

MURAT MEHMET DİNÇ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2011

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

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI BOYUN GEOMETRİSİ VE YERLEŞTİRME
AÇILARINA SAHİP İMPLANTLARIN ÇİĞNEME
YÜKLERİ KARŞISINDA ALT ÇENE KEMİĞİNDE
DEĞİŞİK AÇILARDA OLUŞTURDUĞU GERİLMELERİN
İNCELENMESİ**

MURAT MEHMET DİNÇ

**DANIŞMAN
PROF. DR. M. MURAT AYDIN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON-KÖPRÜ PROTEZİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)

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.

Murat Mehmet Dinç

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım **Sn. Prof. Dr. Murat AYDIN**'a,

Tez hazırlama süresi boyunca derin akademik ve mesleki bilgisini sabırla benimle paylaşan ve hiçbir konuda yardımını esirgemeyen **Sn. Doç. Dr. Gökhan AKGÜNGÖR**'e,

Mesleki hayatımda desteğini esirgemeyen değerli hocalarım Ana Bilim Dalı Başkanı **Sn. Prof. Dr. Haluk Keskin, Sn. Prof. Dr. Betül Tuncelli, Sn. Prof. Dr. Deniz Şen**'e

Çalışmamın tüm aşamalarında bana destek olan **Sn. Dr. Pınar TÜRKOĞLU**'na

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan kürsümüzün tüm değerli **öğretim üyelerine** ve asistan **arkadaşlarıma**,

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren, varlığı ve desteği en büyük güç kaynağım olan **aileme** çok teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 6224

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
GRAFİKLER LİSTESİ.....	xiii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xiv
ÖZET.....	xv
ABSTRACT.....	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	18
2. GENEL BİLGİLER.....	20
2.1. Dental İmplantlarda Başarı	20
2.2. Gerilmeler Karşısında Kemikte Görülen Histolojik Reaksiyonlar.....	21
2.2.1. Gerilme – Rezorbsiyon ilişkisi.....	21
2.2.2. Kemiğin fonksiyonel gerilmelere verdiği histolojik yanıt.....	23
2.3. Dental İmplantların Biyomekaniği.....	25
2.3.1. Yükleme tipi ve şiddeti.....	27
2.3.2. İmplant ve protezin materyal özellikleri.....	28
2.3.3. İmplantın yüzey özellikleri	30
2.3.4. İmplant – kemik ara yüzeyi.....	30
2.3.5. İmplantı çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu.....	31
2.3.5.1. Kemik dokusunun miktarı ve yoğunluğu ile ilgili sınıflamalar.....	32
2.3.6. İmplant geometrisi.....	34
2.3.6.1. İmplant çapı.....	34
2.3.6.2. İmplant uzunluğu.....	36
2.3.6.3. İmplant tasarımı.....	37
2.4. Alt Çene Posterior Bölgenin Yapısal Özellikleri	39
2.5. Platform Değişimi.....	43

2.6. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi.....	52
2.6.1. Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi	53
2.6.2. SEA yöntemi ile ilgili mekanik kavramlar.....	55
2.6.3. SEA yönteminin avantajları.....	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	60
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	61
3.1.1. Alt çene kemiğinin modellenmesi.....	61
3.1.2. İmplantların Modellenmesi.....	65
3.1.3. İmplant postlarının modellenmesi.....	69
3.1.4. İmplant üstü köprü protezinin modellenmesi.....	71
3.2. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması.....	77
3.3. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi.....	78
3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi.....	79
3.5. Modellere Uygulanan Yükler Ve Sınır Koşulları.....	79
4. BULGULAR.....	82
4.1. SP1 Grubunda Elde Edilen Bulgular	85
4.1.1. SP1 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	85
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	85
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	85
4.1.2. SP1 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular	86
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	86
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	86
4.2. SP2 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	87
4.2.1. SP2 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	87
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	87
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	87
4.2.2. SP2 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	88
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	88
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	88
4.3. SP3 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	89
4.3.1. SP3 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	89
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	89
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	90

4.3.2. SP3 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	90
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	90
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	90
4.4. SP4 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	91
4.4.1. SP4 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	91
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	91
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	92
4.4.2. SP4 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	92
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	92
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	92
4.5. BL1 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	93
4.5.1. BL1 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	93
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	93
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	94
4.5.2. BL1 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	94
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	94
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	94
4.6. BL2 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	95
4.6.1. BL2 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	95
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	95
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	96
4.6.2. BL2 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	96
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	96
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	96
4.7. BL3 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	97
4.7.1. BL3 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	97
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	97
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	98
4.7.2. BL3 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	98
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	98
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	98
4.8. BL4 Grubunda Elde Edilen Bulgular.....	99
4.8.1. BL4 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular.....	99

Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	99
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	100
4.8.2. BL4 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular.....	100
Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	100
Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular.....	100
4.9. Krestal Kemikte Tespit Edilen Gerilme Değerlerinin Karşılaştırılması.....	101
4.9.1. Boyun geometrisi farklı grupların karşılaştırılması.....	101
SP1 ve BL1 grupları.....	101
SP2 ve BL2 grupları.....	102
SP3 ve BL3 grupları.....	103
SP4 ve BL4 grupları.....	104
4.9.2. Yerleştirme açıları farklı grupların karşılaştırılması.....	105
4.9.3. Çapları farklı grupların karşılaştırılması.....	109
4.10. Von Misses Gerilmesi Değerlerinin Karşılaştırılması.....	113
SP1 ve BL1 grupları.....	113
SP2 ve BL2 grupları.....	114
SP3 ve BL3 grupları.....	115
SP4 ve BL4 grupları.....	116
.....	117
5. TARTIŞMA.....	118
KAYNAKLAR.....	134
ÖZGEÇMİŞ.....	153

TABLOLAR LİSTESİ

TABLO 2-1 KEMİK YOĞUNLUĞUNUN YÜZDE OLARAK BÖLGESEL DAĞILIMI (MİSCH 2005).....	34
TABLO 2-2: ÇEŞİTLİ İMPLANT MARKA VE ÇAPLARI.....	36
TABLO 2-3: POSTERİOR MANDİBULANIN AÇILANMA DEĞERLERİ.....	42
TABLO 3-4: ÜÇ BOYUTLU MODELLEMESİ YAPILACAK OLAN DİŞLERİN MEZİO-DİSTAL BOYUTLARI.....	65
TABLO 3-5: İMPLANTLARIN YERLEŞTİRİLECEĞİ BÖLGELERDEKİ KEMİK YÜKSEKLİKLERİ.....	67
TABLO 3-6: KÖPRÜ PROTEZİNE AİT DİŞLERİN KURON BOYUTLARI.....	72
TABLO 3-7: GRUPLARA AİT MODELLERDE KULLANILAN DÜĞÜM VE ELEMAN SAYILARI.....	78
TABLO 3-8: ÇALIŞMADA KULLANILAN MALZEMELERİN ELASTİKLİK MODÜLÜ VE POİSSON ORANI DEĞERLERİ.....	79
TABLO 4-9: KRESTAL KEMİKTE TESPİT EDİLEN GERİLME DEĞERLERİ.....	83
TABLO 4-10: İMPLANTLARDA TESPİT EDİLEN VON MİSSES GERİLMESİ DEĞERLERİ.....	84
TABLO 4-11: SP1 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	85
TABLO 4-12: SP2 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	87
TABLO 4-13: SP3 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	89
TABLO 4-14: SP4 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	91
TABLO 4-15: BL1 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	93
TABLO 4-16: BL2 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	95
TABLO 4-17: BL3 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	97

TABLO 4-18: BL4 GRUBUNDA KULLANILAN İMPLANT ÇAPLARI VE YERLEŞTİRME AÇILARI.....	99
---	----

ŞEKİLLER LİSTESİ

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 4-1: SP1 ve BL1 gruplarının karşılaştırılması.....	84
Grafik 4-2: SP2 ve BL2 gruplarının karşılaştırılması.....	85
Grafik 4-3: SP3 ve BL3 gruplarının karşılaştırılması.....	86
Grafik 4-4: SP4 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması.....	87
Grafik 4-5: SP1 ve SP2 gruplarının karşılaştırılması.....	88
Grafik 4-6: SP3 ve SP4 gruplarının karşılaştırılması.....	89
Grafik 4-7: BL1 ve BL2 gruplarının karşılaştırılması.....	90
Grafik 4-8: BL3 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması.....	91
Grafik 4-9: SP1 ve SP3 gruplarının karşılaştırılması.....	92
Grafik 4-10: SP2 ve SP4 gruplarının karşılaştırılması.....	93
Grafik 4-11: BL1 ve BL3 gruplarının karşılaştırılması.....	94
Grafik 4-12: BL2 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması.....	95
Grafik 4-13: SP1 ve BL1 gruplarının karşılaştırılması.....	96
Grafik 4-14: SP2 ve BL2 gruplarının karşılaştırılması.....	97
Grafik 4-15: SP3 ve BL3 gruplarının karşılaştırılması.....	98
Grafik 4-16: SP4 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması.....	99

