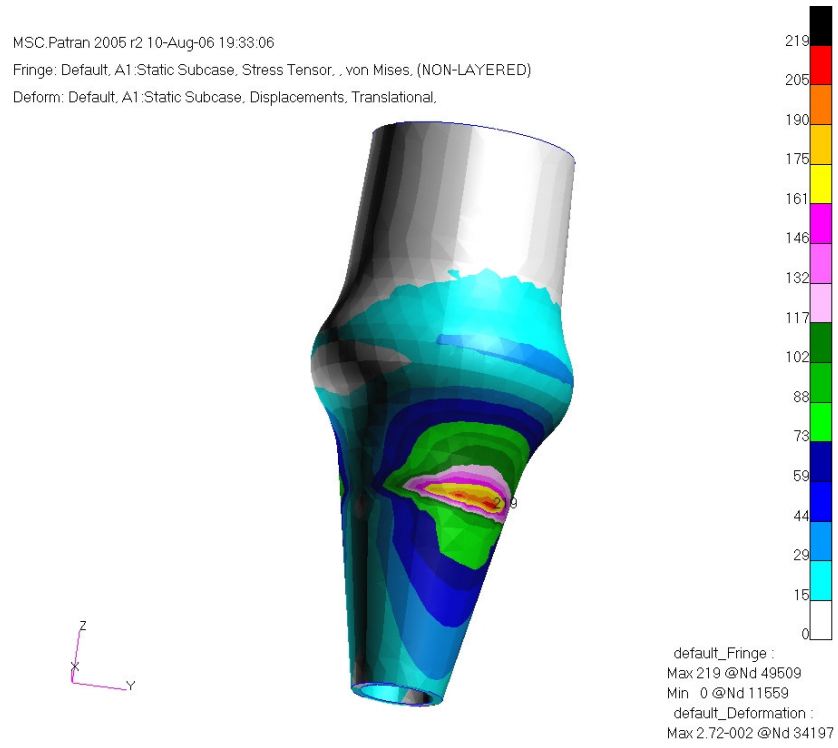
Şekil 4-4: Sistem-4(Swissplus), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]



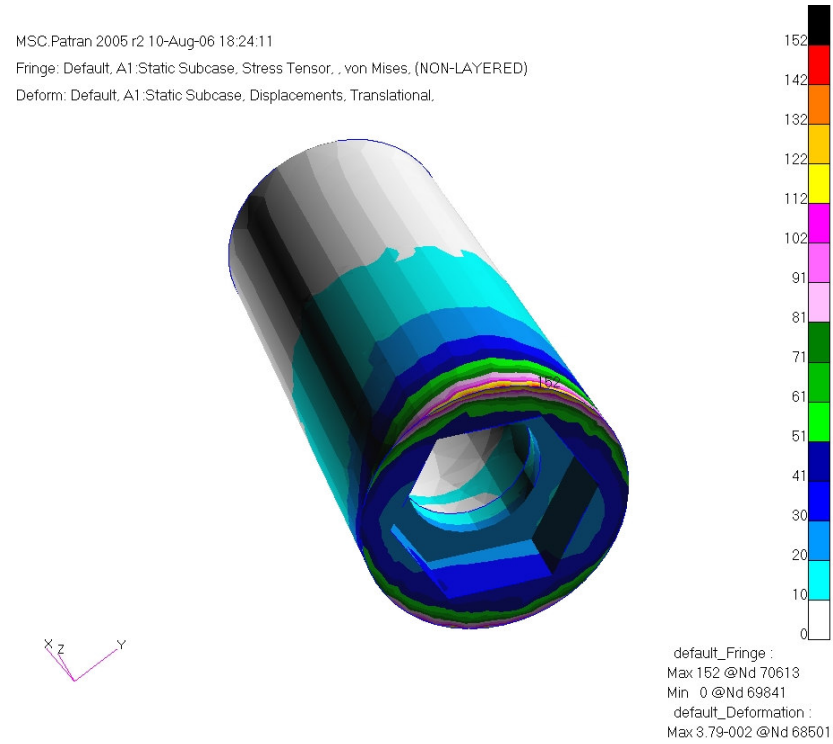
Şekil 4-5: Sistem-5(Camlog), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-6: Sistem-6(ITI), Bütün sistemin gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-7: Astra Tech Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

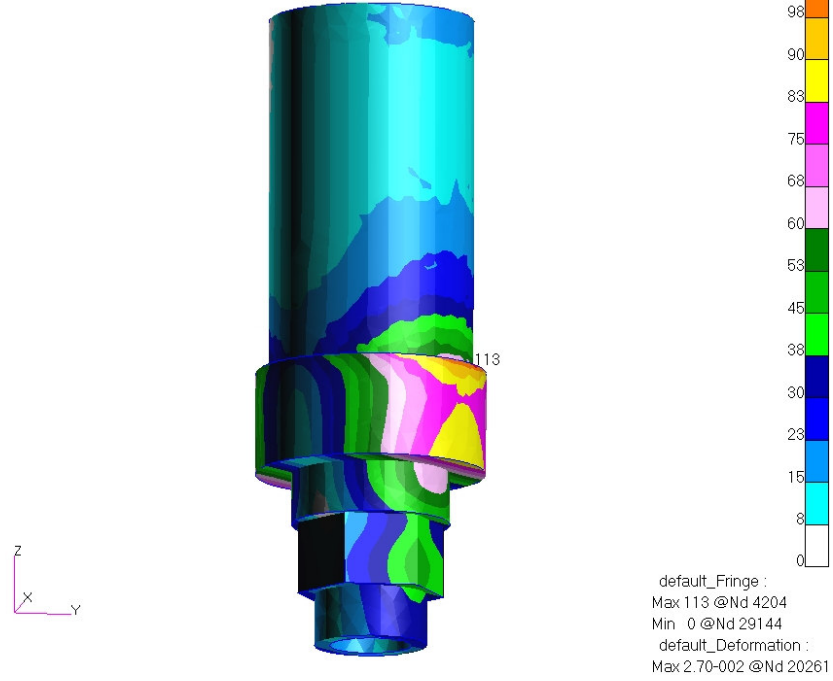


Şekil 4-8: Biolok Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

MSC.Patran 2005 r2 10-Aug-06 17:20:47

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational.

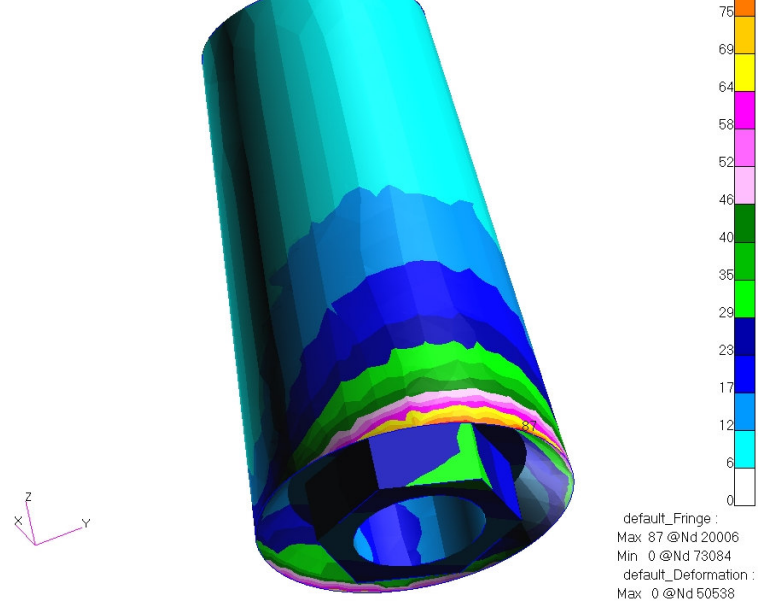


Şekil 4-9: Frialit Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

MSC.Patran 2005 r2 11-Aug-06 18:28:56

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational.

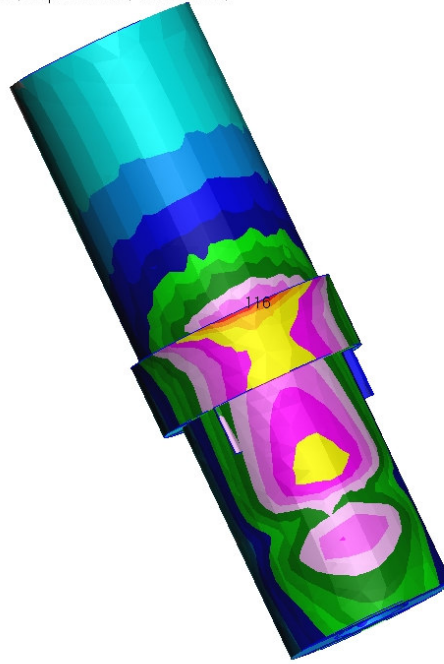


Şekil 4-10: Swissplus Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

MSC.Patran 2005 r2 11-Aug-06 18:29:04

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational,



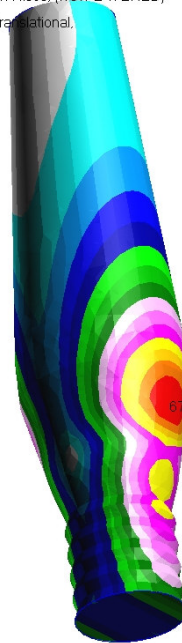
default_Fringe :
Max 116 @Nd 53515
Min 1 @Nd 75151
default_Deformation :
Max 3.42-002 @Nd 5641

Şekil 4-11: Camlog Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

MSC.Patran 2005 r2 10-Aug-06 20:14:43

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational,



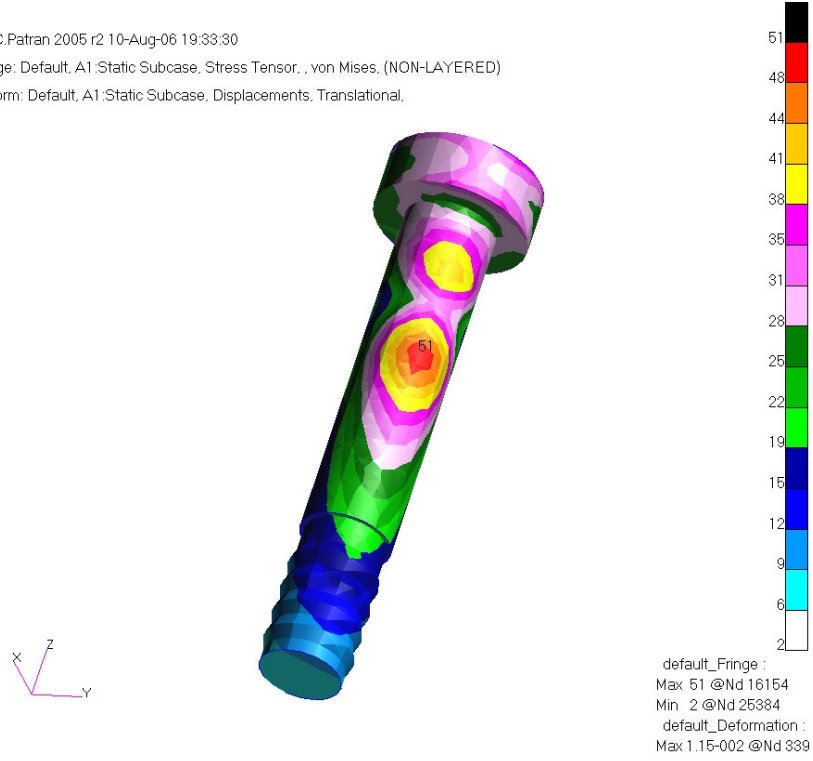
default_Fringe :
Max 67 @Nd 72905
Min 4 @Nd 58892
default_Deformation :
Max 1.92-002 @Nd 76624