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

MPa = Mega Pascal = N/mm²

N = Newton

kg = Kilogram

ϵ = Zorlama (Strain)

mm = Milimetre

BT = Bilgisayarlı Tomografi

SEA = Sonlu elemanlar gerilme analizi

2D = İki boyutlu

3D = Üç boyutlu

ÖZET

Dinç, M.M. Farklı Boyun Geometrisi ve Yerleştirme Açılarına Sahip İmplantların Çiğneme Yükleri Karşısında Alt Çene Kemiginde Değişik Açılarda Oluşturduğu Gerilmelerin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2011

Dental implantlarda krestal kemik seviyesinin korunması başarının elde edilmesinde birincil önem taşımaktadır. Protetik yükleme sonrası oluşan krestal kemik kaybının önlenmesinde implant tasarımı etkili bir faktördür. Alt çene arka bölge, diş kaybı sonrası oluşan rezorpsiyon ve anatomik yapılar nedeni ile bukkal-lingual yönde açılanmakta, bu nedenle implantlar bölgeye açılı olarak yerleştirilmektedir.

Bu çalışmanın amacı geleneksel ve platform değişimi özelliğine sahip implantların açılı yerleşimlerinin alt çene kemiginde oluşturdukları gerilmelerin karşılaştırılmasıdır. Bu amaçla alt çene kemiginde ikinci küçükazı, birinci büyükazı ve ikinci büyükazı bölgelerine iki implant destekli sekiz adet üç üyeli köprü protezi modellendi. Dört modelde platform değişimi özelliğine sahip, diğer dört modelde ise geleneksel implantlar modellendi. Her dört modelin ikisinde distal implantın çapı ve yerleşim açısı değiştirildi. Köprü protezine ait üç diş dikey ve 15 derece açılı olarak 100N kuvvet uygulandı. Krestal kemikte oluşan gerilmeler Algor Fempro (Algor Inc., PA, USA) programında incelendi.

Analizler sonucunda platform değişimi özelliğine sahip implantlar çevresinde gerilmelerde azalma tespit edilmiştir. Distal implantın açılı olarak yerleştirilmesi her iki implant çevresinde oluşan gerilmeleri arttırmıştır. Açılı yerleştirilmesi planlanan implantların platform değişimi özellikli olmasının avantajlı olduğunu ve mümkün olan en geniş çaplı implant kullanılmasının biyomekanik olarak avantajlı olduğunu düşünmekteyiz. Platform değişimi özelliğine sahip implantlarda boyun bölgesinde tespit edilen Von Misses gerilmeleri daha yüksek miktarda ölçülmüştür. Bu durumda protetik komplikasyon riskinin artacağını, ancak bu sonucun konu ile ilgili yapılan klinik çalışmalar ile desteklenmelidir.

Anahtar Kelimeler: Boyun geometrisi, platform değişimi, açılı yerleşim, krestal kemik rezorpsiyonu, sonlu elemanlar gerilme analizi.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 6224

ABSTRACT

Dinç, M.M. Evaluation of Stress Distribution Under Functional Loads Around Mandibular Implants with Different Neck Geometries and Angles of Placement. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul. 2011.

Preservation of crestal bone level is a key factor for implant success. Implant neck design is effective on bone loss following prosthetic loading. Especially in the mandible, physiologic resorption following the tooth loss and anatomical structures restrict the inclination of implants.

The aim of this study is to evaluate the stresses in the crestal bone around inclined-placed implants with platform switching and traditional neck designs. For this reason, 8 models of 3-unit fixed partial dentures were modeled which supported by 2 implants placed on second premolar and molar sites in mandible. Platform switched implants were constructed in 4 models, in other 4 models implants with traditional neck designs were modeled. In 2 of each 4 models larger diameter implants were placed in mandible inclined 15° bucco-lingually. 100N of functional loads applied separately on each tooth of fixed partial denture axially and 30° inclined to the implant axis. Algor Fempro software was run to process in order to analyze the stresses in crestal bone.

As results of the analyses, it was observed that the stresses measured in the crestal bone were lower in the platform switching model. Inclined placement of implants increased the amount of stresses in the crestal bone around both two abutment teeth. According to these results, using the largest diameter possible when applying platform switched implants in inclined-placed situations is advantageous. However platform switching design generated higher stress magnitudes within implant-abutment complex. This situation may rise the risk of prosthetic complication, but this must be supported by in vivo studies.

Key Words: Neck geometry, platform switching, inclined placement, crestal bone resorption, finite element stress analysis

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No.6224

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantların uzun dönem başarısı krestal kemik kaybı nedeni ile olumsuz yönde etkilenmektedir (Şahin ve ark. 2002, Duyck ve ark. 2001). Son yıllarda implantların krestal kemik kaybının platform değişimi yöntemi ile önlenmesi dikkat çekmektedir (Gardner 2005, Lazzara ve Porter 2006). Platform değişimi yöntemi; implantın çapından daha dar çaplı post yerleştirilmesi mantığına dayanır. İmplant-post birleşiminin implantın platformu üzerinde konumlandırıldığı ve cilalı boyun yüzeyinin oluşturulmadığı implantlarda boyun bölgesindeki gerilme miktarının ve bunu takip eden krestal kemik rezorbsiyonunun azaldığı bildirilmektedir (Maeda ve ark. 2007, Lazzara ve Porter 2006, Somborac 2007).

Alt çene arka bölgede diş eksikliğinde genel tedavi yaklaşımı kaybedilen her diş yerine bir implant yerleştirilmesi şeklindedir. Öte yandan alt çene arka bölgede kemik hacminin yetersizliği, mandibular kanal ve submandibular fossa gibi sınırlayıcı anatomik yapılar implantların açılarında ve boyutlarında kısıtlamalara neden olur. Bu nedenlerden dolayı bu vakaların çoğu 2 implant destekli bir köprü protezi ile tedavi edilmekte, hatta bazı durumlarda dayanak implantların uygun açılarda alt çene kemiğine yerleştirilmesi mümkün olmamaktadır (Misch 2005, Akça ve İplikçioğlu 2001a, Akça ve İplikçioğlu 2001b). İmplantların açılı olarak yerleştirilmelerinin implant boyun bölgesi etrafındaki kemik dokusunda gerilme miktarında artışa neden olduğu daha önce yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır (Akça ve İplikçioğlu 2001b, Misch 1993).

Son dönemde yapılan çalışmalarda çeşitli gerilme analiz yöntemleri uygulanarak implant başarısızlıklarının nedenleri araştırılmaktadır. Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi implant, krestal kemik ve implant parçalarında oluşan gerilmelerin araştırılmasında en etkili yöntem olmuştur (Geng ve ark. 2001, Eskitaşçioğlu ve Yurdukoru 1995).

Çalışmamızda alt çene arka bölgede bulunan 3 üyeli köprü protezine dayanak olarak yerleştirilen farklı tasarıma, çap ve yerleştirme açılara sahip implantların çiğneme yükleri karşısında alt çene kemiğinde değişik açılarda oluşturduğu gerilmelerin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlarda Başarı

Modern dişhekimliğinde dental implantlar, diş eksikliğine bağlı fonksiyonel, estetik ve fonetik kayıpların geri kazanılmasında başarısı kanıtlanmış bir tedavi seçeneği olarak uygulanmaktadır (Adell ve ark. 1981). Kelime anlamı olarak canlı dokulara tedavi amacı ile yerleştirilen cansız maddeleri ifade eden implantlar dişhekimliğinde, kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olacak doku uyumlu maddelerin cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi ile uygulanır.

Periodontal ve endodontik nedenler veya travma sonucu kaybedilmiş dişlerin implant destekli protezler ile tedavisi Branemark ve ark. tarafından osseointegrasyon kavramı ile başlamıştır (Branemark ve ark. 1969).

İmplant üstü protezlerin ağız içinde uzun süre sağlıklı bir şekilde fonksiyon görmelerindeki en büyük kriter, implantların yükleme döneminden sonraki başarısıdır. Yapılan bilimsel araştırmalarda farklı başarı kriterleri ortaya atılmıştır. Günümüzde en çok kabul edilen başarı kriterleri 1998 yılında Zarb ve Albrektsson tarafından bir konsensüste bildirilmiştir (Zarb ve Albrektsson 1998).

Bu kriterler;

1. Klinik olarak test edildiğinde implantlar mobilite göstermemelidir.
2. Radyografide peri-implant bölgede radyolusens alanlar olmamalıdır.
3. İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için dikey kemik kaybı en fazla 1,02 mm, birinci yıl sonrası her yıl için 0,2 mm'den az olmalıdır.
4. İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır.