Şekil 4-12: ITI Abutment komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

MSC.Patran 2005 r2 10-Aug-06 19:33:30

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational,

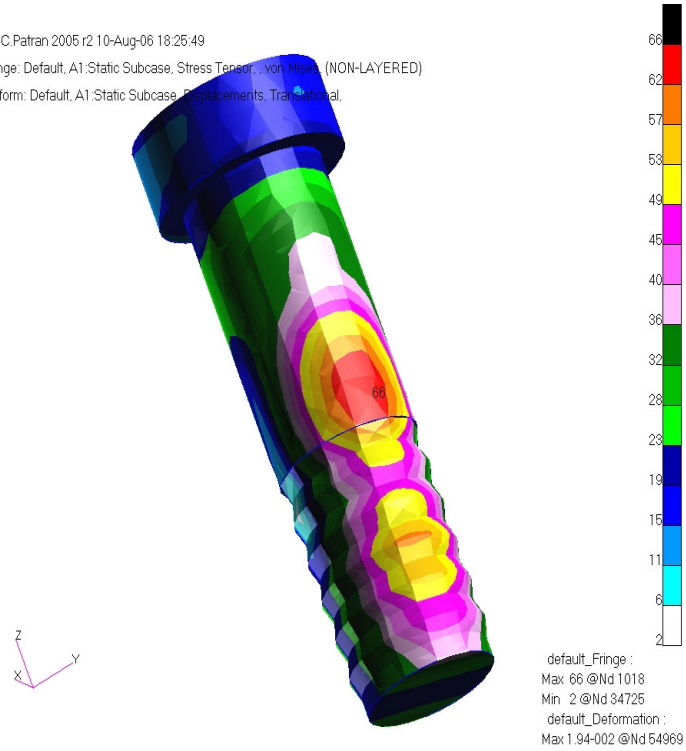


Şekil 4-13: Astra Tech Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

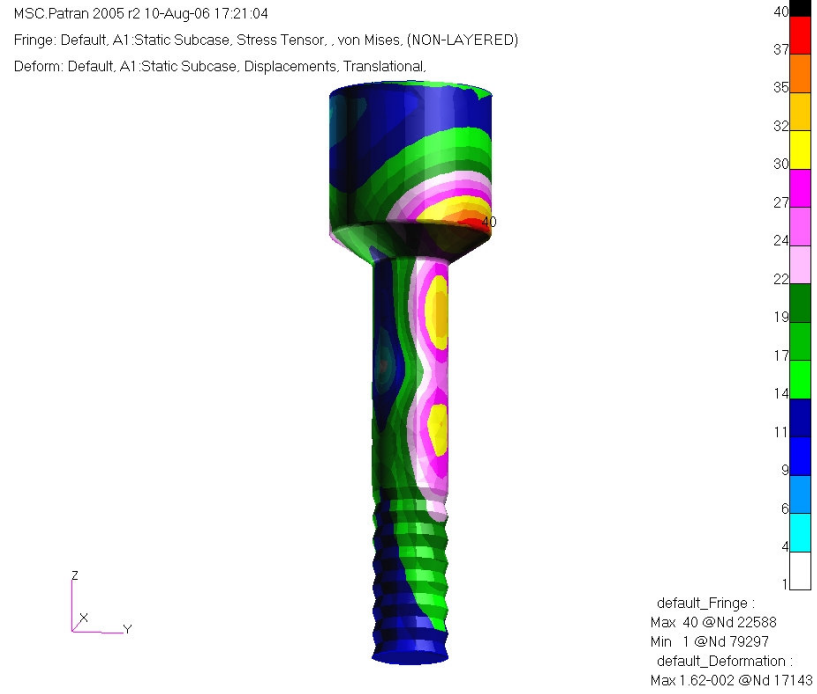
MSC.Patran 2005 r2 10-Aug-06 18:25:49

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

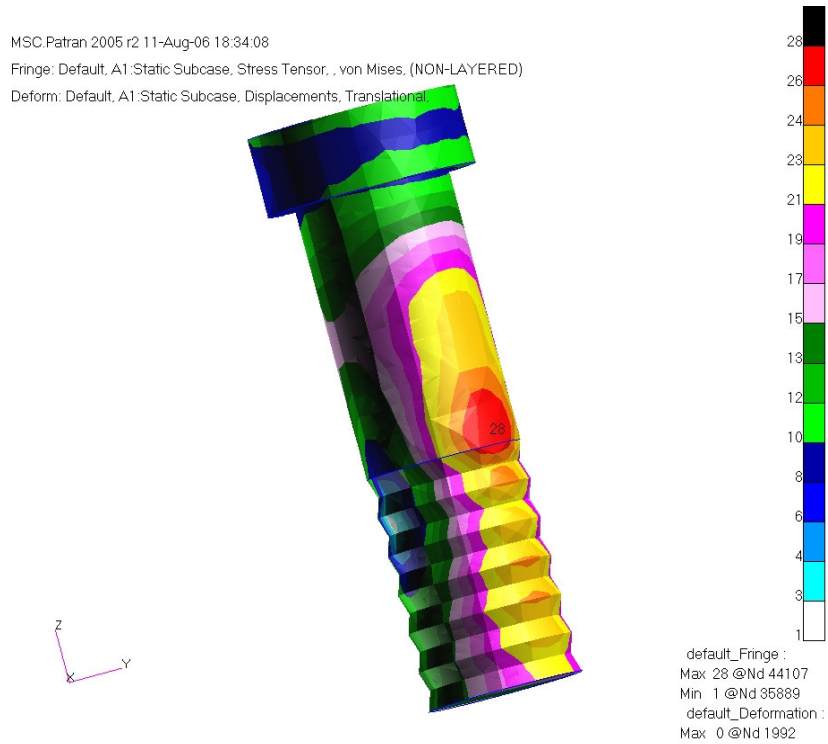
Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational,



Şekil 4-14: Biolok Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-15: Frialit Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

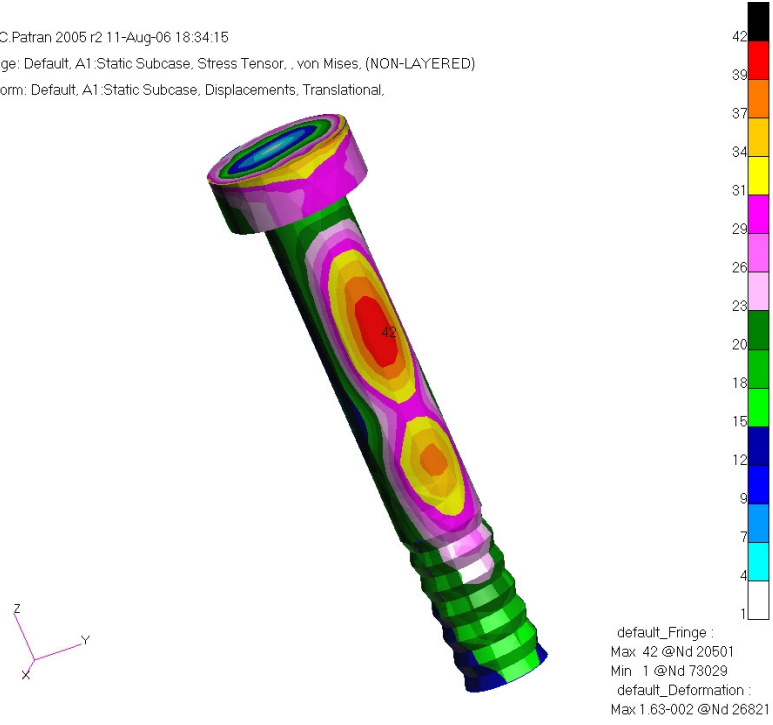


Şekil 4-16: Swissplus Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

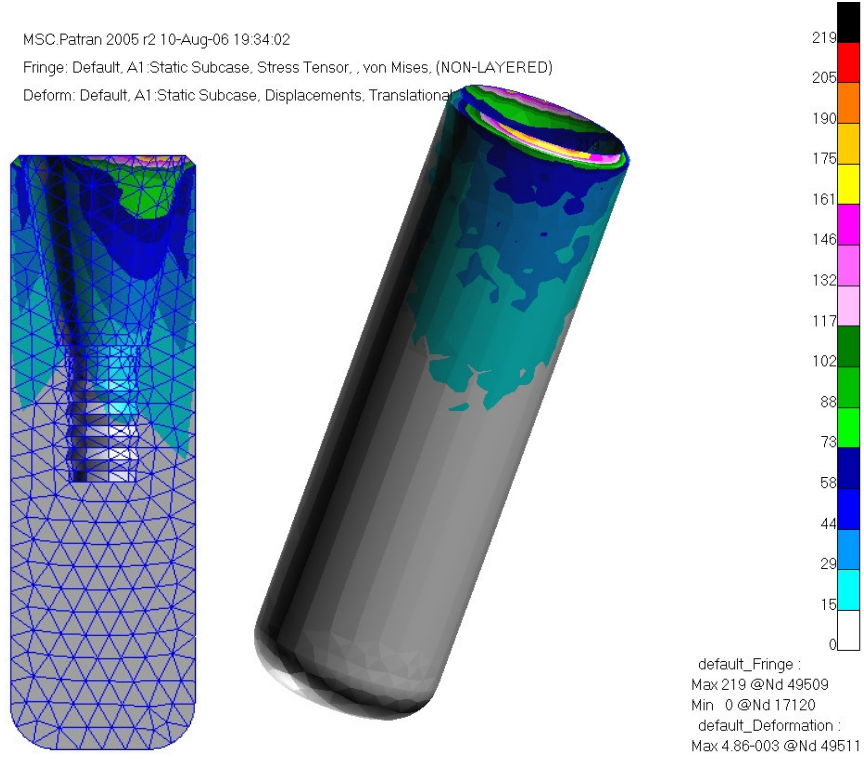
MSC.Patran 2005 r2.11-Aug-06 18:34:15

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

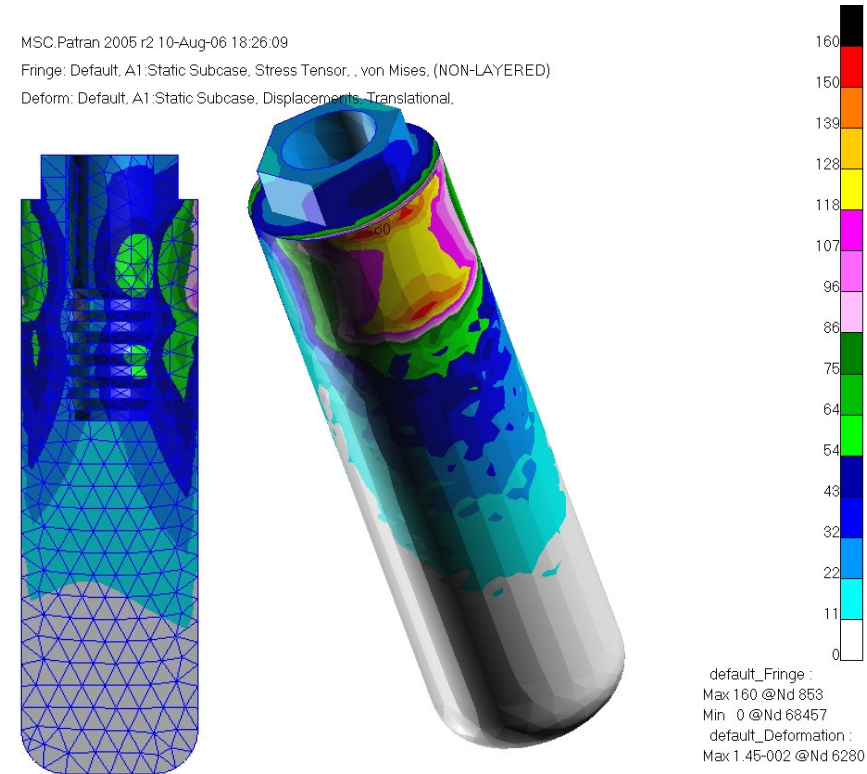
Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational,



Şekil 4-17: Camlog Vida komponentinin gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-18: Astra Tech İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

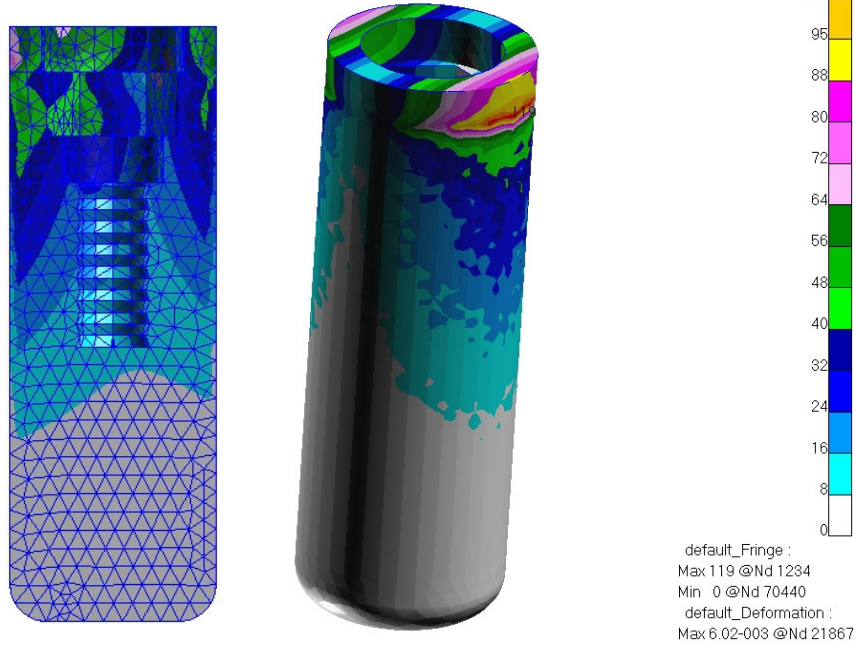


Şekil 4-19: Biolok İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

MSC.Patran 2005 r2 10-Aug-06 17:22:39

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational.

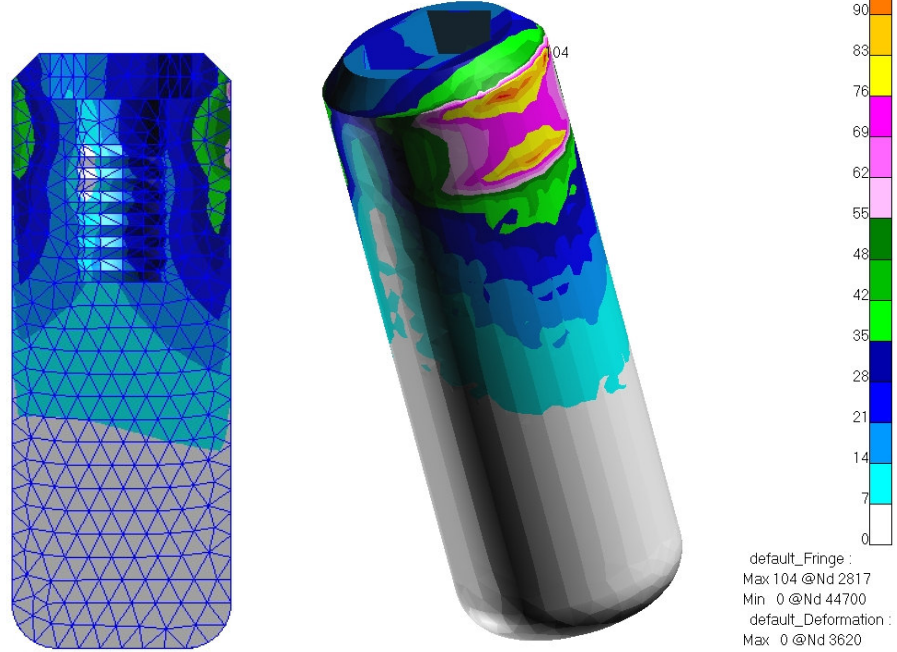


Şekil 4-20: Frialit İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]

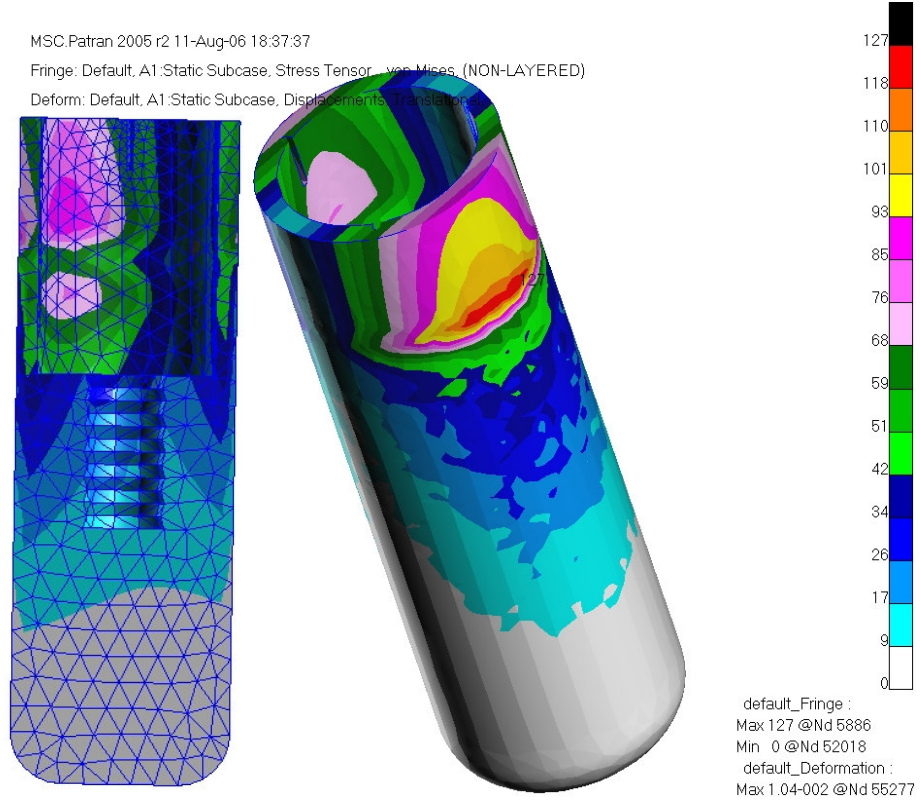
MSC.Patran 2005 r2 11-Aug-06 18:37:31

Fringe: Default, A1:Static Subcase, Stress Tensor, , von Mises, (NON-LAYERED)

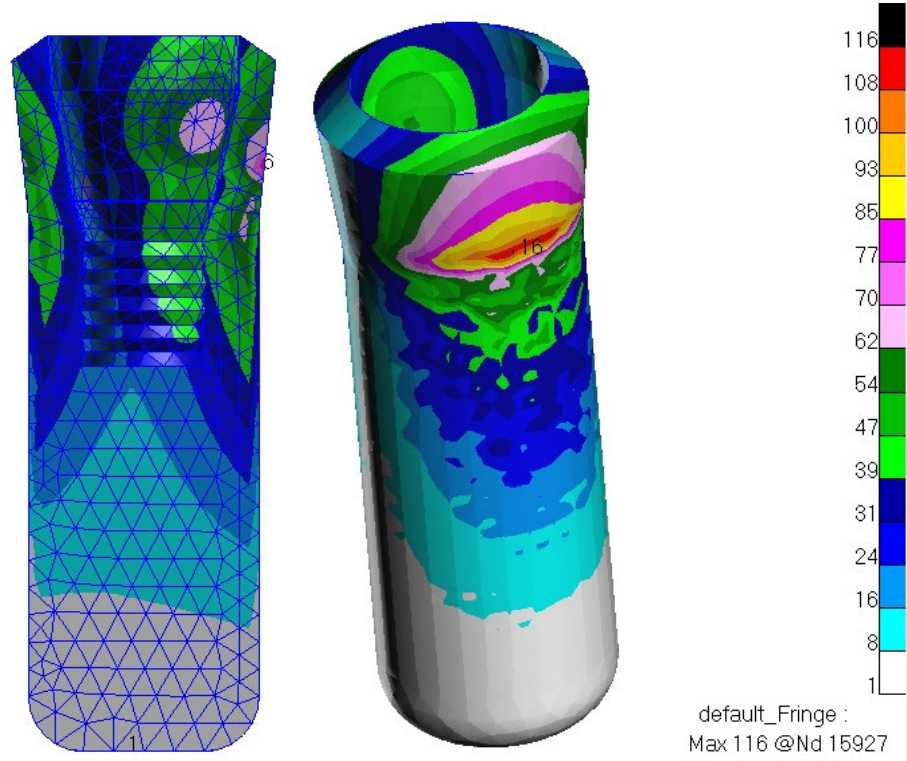
Deform: Default, A1:Static Subcase, Displacements, Translational.



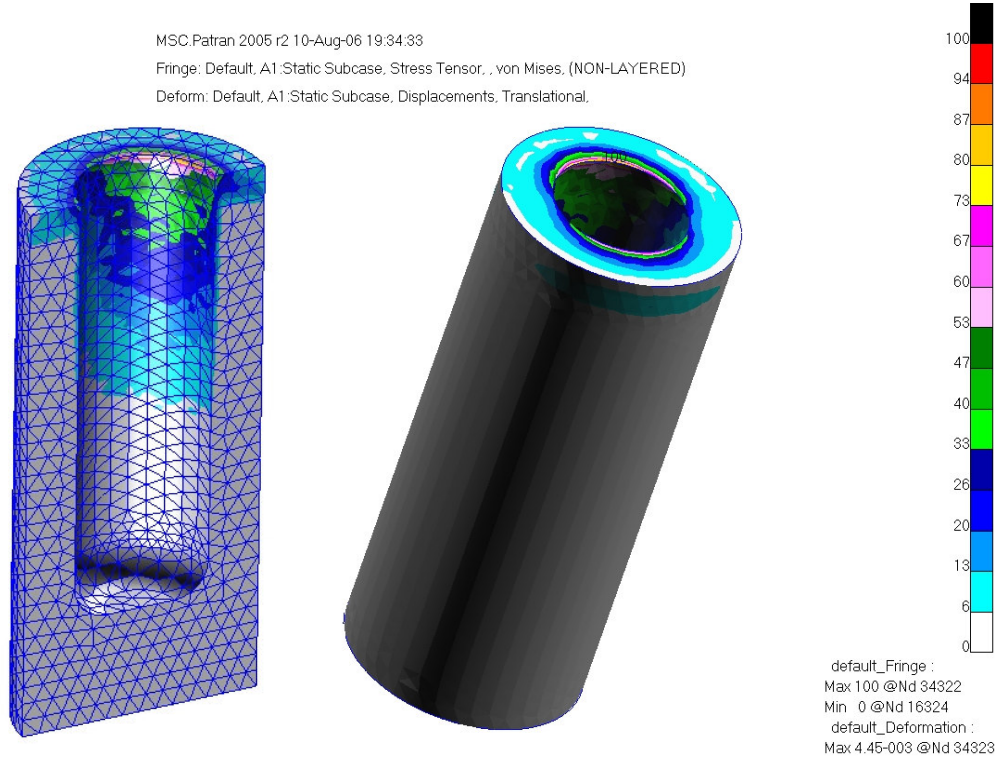
Şekil 4-21: Swissplus İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]



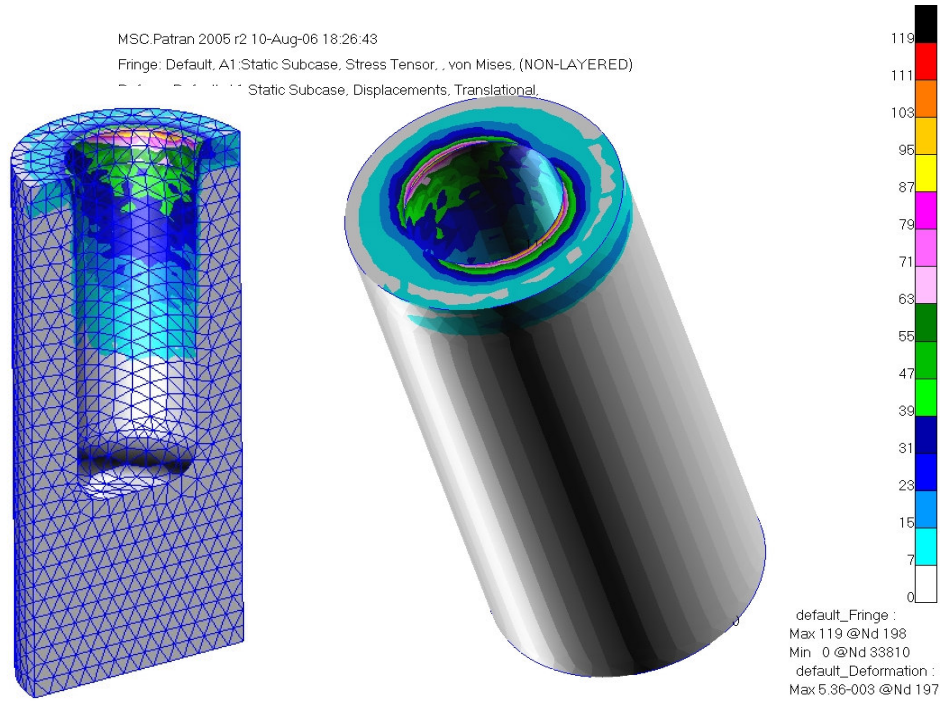
Şekil 4-22: Camlog İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]



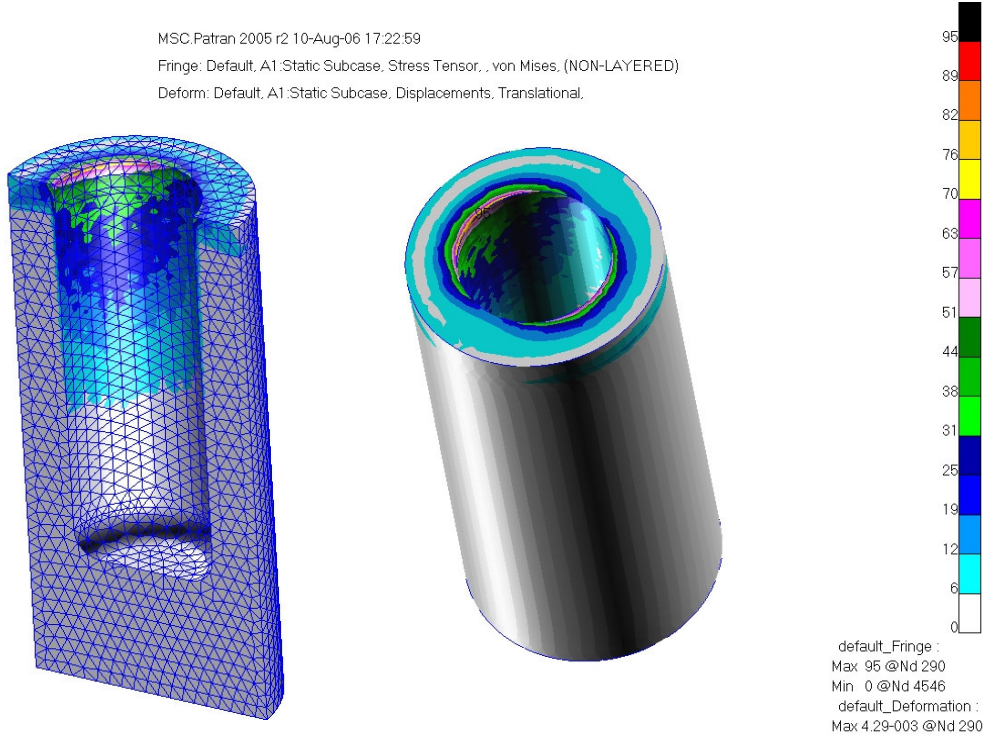
Şekil 4-23: ITI İmplant komponentinin gerilme dağılımı [MPa]



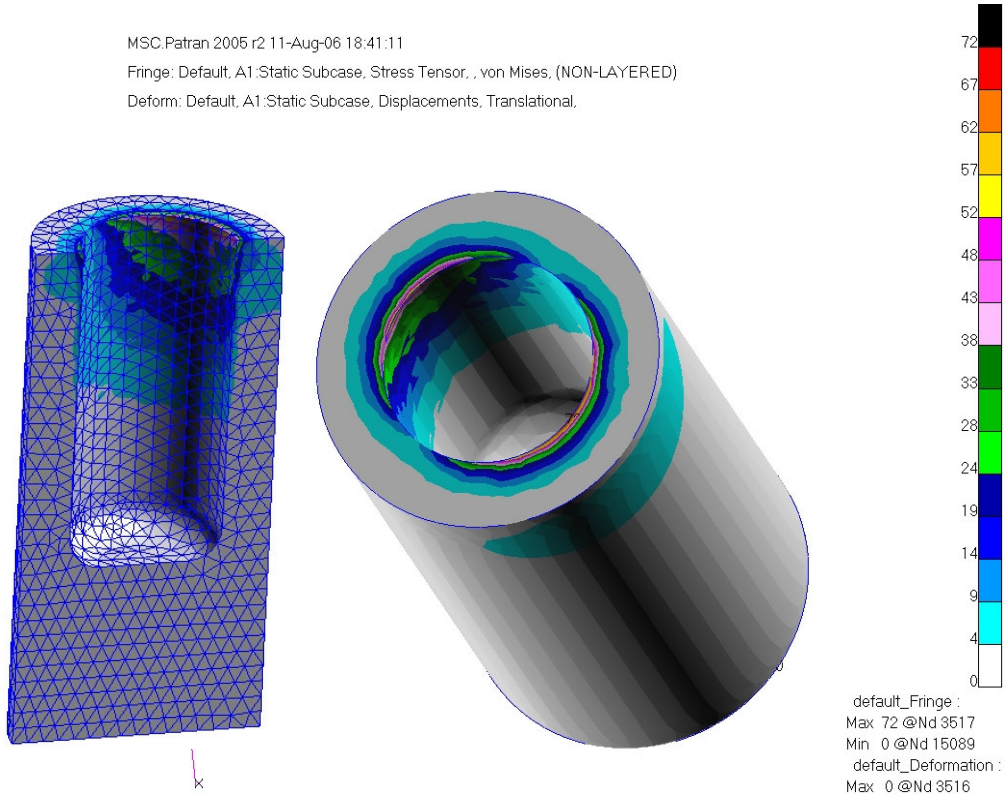
Şekil 4-24: Sistem-1(Astra Tech), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]



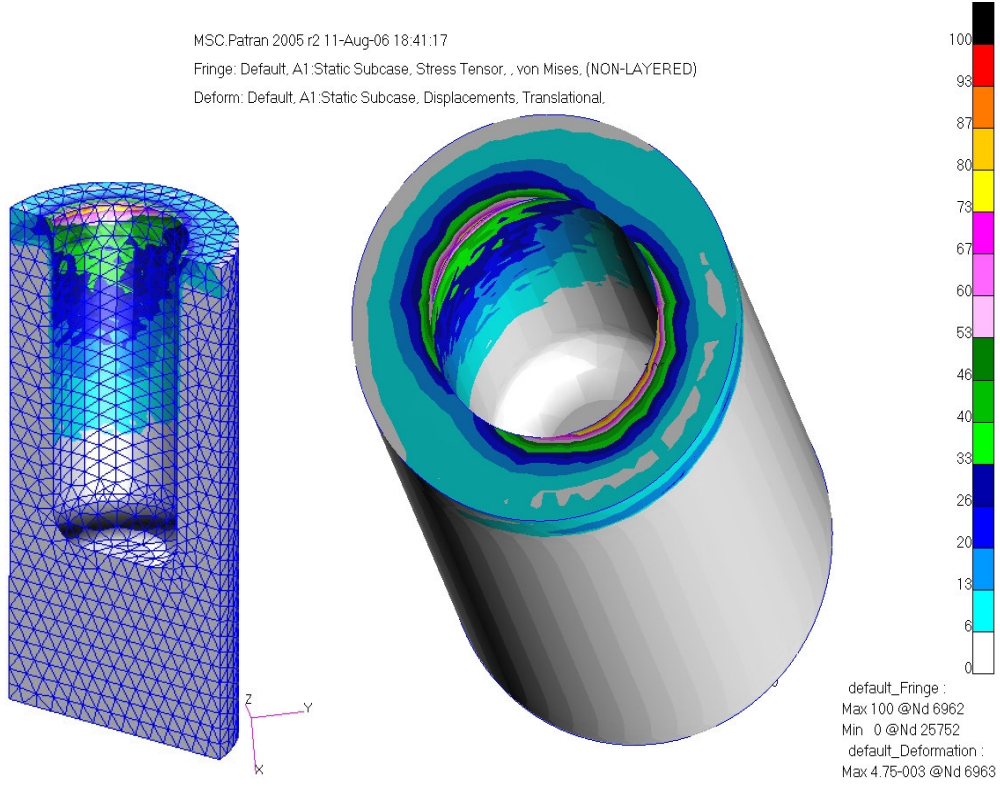
Şekil 4-25: Sistem-2(Biolok), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]



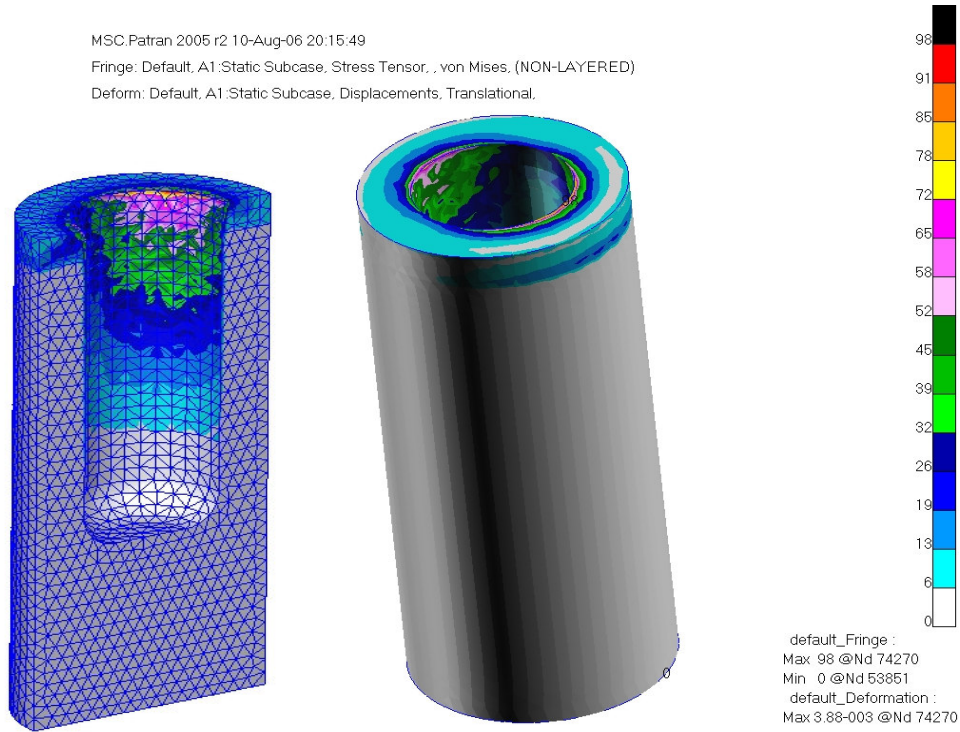
Şekil 4-26: Sistem-3(Frialit), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-27: Sistem-4(Swissplus), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-28: Sistem-5(Camlog), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]



Şekil 4-29: Sistem-6(ITI), Kemikteki gerilme dağılımı [MPa]

Yapılan analizler sonucunda en yüksek gerilmeler Astra Tech(Sistem-1) konik açılı implant- abutment bağlantı sisteminde en düşük gerilmeler ise Swissplus internal hegzagonal implant abutment bağlantı sisteminde elde edilmiştir. Astra Tech(Sistem-1) konik açılı implant- abutment bağlantı sistemindeki yüksek gerilmeler abutment implant temas bölgesinde oluşmuştur.

Abutment'da en yüksek gerilme (Astra Tech) konik açılı abutment boynunda , en düşük gerilme ise Frialit konik+internal hegzagonal abutment'da meydana gelmiştir.

Sıkıştırma vidasında en yüksek gerilme eksternal hegzagonal bağlantı sistemi olan Biolok implant vidasında, en düşük gerilme ise internal hegzagonal bağlantı sistemi olan Swissplus implant vidasında oluşmuştur. ITI implant sisteminde sıkıştırma vidası yoktur. ITI implant sisteminin vida şeklinde monte edilen kısmını diğer implant sistemlerindeki vidalar ile kıyaslırsak en düşük gerilme ITI implant vidasında meydana gelmiştir.

İmplant'ta en yüksek gerilme konik açılı abutment sistemi olan Astra Tech'te, en düşük gerilme konik+internal hegzagonal abutment sistemi olan Frialit'te oluşmuştur.

Kemik'te en yüksek gerilme eksternal hegzagonal bağlantı sistemi olan Biolok implantın çevresindeki kortikal kemikte ve en düşük gerilme ise konik+internal hegzagonal abutment sistemi olan Frialit implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana gelmektedir. Gerilmeler implantın kemik ile ilk temas ettiği bölgelerde olmaktadır. Bu bölgeler de kortikal kemik tabakasının olduğu bölgelere tekabül etmektedir.

Tablo-4-1' de, sistemlerin genel olarak komponent bazında en yüksek gerilme değerleri verilmiştir.

Tablo 4-1: Sistemlerin Genel olarak ve Komponent bazında en yüksek gerilme değerleri [MPa]

	Sistem-1 (AstraTech)	Sistem-2 (Biolok)	Sistem-3 (Frialit)	Sistem-4 (Swissplus)	Sistem-5 (Camlog)	Sistem-6 (ITI)
Vida	51	66	40	28	42	50*
Abutment	219	162	113	87	116	67
Kemik	100	119	95	72	100	98
İmplant	219	160	119	104	127	116

* Vida yok, abutment vida olarak kullanılmaktadır.

5. TARTIŞMA

Dental implantlar tam, parsiyel ve tek diş eksikliklikleri vakalarında otuz yılı aşkın süreden beri yaygın olarak kullanılmaktadır. Pek çok klinik çalışmada yüksek başarı oranları bildirilmiş olsa da erken ya da geç dönem implant kayıpları hala kaçınılmazdır. Geç dönemde meydana gelen kayıplar, protez yapımından sonra oluşur ve genellikle biomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir. Biyomekaniğin implant kayıplarından sorumlu mekanizması hala tam olarak anlaşılamamıştır. Ülkemizde ağır ekonomik şartlar oral implantolojinin uygulamasını kısıtlamaktadır. Birçok faktör göz önünde tutulduğunda, bu tip bir uygulamayı yapacak olan hekimin görevi, başarısızlık ihtimalini en aza indirecek önlemleri almak olmalıdır.

İmplant uygulanacak olan hastada, uygulamaya geçilmeden önce planlama aşamasında klinik ve radyolojik muayene ile tüm bilgiler tam olarak elde edilmeli ve bu bilgiler ışığında tedaviye geçilmelidir.

İmplant başarısına ait uzun dönem kontrol çalışmalarında protetik aşamayı takiben birçok komplikasyon oluşabildiği saptanmıştır. Bu komplikasyonlar; implant komponentlerinde kırık, üst yapıda kırık, abutment gevşemeleri, marjinal kemik kaybı ve osteointegrasyonun bozulması olarak sıralanabilir(166).

İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant başarısını arttıracaktır. İmplant başarısızlığı protezin uygulanmasından önce ve sonra oluşan başarısızlıklar olarak iki kısımda incelenebilir(67).

Protez öncesi kayıplar, kemiğin osteotomi sırasında aşırı ısınması, enfeksiyon, hastanın genel sağlık durumu veya iyileşme sürecindeki mikro hareketler nedeniyle olabilir. Protez sonrası kayıpların sebepleri ise; kötü ağız hijyeni, elverişsiz yüklenme

durumları ve üst yapı uyumsuzluklarıdır. İmplant boyu ve kemik kalitesi de başarıyı etkileyen faktörlerdendir.

Okluzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün; kemik-implant-protez kompleksinin tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir(67,124,138). Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken yükün kaynağının tanımlanması önemlidir. İmplant destekli bir protez dış (fonksiyonel veya parafonksiyonel kuvvetler) ve/veya iç (iç ve dış ön sıkıştırma) kuvvetlerin etkisi altındadır(57,124,158). Bu kuvvetlerin nitelik ve niceliğini incelerken, implant ve kemik üzerindeki in vivo davranışlarını göz önüne almak gerekir. Bugüne kadar implantlar üzerine gelen in vivo kuvvetler sadece abutment seviyesinde ölçülmüştür(67). İmplantların etrafındaki intraosseöz gerinimler biyosensörler yardımıyla ölçülmedikçe, implantların etrafındaki kemik oluşumu ve şekillenmesine rehberlik edecek gerilim eğrileri bilinemez. Son zamanlarda implantların etrafındaki kemikte gerilim ölçümleri, in vivo veriler veya in vitro modellerle elde edilen teorik modellerle yapılmaktadır. Ancak hala pek çok çalışmanın sonuçlarının, implantların biyomekanik özelliklerini in vivo olarak doğru şekilde yansıtmayı yansıtmadığı bilinmemektedir. Kuvvetlerin doğru değerlendirilmesi, genellikle karışık bir problem olduğu için ve deneylere katılması gereken pek çok parametrenin güçlülüğünden dolayı, bu konuda kesin bir bilimsel sonuca ulaşmak imkansızdır(57,167).

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve abutmentler aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir(67).

İmplanta gelen kuvvetlerin büyüklüğü, implantın dental ark üzerindeki konumuna göre değişir. Mericske-Stern ve Zarb okluzal kuvvetleri araştırmak için, bir grup parsiyel dişsiz hastayı, implant destekli sabit köprülerle tedavi ettikten sonra maksimum ısırma kuvvetlerini birinci premolar bölgesinde ortalama olarak 200 N'dan daha düşük ve ikinci premolar ve molarlar bölgesinde 300 N olarak ölçmüşlerdir(123).

Bu bilgilere göre posteriyor bölgeye yerleştirilen implantlar, yüksek çiğneme kuvvetlerinden dolayı büyük risk altındadır. Bu sebeple posterior bölgede daha uzun ve geniş çaplı implantların yerleştirilmesi önerilmektedir(110,126).

İmplant dizaynı ve implantın dental arktaki konumu, çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlı olarak marginal kemik kaybı meydana getirir. Son veriler, maksimum ısırma kuvvetlerinin biyolojik etkilerini ve ısırma kuvvetlerinin marginal kemik kaybına nasıl yol açtığını henüz tam olarak açıklayamamaktadır. Kemik hücrelerinin implanta bağlantısı için, zaman ve implantların yükleme hikayesi, etkili faktörler olabilir(42,43). Bu parametreler için implant çevresinde kontrollü yüklemelerle, zamana bağlı kemik reaksiyonlarını değerlendiren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Raadsheer yaptığı bir çalışmada, ısırma kuvvetlerini erkeklerde ortalama olarak 545.6 N (n=58), kadınlarda 383.6 N (n=61) ve maksimum ısırma kuvvetini erkeklerde 888 N, kadınlarda 576 N olarak ölçmüştür(135).

İmplant üstü sabit protez taşıyan bireylerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları, doğal dişli bireyler ve köprü protezi taşıyan bireylerle aynı veya yakın özelliktedir(75). Total dişsiz alt çenelerin sabit implant üstü protezle restorasyonunda, çiğneme fonksiyonlarının ve ısırma kuvvetlerinin arttığı gözlemlenmiştir(41,74,87). Carr ve Laney, implant destekli protez yapımından hemen sonra maksimum ısırma kuvvetlerini; 4.5 N-25.3 N, üç ay sonra 10.2-57.5 N olarak ölçmüşlerdir. Bu çalışmaya göre ısırma kuvvetleri çiğneme etkinliğinin artmasıyla orantılı olarak artmaktadır(39).

Yapılan literatür taramasında, çiğneme kuvvetlerinin doğal dişli ve protez taşıyan hastalarda 50-2440 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği ve molarlar bölgesinden kesiciler bölgesine doğru bu kuvvetlerin belirgin şekilde azaldığı görülmüştür(32,49,50,69,95,103,124,139). Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla yapılan araştırmalarda ise yaklaşık 35-178 N arası çiğneme kuvveti kullanıldığı belirlenmiştir(2,45,46,47,54,144,150,161,162,172,180).

Yukarıdaki araştırmalar doğrultusunda, çalışmamızda I. premolar bölgesine yerleştirilmiş implant sistemi dizaynında 100 N vertikal, 50 N horizontal ve vertikal ve horizontal kuvvetlerin bileşkesi şeklinde oblik kuvvetler uygulandı.

Dental implant sistemlerinde, sonlu elemanlar gerilme analizi uygulanırken sadece aksiyel ve horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Kombine yükler dikkate alınmalıdır. Kombine yükler oklüzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil eder ve kortikal kemikte en yüksek gerilmelere sebep olurlar(54,66,79).

Yapılan literatür araştırması sonlu elemanlar gerilme analizi metodunun kırılğan vernik, strain gauge ve fotoelastik gerilme analizi gibi deneysel metodlara göre avantajlı olduğunu göstermiştir(2,15,45,47,50,73,145,162).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu; uygulanan kuvvetin protez, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilme lokalizasyonlarıyla, bunların daha net anlaşılabilir olacak sayısal değerlerini vermesi, kemik, implantlar ve üst yapıların karmaşık geometrilerinin mümkün olduğunca gerçeğe yakın olarak oluşturulabilmesi nedenleri ile tercih edilmiştir(45). Kırılğan vernik metodunun nümerik değer vermemesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda; incelenecek olan modellerin aralditten yapılması ve buna bağlı materyal özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, strain gauge metodunda ise sadece gaugelerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi dezavantajlar mevcuttur(47).

Baiamonte ve ark.(14) 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada, sonlu elemanlar stress analizinde elde edilen sonuçların in vitro çalışmalarıyla paralellik gösterdiğini saptamışlardır. Bozkuş ve ark.(36) 2001 yılında yaptıkları çalışmalarında, aksiyal yüklemelerin atlas kemiğinde oluşturduğu biyomekanik cevapları sonlu elemanlar gerilme analizi ve kadavra modellerinde karşılaştırmış sonuçlar arasında benzerliklere dayanarak sonlu elemanlar gerilme analizlerinin biyomekanik çalışmalarda kullanılabileceğini ortaya koymuşlardır.

Bu çalışmaları rehber alarak biz de araştırmamızda diğer metotlara göre oldukça avantajlı olan sonlu elemanlar analizi metodunu kullanmaya karar verdik.

Sonlu elemanlar analizi iki boyutlu veya üç boyutlu olarak incelenebilir. Literatür bilgileri üç boyutlu analizlerin iki boyutluya göre çok daha gerçekçi sonuçlar verdiğini göstermektedir(54,85,130,161,162).

İsmail ve ark.(85) 1990'da blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Üç boyutlu modellerle ise, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşıldığını belirtmişlerdir.

Meijer ve ark.(121) 1993 yılında iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizlerini üç değişik model üzerinde karşılaştırmışlar, sonuçta üç boyutlu analizin tercih edilmesi gerektiğini, ancak iki boyutlu analizde modellerin hazırlanması ve hesaplamalar açısından zaman kazanılacağını ve iki boyutlu analizin yeterli olabileceğini bildirmişlerdir.

Yukarıdaki bilgiler doğrultusunda, modellememizde kemik ve implantın üç boyutlu yapısını elde edebilmek ve bu yapı içersindeki stres dağılımlarını net bir şekilde görebilmek amacıyla üç boyutlu bir analizden yararlanılmıştır.

İmplantlarla ilgili sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarına yönelik literatür taramasında, kemiğin homojen, lineer ve izotropik özellikte olduğu ve implantlarda ise bağlanmanın optimum düzeyde yani %100 oranında olduğu var sayılmıştır. Bu çalışmalar ışığında; kortikal ve spongios kemik izotropik, homojen ve lineer elastik olarak modellenmiştir. Bu durum klinik olarak mümkün olmasa da stres dağılımlarının incelenmesinde yeterli bir analiz olma durumunu korumaktadır(2,4,45,47,54,60,65,79,84,145,161,162,180).

Uysal (174), 1997 yılında yaptığı çalışmasında kemik dokusunun anizotropik özelliğine bağlı olarak uygulanan kuvvetlerin büyüklüğüne ve etki sürecine göre değişen mekanik ve biyolojik davranışlar gösterebileceğini belirtmiştir. İdeal bir implant uygulamasında, amacın kemik implant ara yüzeyinin maksimuma çıkartılması ve istenmeyen kuvvetlerin minimuma indirilmesi olduğunu bildirmiştir.

Modelleme yaparken kortikal kemik ve spongioz kemiğin elastik modülü ve Poisson oranları her bölgede homojen olarak varsayılmıştır. Buna rağmen, O'Mahony ve ark (127) alt çene kanselloz kemiğini incelediklerinde, bu kemiğin transvers izotropik olduğunu ve Young modülünün bölgeden bölgeye değiştiğini göstermişlerdir.

Mekanik özelliklerinin değerlendirildiği çalışmaların çoğunda, kemik için kabul edilmiş bir Poisson ve Young modülü değeri yoktur. Bu nedenle çalışmamızda diğer çalışmaların çoğunluğunda kabul edilmiş olan Valle ve arkadaşlarının önerdiği değerler kullanılmıştır(2,20).

Bu çalışmada, kullanımı halen devam eden altı farklı sistemin incelenmesi tasarlanmıştır. Bunlar; Astra Tech konik açılı implant abutment bağlantısı, Biolok eksternal hegzagonal implant abutment bağlantısı, Friadent Frialit konik internal hegzagonal implant abutment bağlantısı, Zimmer Swissplus internal hegzagonal implant abutment bağlantısı, Camlog tüp içinde tüp implant abutment bağlantısı, ITI Straumann konik açılı vidasız implant abutment bağlantısı olan sistemlerdir. Hem çap hem de uzunluk açısından üretici firmanın boyutları kriter olarak alınmış ve tasarlanan implant modellerinde mevcut boyutlar birebir çizilerek analizler gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada kullanılan implant-abutment bağlantıları birbirinden farklı şekilde tasarlanmış sistemlerden seçilmiştir. Burada amaç, aynı malzeme özelliklerine sahip aynı yükleme koşullarındaki farklı implant abutment bağlantı sistemlerindeki gerilme dağılımını hesaplayarak, birbirleri arasındaki avantaj ve dezavantajları gözlemlemektir. Hesaplar, sonlu elemanlar yöntemini kullanan yazılımlar ile gerçekleştirilmiştir.

Burguete ve ark.(37) 1994'te yaptıkları çalışmada, konik açılı implant-abutment bağlantısının, eksternal hegzagonal bağlantıya göre daha yüksek mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre, eksternal hegzagonal bağlantıda abutment vidası, fonksiyonel kuvvetler altında implant-abutment bağlantısının sağlanmasından tek başına sorumludur. Bu nedenle, abutment vidasına dikey yönde yapılan ön sıkıştırma, bağlantı stabilitesini tanımlayan faktördür. Bizim çalışmamızda konik abutment dizaynı olan sistemlerde, abutment vidasında gerilme değerleri daha düşük çıkmış ve gerilimin vida yüzeyine yayılmıştır. Eksternal hegzagonal abutment

vidasında, gerilmelerin belli bir noktada yoğunlaşmış olması ve yüksek gerilim değerinin olması, bu araştırmanın çalışmamızla benzer sonuçlar ortaya koymuştur.

Merz ve ark.(125) 2000'de implant-abutment bağlantı mekanizmaları için yaptıkları çalışmada, iç konik tasarım ve tek parça abutment kullanımının, implant sistemlerindeki gerilmelerin büyüklüğüne ve dağılımına etki eden iki ana faktör olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, konik açılı bağlantıda, pozitif veya geometrik kilit olarak bilinen kilitleme mekanizması ve sürtünme, abutment yivlerini aşırı fonksiyonel yüklerden koruyan etkenler olarak bildirmişlerdir. Bununla beraber konik açılı bağlantıda, lateral kuvvetlere karşı direnç, konik yapıdan sağlanır ve bu dizayn abutment'in devrilmesini de engeller. Konik açılı dizayn sayesinde, temas yüzeyinde basıncın yüksek olması sağlanarak, artan sürtünme kuvveti ile birlikte stabil bir tutunma elde edildiğini bildirmişlerdir. Yöntem ve materyal farklılığına rağmen bu araştırma, çalışmamızla benzer sonuçlar ortaya koymuştur.

Akça K. ve ark.(3) 2003'te konik açılı abutment bağlantılı implantlardaki Von Misses gerilmelerini ölçmek için yaptıkları çalışmada, maksimum gerilmelerin implant boynunda ve implant-abutment bağlantı yüzeyinde olduğunu gözlemlemişlerdir. Ayrıca, dikey yüklemde gerilmeler abutment'in konik açılı yüzeyinde birikirken, açılı yüklemde gerilmelerin, implant boynunda ve vida bağlantısında oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Yine bu çalışmada, konik açılı abutment kullanımının, vida yüzeyi ve implant boynundaki Von Misses gerilmelerini azalttığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda implant boynundaki en yüksek gerilme, konik açılı implant-abutment sisteminde, en düşük gerilme, konik+internal hegzagonal implant-abutment sisteminde oluşmuştur. Bu araştırmanın sonuçları bizim bulgularımızı desteklemektedir.

Maeda ve ark.(114) 2006'da internal ve external hegzagonal bağlantılı implant sistemlerinin stres dağılım paternleri arasındaki farklılığı, in-vitro incelemek için, akrilik blok içine 13 mm lik implantları yerleştirmişlerdir. Abutment yüksekliğini 7mm olarak belirlemişlerdir. Abutment yüzeyine, implant-abutment bağlantı bölgesine ve kemiği taklit eden akrilik blok yüzeyine, strain gauges yerleştirmişlerdir. Dikey ve yatay olarak 30 N kuvvet uygulamışlardır. Horizontal yükleme altında eksternal hegzagonal bağlantılı sistemde, vidadaki stresin tek bir noktada toplandığını, buna rağmen internal

hegzogonal bağlantılı sistemde ise stresin vida yüzeyine yayıldığı gözlenmiştir. Ayrıca eksternal bağlantılı sistemde, internal bağlantıya göre boyun bölgesinde daha fazla gerilim gözlenmiştir. Modelleme ve uygulanan tekniğin farklı olmasına rağmen, elde edilen sonuçlar çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

Sutter ve ark.(164) 1993'te yaptığı çalışmada, konik açılı dizaynın sürtünme kilidi oluşturduğunu ve bunun da vida gevşemesini azatlığını belirtmişlerdir. Eksternal hegzogonal bağlantı sistemlere kıyasla, vidasız yivli abutment sistemleri rotasyonu sıfıra indirger. Daha önceki çalışmalara göre, yivli abutment sistemleri, vidalı bağlantı sistemlerine göre yaklaşık olarak dört kat daha fazla sıkıştırma özelliğine sahiptir. Buna ek olarak yivli bağlantılarda, gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10-20 daha yüksek iken, vidalı bağlantılarda gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10 düşüktür. Bizim çalışmamızda da bulduğumuz değerlerde vidasız yivli abutment vidasındaki gerilme değerinin sayısal olarak en küçük çıkmış olması bu araştırma ile paralellik göstermektedir.

Jemt ve ark.(93) 1992'de yaptığı çalışmada eksternal hegzogonal bağlantı sistemlerinde, statik ve dinamik tüm lateral kuvvetlerin bağlantı vidası tarafından karşılandığını ve gerilimlerin vida yüzeyinde dağıldığını gözlemlemişlerdir. Lateral kuvvetlerin etkisi ile ortaya çıkan fonksiyona bağlı eğici kuvvetler, genellikle vidanın gevşemesine veya yorgunluğa bağlı kırılmaya yol açtığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda vida boynundaki Von Misses gerilmelerinin aynı yükler altında en yüksek çıkmış olması bu araştırma ile ortak sonuçları ortaya koymaktadır.

Levine ve ark.(109) 1997'de yaptıkları çalışmada uygun materyal kullanımı basit mühendislik prensipleri ile bağlantı yapıları daha güvenli hale getirildiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre eksternal hegzagonal bağlantılı sistemlerinde tek diş eksikliğindeki vida kaybı %8.7 iken solid konik abutment kullanımı ile vida kayıp oranı %3.6 ya düşmüştür. Bu çalışmada en yüksek gerilmelerin eksternal hegzogonal bağlantı sistemindeki vida da çıkmış olması çalışmamızla anlamlı olarak paralellik göstermektedir.

Rangert ve ark.(136) 1993’de yaptıkları çalışmada implant kırılmalarının en çok posterior bölgede, bir veya iki implantın kantileverle kullanıldığı durumlarda ve bruksizm yada aşırı okluzal kuvvetler altında ortaya çıktığı gözlemişlerdir. İmplantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmesi eğilme momentini artırır. Yapı kırılmalarını azaltmak için; daha geniş çaplı bağlantılar kullanılması, dayanak sayısının artırılması ve implantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmemesi tavsiye edilmektedir.

Schwartz ve ark.(148) 2000’de yaptıkları çalışmada, ısırma kuvvetleri molar bölgede anteriora göre üç kat daha fazla olduğu için kısmi dişsizlik vakalarında posterior restorasyonlar implanta en yüksek kuvvetler gelmesine yol açacağını belirtmişlerdir. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vidalı bağlantılı implantlarda vidada ve yapıda kırılmaların olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda standart yada daha geniş çaplı implant ve vidasız yivli abutment kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu sonuçlar niteliksel olarak çalışmamızdaki bulgularla örtüşmektedir.

Allen ve ark.(7) 1997’de yaptığı çalışmaya göre, marginal kemik kaybının fazla olmasının sebebi; cerrahi işlem sırasında implantın aşırı zorlama ile yerleştirilmesi sonucu kemikte oluşan aşırı gerilme ve protez sonrası aşırı okluzal yüklerdir. Bizim çalışmamızda kemik’te en yüksek gerilme eksternal heksagonal bağlantı sistemi olan implantın çevresindeki kortikal kemikte ve en düşük gerilme ise konik+internal heksagonal abutment sistemi olan implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana geldiği gözlemlendi. Gerilmeler implantın kemik ile ilk temas ettiği bölgelerde yoğunlaştığı görüldü. Bu bölgeler de kortikal kemik tabakasının olduğu bölgelere tekabül etmektedir. Bu da aynı kuvvetler altında farklı implant abutment bağlantı sistemlerinin kemikte farklı gerilme değerlerini meydana getirmesi bağlantı tipinin de kemikte aşırı yükler meydana getireceğini göstermektedir.

Sonuç olarak; bu çalışmada, implant abutment bağlantı sistemlerinin farklı şekilde tasarlanmış olmasının okluzal kuvvetlerin etkisiyle sistemin bütününde ve komponentlerin her birinde farklı gerilmeler oluşturduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular, çiğneme kuvvetlerinin etkisi ile implant, vida, abutment ve

kemikte düşük stresler oluşturacak implant abutment bağlantı sistemlerinin seçilmesinin, uzun dönem klinik başarıda çok önemli olduğunu göstermiştir. Özellikle posteriyor bölgelerde ve dikey boyutun artığı vakalarda okluzal kuvvetlerin artması nedeniyle uzun dönemde dental implantlarda oluşan mekanik komplikasyonların azaltılması için posteriyor bölgedeki implantlarda konik+internal hekzagonal veya vidasız implant abutment bağlantılarının seçilmesine dikkat etmek gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:115-121.
3. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis *Clin. Oral Impl. Res.* 14, 2003; 444–454.
4. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Şahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int.* 1996 Jan;27(1):11-7
5. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
6. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
7. Allen PF, McMillan AS, Smith DC. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. *Br Dent J* 1997;182:298-302.
8. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:702-11.
9. Anselme K., Bigerelle M., Noe I.B., Iost A., Hardouin P., 2002. Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth. *Journal of Biomedical Material Research*, 529- 540.
10. Assif D., Marshak B., Horowitz A., Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;75:285-291.

11. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:305-12.
12. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. III. Effect of elastic modulus and thickness of pseudo periodontal ligament. *Implantologist*. 1983-84;3(1):69-72.
13. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:311-21.
14. Baiamonte T., Abbate M.F., Pizzarello F., Lozada J., James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantology* 1996; 22: 104-110.
15. Balatlıoğlu A. Akririk kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi.(Doktora tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.
16. Balshi T. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1996;11:660-666
17. Batzer R., Liu Y., Lohmann C.H., Szmuckler-Moncler S., Dean D.D., Boyan B.D., Schwartz Z., 1998. Prostaglandins mediate the effects of titanium surface roughness on MG63 osteoblast-like cells and alter cell responsiveness to 1 α 25-(OH)2D3. *The Journal of Biomedical Material Research* 41, 489-496.
18. Becker W. & Becker B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J. Prosthet Dent*. 1995;74:51-55.
19. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1998;13:253-62.
20. Bidez WM., Misch CE., Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992; 1:289-294.
21. Bidez WM., Misch CE., Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Journal of oral Implantology* 1992;23:264-274.
22. Binon P. The role of screws in implant systems. *International Journal of Oral*

- and Maxillofacial Implants. 1994;9(Suppl.):48-51.
23. Binon P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *International Journal of Prosthodontics*.1995;8:162-178.
 24. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
 25. Branemark P-I, Zarb G, Albrektsson T. Tissue integrated postheses. Chicago: Quintessence; 1985. p. 11–19, 117–28, 156–62.
 26. Brånemark PI., Zarb GA., Albrektsson T. Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence;1987.p.129.
 27. Branemark P-I, Engstrand P, Ohnrell L-O, Grondahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 1999;1:2–16.
 28. Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation-a review. *J Rehabil Res Dev* 2001 ;38(2):175-81.
 29. Breme J., Steinhauser E., Paulus, G., 1988. Commercially pure titanium Steinhauser plate- screw system for maxillofacial surgery. *Biomaterials* 9, 310-313.
 30. Browne M., Gregson P.J., 2000. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion. *Biomaterials* 21, 385-392.
 31. Brunski JB., Hipp JA., In vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1984;54:82-90.
 32. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:85-97
 33. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2000;15:15–46.
 34. Borchers L, Reichard P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface developement. *J Dent Res* 1983; 62:155-9.

35. Borrasi V., Giavaresi G., Fini M., Torricelli P., Tschon M., Chiesa R., Chiusoli L., Salto A., Volpert A., Giardino R., 2005. Comparative in vitro study on a ultra-high toughness and dense titanium coating. *Biomaterials* 26, 4948-4955.
36. Bozkus H, Karakas A, Hanci M, Uzan M, Bozdog E, Sarioglu AC. Finite element model of the Jefferson fracture: comparison with a cadaver model. *Eur Spine J.* 2001 Jun;10(3):257-63.
37. Burguete, R.L., Johns, R.B., King, T. & Patterson,E.A. (1994) Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* 71: 592–599.
38. Buser D., Schenk RK., Steinemann S., Fiorellini JP., Fox CH., Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research* 1991;25:889-902.
39. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prosthesis and patients with complete dentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1987;2:101–8.
40. Carlsson GE. Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology* 1974;1:265-292.
41. Carlsson GE, Lindquist LW. Ten-year longitudinal study of masticatory function in edentulous patients treated with fixed complete dentures on osseointegrated implants. *International Journal of Prosthodontics* 1994;7:448–53.
42. Carter DR. Mechanical history and skeletal biology. *Journal of Biomechanics* 1987;20:1095–109.
43. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of, mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1987;238:237–50.
44. Charles J. Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, Joseph Y. K. Kan. Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
45. Chun H.J., Cheong Y.S., Han J.H., Heo S.J., Chung J.P., Rhyu I.C., Choi Y.C., Baik H.K., Ku Y., Kim M.H. Evaluation of design parameters of

- osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 565-571.
46. Clelland N.L., Ismail Y.H., Zaki H.S., Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 391-398.
 47. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley AW. Basic research: a three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995;4:95-100.
 48. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Stress and strain distribution in the bone surrounding a new design of dental implant: A comparison with a threaded Branemark type implant. *Proc Instn Mech Engrs* 1993; 207(39):133-138.
 49. Craig R.G., O'Brien W.J., Powers J.M. *Dental materials*. Sixth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 1996: 10-26.
 50. Craig R.G., Ward M.L. *Restorative dental materials*. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 1996: 56-94.
 51. Cordioli G, Castagna S, Consolati E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. *Int J Prosthodont* 1994;7:525-31.
 52. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM . A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res*. 1982 Aug;61(8):1006-9.
 53. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2. Bilimsel Yayını. 1998: 766-796.
 54. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implant* 2000; 26:77-81.
 55. Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution : a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:200-210.
 56. Doblare M, Garcia JM. On the modelling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. *Acta Cient Venez* 2003;54(1):58-75. Review
 57. Duyck J. Biomechanical characterisation of in vivo load on oral implants. Thesis. Katholieke Universiteit Leuven; 2000.p.8-49.
 58. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting

- fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research* 2000;11:465–75.
59. Duyck J., Naert I., Van Oosterwyck H., Ronold HJ., Vander Sloten J., Ellingsen JE., The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research* 2001;12:207-218.
 60. Ekici B. Numerical analysis of dental implant system in three dimension. *Adv Eng Software* 2002; 33:109-113
 61. Esposito M., Hirsch J-M., Lekholm U., Thomsen P., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants(II) Etiopathogenesis. *European Journal Of Oral Sciences* 1998;106:721-764.
 62. Fagan, Jr., M.J., İsmail Y.H., Meffert R.M.: *Implant prosthodontics: Surgical and prosthetic techniques for dental implants*. Year Book Medical Publ. Inc., Chicago, 1990.(4)
 63. Feller K.U., Richter G, Scheider M, Eckelt U. Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31:78-83.
 64. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU):1. Redefining Wolff-s law: The bone modeling problem. *Anatomical Records* 1990;226:403-413.
 65. Garcia JM, Doblare M, Ceganino J. Bone remodelling simulation :a tool for implant design. *Comput Mat Sci* 2002; 25:100-114.
 66. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-598
 67. Glantz P-O., Rangert B., Svensson A., Stafford GD., Arnvidarson B., Randov K. Et. Al. On clinical loading of osteointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 1993;4:99-105.
 68. Glantz P-O, Nilner K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. *Journal of Dentistry* 1997;25:21–4.
 69. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1986;56:226-229.
 70. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharasaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81 537-52.

71. Goheen K., Vermilyea S., & Vossonghi J. Torque generated by hand-held screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1994;9:149-155.
72. Hammond AB, Smahel Z, Moss ML. Finite element method analysis of craniofacial morphology in unilateral cleft lip and palate prior to palatoplasty. *J Craniofac Genet Dev Biol* 1993;13:47-56.
73. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. *Biyomekanik*. Logos Yayıncılık, İstanbul, 2000.
74. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1977;85:200–8.
75. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica* 1979;37:195–206.
76. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation* 1979;6:41-48.
77. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Quintessence Publ. Co. Ltd. Tokyo 1989.
78. Helkimo E., Carlson GE., Helkimo M. Bite force and state of dentition *Acta Odontologica Scandinavica* 1977;35:297-303.
79. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology* 1998;24:80–84.
80. Hoshaw SJ., Brunski JB., Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1994;9:345-360.
81. Hruska A.R. Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int.* 1987;18:683-688.

82. Ito M, Nishida A, Koga A, Ikeda S, Shiraishi A, Uetani M, Hayashi K. Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. *Bone* Vol 2002; 31(3):351-358.
83. İnan M. Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı . İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 1988: 12-342.
84. İplikçioğlu H, Akçam K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30:41-46.
85. İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implant* 1990; 4:25-31.
86. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
87. Jemt T, Carlsson GE. Aspects of mastication with bridges on osseointegrated implants. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1986;94:66–71.
88. Jemt T., Lekholm U., Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:211-7.
89. Jemt T., Lekholm U., & Gröndahl K. A three-year follow-up study of early single implant restorations and modern Branemark. *Int J. Of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1990;10:341-349.
90. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
91. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1991;6:413–7.
92. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.

93. Jemt T, Book K, Linden, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:162-7.
94. Jemt T. Implant treatment in resorbed edentulous upper jaws. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:187-94.
95. Jemt T., Book K., Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 301-308.
96. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, et al. A 5- year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1996;11:291-8.
97. Jemt T., Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 620-625.
98. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral & Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
99. Kallus T., & Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after five years. *Int J Oral & Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
100. Karayazgan B. Yüz defeklerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu kerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2005
101. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular or maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2000;15:405-14.
102. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. *J Oral Implant* 1992; 18(3):204-219.
103. Koolstra J.H., Van Eijden T.M.G.J., Weijs W.A., Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomechanics* 1988; 21: 563-576.

104. Lautenschlager E.P., Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent. J.* 1993;43:245-253.
105. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res.* 1968 May-Jun;47(3):427-32.
106. Lekholm U., Zarb G.A. Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry.* Ed: Zarb G.A. Quintessence 199-209, Chicago, 1985.
107. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1994;9:627-35.
108. Lemons J.E. Dental implant biomaterials. *J. Am. Dent. Assoc.* 1990;121:716-719.
109. Levine R., Clem D., Wilson T., Higgenbottom F., & Saunders S. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1997;12:237-242.
110. Linderholm H, Wennstrom A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontologica Scandinavica* 1997;28:679-89.
111. Linkov LI, Chercheve R: *Theories and Techniques of Oral Implantology.* St. Louis, CV Mosby CO, 1970
112. Lohmann C.H., Sagun Jr. R., Sylvia V.L., Cochran D.L., Dean D.D., Boyan B.D., Schwartz Z., 1999. Surface roughness modulates the response of MG63 osteoblast-like cells to 1,25-(OH)(2)D(3) through regulation of phospholipase A(2) activity and activation of protein kinase A. *The Journal of Biomedical Material Research* 47. 139-151.
113. Lohmann C.H., Borewald L.F., Sisk M.A., Sylvia V.L., Cochran D.L., Dean D.D., Boyan B.D., Schwartz Z., Maturation state determines the response of osteogenic cells to surface roughness and 1,25-dihydroxyvitamin D3. *Journal of Bone and Mineral Research* 2000. 15, 1169- 1180.
114. Maeda Y., Satoh T., Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006 33; 75-78

115. Martin J.Y., Schwartz Z., Hummert T.W., Schraub D.M., Simpson Jr. J., Lankford J., Dean D.D., Cochran D.L., Boyan B.D., Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *The Journal of biomedical material research* 1995. 29, 389-401.
116. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 1999; 27:365-372.
117. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. FEM-gestützte Untersuchung zur Mechanischen Stabilität zweier ausgewählter Osteosynthesesysteme bei der sagittalen Unterkieferosteotomie, *Mund Kiefer Gesichts Chir* 2001; 5:343-347.
118. Mc Kinney, V.R.: Endosteal dental implants. C. V. Mosby Inc., St Louis, 1991.
119. McCabe JF. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi* (çeviren: M. Nayır) İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, 1999
120. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68(1):96-102.
121. Meijer HJA, Starmans FJ, Bosman F, Steen WHA. Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20:147-157.
122. Menicucci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 334-341.
123. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research* 1996;7:153-61.
124. Mericke-Stern R., Asal P., Buegerin W., Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clinical oral Implants Research*;7:378-386. Mericske-Stern R., Venetz E., Fahrlander F., Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a

- fixed prosthesis or an overdenture: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 535-547.
125. Merz, B.R., Hunenbart, S. & Belser, U.C. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 15: 519–526.
 126. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 1995;7:25–9.
 127. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JQ, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implant Res* 2000;11:415-421.
 128. Osier JF., Biomechanical load analysis of cantilevered implant systems. *Journal of oral Implantology* 1991;17:40-47.
 129. Özdemir T, Yalçın S, Sandallı P. Oral implantolojide uzun dönemdeki başarı kriterleri. *Oral İmp Der* 1994; 10:8-12.
 130. Özgövde NO. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2003
 131. Parel SM, Branemark PI, Tjellström A, Gion G. Osseointegration in maxillofacial prosthetics. Part II: Extraoral applications. *J Prosthet Dent* 1986; 55(5):600-606.
 132. Parr G.R., Gardner L.K., Toth RW., Titanium:The mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J. Prost. Dent* 1985;54:3:410-414.
 133. Pilliar, R.M., Deporter DA., Watson PA., Valiquette N., Dental Implant design-effect on bone remodelling. *Journal of Biomedical Materials Research* 1991;25:467-483.
 134. Pilliar, R.M., Implant surface design for devolopment and maintenance of osseointegration. In: Ellingsen, J.E., Lyngstadadaas, S.P.(Eds.), *Bio-implant Interface. Improving Material and Tissue Reaction*. CRC pres, Boca Raton, pp.2003. 43-48.
 135. Raadsheer MC, van Eijden TMGJ, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. *Journal of Dental Research* 1999;78;31-42.

136. Rangert B., Sullivan R., Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. Nobelphama News 1993;74-75.
137. Rangert B., Krogh P., Langer B.,& Van Roekel N. Bending overload and implant failure: a retrospective clinical analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1995;10:326-334.
138. Richter E-J., Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. Journal of Prosthetic Dentistry 1989;61:602-609.
139. Richter E.J. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 99-108.
140. Richter E-J., In vivo horizontal bending moments on implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1998;13:232-244.
141. Rieger M.R., Adams W.K., Kinzel G.L., Brose M.D. Alternative materials for three endosseous implants. J. Prosthet. Dent. 1989;61:717-722.
142. Roberts WE., Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In : Naert I, Van Steenberghe D., Worthing P, editors. Osseointegration in oral rehabilitation. An introductory textbook. London: Quintessence; 1993.p.163-164.
143. Quirynen M., Naert I., Van Steenberghe D., Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clinical Oral Implants Research 1992;3:104-111.
144. Sağat G. Üst Çene Total Dişsizlik Vakaları İçin İmplant Destekli Sabit Protez Uygulamalarında Farklı Alveol Ark Formları ve İmplant Pozisyonlarının İmplantlar Çevresindeki Stres Dağılımına Olan Etkisinin FEM Analizi Yöntemiyle Araştırılması (Doktora Tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2002.
145. Sağesen HLEM. İçi boş silindir (Hallow Cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımlarına etkileri. Gazi Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara, 2000.
146. Sandallı P. Oral İmplantoloji. Erler Matbacılık İstanbul, 2000.
147. Schwartz MS. A retrospective analysis of single-tooth replacements with Branemark-type implants. Academy of Osseointegration Annual Meeting:unpublished.1991.

148. Schwartz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin. Oral İmplant Res. 2000;11(Suppl.):156-158.
149. Schwartz Z., Lohmann C.H., Vocke A.K., Sylvia V.L., Cochran D.L., Dean D.D., Boyan B.D., Osteoblast response to titanium surface roughness and alpha, 25-(OH)(2)D(3) is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway. The Journal of Biomedical Material Research 2001. 56, 417-426.
150. Sertgöz A., Bişkin T., Demirbaş B. Eğimli yerleştirilmiş bir implant ve çevre kemik dokusundaki oluşabilecek streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. Oral İmp Der 1995 Kasım: 19-23.
151. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported prosthesis. International Journal of Prosthodontics 1997;10:19-27.
152. Sertgöz A. Osseointegrasyon-I. İmplantr2005;2:40-45.
153. Sertgöz A. Biyomekanik. İmplantr2005;4:64-72.
154. Siegele D., Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stres distribution in the jaw bone. Int. J. Oral Macillofac. Implants. 1989;4:333-340.
155. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthodont 1983;49:6.
156. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-8.
157. Smedberg JI. Studies of maxillary overdentures on osseointegrated implants. Swedish Dental Journal 1995;102(Suppl):1-49.
158. Smedberg JI., Nilner K., Rangert B., Svensson SA., Glantz SA. On the influence of superstructure connection on ipmlant preload: a methodological and clinical study. Clinical Oral Imlants Research 1996;7;55-63.
159. Spiekermann H. Implantologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1994.
160. Stanford CM., Brand RA., Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. Journal of Prosthetic Dentistry 1999,81:553-561.

161. Stegaroiu R., Sato T., Kusakari H., Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 82-90.
162. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3- dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-790.
163. Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M. *Cirriculum Prothetik Band III*. Berlin: Quintessenz Verlag, 1999; 1109-1136, 1161-1189,1215-1220.
164. Sutter F., Weber h., Sorenson J.& Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 1993;13;408-431.
165. Sutter F. The role of screws in implant systems. *International Journal of oral and Maxillofacial Implants* 1994;9;51-52.
166. Şahin S., Çehreli M. C., Yalçın E., Influence of functional forcec on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *Journal of Dentisry* 30(2002) 271-282.
167. Tashkanki EA., Lang BR., Edge MJ., Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported proshhesis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;76;158-164.
168. Taylor TD., Agar JR., Vogiatzi T., Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *International Journal of oral and Maxillofacial Implants* 2000;15;66-75.
169. Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res*. 1973;7(3):251-61.
170. Tjellström A, Jacobbsson M, Albrektsson T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 287-289.
171. Tomas KA., Kay JF., Cook SD.& Jarco M. The effect of macrotexture and hydroxylapatite on the mechanical strenghs and histologic profiles of titanium implant materials. *J. Biomedical Materials Res*.1987;26:1989-2001.
172. Tosun T. Serbest Sonlanan Alt Çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss İmplantları Üzerine Yapılan İmplant-İmplant Destekli ve İmplant-Diş Destekli Köprü

Protezlerinin Sonlu Elemanlar Stress Analizi Yöntemi ile Biomekanik Açından İncelenmesi (Doktora Tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1997.

173. Türker M., Yücetaş Ş. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara: Atlas, 1997: 453-485.
174. Uysal H. Kemiğin Mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. Oral İmplant Der 1997 ;36-43.
175. Ünsal MK. Tam uyumlu ve uyumsuz implant üstü restorasyonların implantlar üzerine ilettikleri kuvvetlerin in-vivo olarak değerlendirilmesi. Ank Üni Diş Hek Fak Derg 1999;11:743-749.
176. Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J, Rangert B, Tan HK. Mechanical evaluation of craniofacial osseointegration retention systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 491-498.
177. van Eijden TMGJ. Three-dimensional analyses of human biteforce magnitude and moment. Archives of Oral Biology 1991;36:
178. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:272-81.
179. White SN., Caputo AA., Anderkvist TA. Effect of cantilever legth on stress transfer by implant-supported prostheses. Journal of Prosthetic Dentistry 1994;71:493-499.
180. Williams KR, Watson WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite Element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990; 21: 563-570.
181. Worthington P., Bränemark P. Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region. Illinois: Quintessence Publishing Co. 1992: 15-36.
182. Zarb GA, Smith A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64:185-94.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ALİ	Soyadı	BALIK
Doğ.Yeri	TUNCELİ	Doğ.Tar.	01.10.1975
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	18638569332
Email	dralabalik@hotmail.com	Tel	532 591 98 26

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜTESİ	1999
Lisans		
Lise	ANKARA KEÇİÖREN LİSESİ	1993

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	M.Ü. S.H.M.Y.O. DİŞ PROTEZ B.	2001-2002
2.	ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	İ.Ü. DİŞ HEK. FAKÜLTESİ	2006-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi	52	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	56.215	57.792	59.368
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Windows XP	iyi
Microsoft Office	iyi
Adobe Acrobat	iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Yayınlar

1. Özyuvacı H., Oral O., Arıncı A., **Balık A.**, Utku C., Ramazanoğlu M., Oral İmplanolojide Planlamanın Önemi, Nereye Kadar Sinüs Lifting!. 2005;4;18-25.
2. Kurtuluş B., Onur Ö.D., Olgaç V., **Balık A.**, Batur B. Lipoid proteinosis (Urbach-Wiethe disease). Oral Case Presentations. 2006;12;12

Tebliğler

1. **Balık A.**, İmplant Üstü Protezlerde Planlama. Oral Cerrahi Derneğinin VII., Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneğinin VIII., Ulusal Bilimsel Kongresi, 27 Mayıs-2 Haziran 2006. (Sözlü Bildiri)

Sertifikalar

1. **Kuruluş İçi Kalite Sistem Denetçisi.** Kalsis,2004, İstanbul