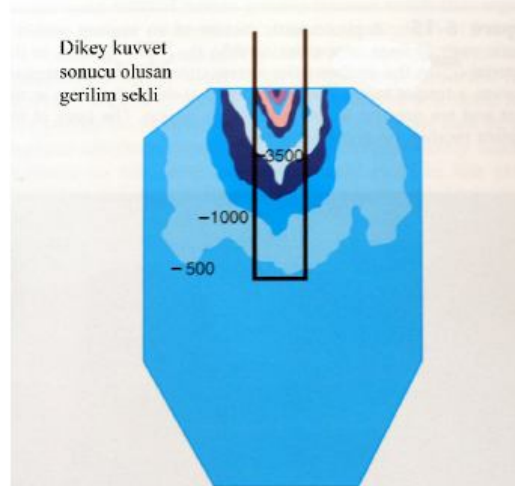
İmplant çevresindeki dokuların yapısal özellikleri, krestal kemik rezorbsiyonu ve implant- yumuşak doku ilişkisi implantların başarısında rol oynayan önemli etkenler olarak gösterilmektedir (Karataşlı 2010). Bu başarı kriterlerine göre krestal kemik miktarı implant uygulamalarında klinik başarı için önemlidir (Mc Neill 1997). Krestal bölgede meydana gelen kemik kaybı implantın kaybedilmesine neden olabilmektedir. İmplant yerleştirildikten sonra uzun dönemde karşılaşılan başarısızlıklar genellikle aşırı yüklemeye bağlıdır (Albrektsson ve ark. 1985; Lobezoo ve ark. 2006).

2.2. Gerilmeler Karşısında Kemikte Görülen Histolojik Reaksiyonlar

2.2.1. Gerilme – Rezorbsiyon ilişkisi

Dental implantlar, titanyum ve alaşımlarından yapılmaktadır ve titanyumun elastiklik modülü kortikal kemiğe göre 5–10 kat daha fazladır. Genel mekanik prensiplere göre farklı elastiklik modülüne sahip iki materyalin arada başka bir materyal olmadan temasta olduğu durumlarda gerilmeler iki materyallerin temas ettiği bölgede yoğunlaşmaktadır (Lemons ve Phillips 1993; Baumeister ve Avallone 1978).

Kemik-implant kompleksinde de gerilmeler krestal kemik bölgesinde yoğunlaşarak apikal yönde V ya da U şeklinde yayılmakta ve şiddetini kaybetmektedir (Şekil 2-1). Gerilmelerin krestal bölgede yoğunlaşması ve apikal yönde şiddetini kaybetmesi, implant çevresinde görülen erken dönem kemik kaybının lokalizasyonunu ve şeklini açıklamaktadır (Misch 2005).



Şekil 2-1: Dikey kuvvet sonucu oluşan gerilmenin yayılımı (Misch 2005)

Cerrahi işlem sonrasında implant çevresinde ilk olarak primer kemik oluşmaktadır. Primer kemik mineralizasyonu kısmi olarak gerçekleştiğinden zayıf yapıdadır ve gerilmelere karşı dayanıklı değildir. Kemik fonksiyonel gerilmelere karşı dirençli olabilmesi için mineralizasyonu tamamlanmış olan lamelli kemiğe dönüşmesi gerekmektedir. Primer kemik bünyesinde zamanla gelişen osteoblastik aktivite ile mineralizasyon artar yerini lamelli kemik alır. Bu süreç 6-12 ay sürmektedir. Bu nedenle kemik yüklemenin yapıldığı ilk 6-12 aylık sürede gerilmelere karşı koyacak ve direncini arttıracak yoğunluğa ulaşmış olmaktadır (Misch 1990, Misch 2005). Krestal bölgede gerilmeler ilk yılda mikroçatlak veya rezorpsiyona neden olurken ilk yıl sonrası mineralizasyonun tamamlanması ile rezorbsiyon riskinin azalmasına sebep olmaktadır (Misch 2005). Bu faktörler, ilk yıl ortalama 1,02 mm olarak görülen krestal kemik kaybı miktarının, sonraki yıllarda ciddi şekilde azalarak 0,2 mm'ye düşmesini açıklamaktadır (Misch 2005).

Cıvalı metal yüzeyi üzerine büyüyen kemik, implant fonksiyona girdiğinde rezorbe olmaya daha eğilimlidir. Bu nedenle çoğu durumda krestal kemik kaybı implantın ilk yivi seviyesine kadar ortaya çıkmaktadır. Bu durum, ilk yive kadar farklı boyun mesafesine sahip implant tasarımlarında kemik erimesi miktarının da neden farklı olduğunu açıklamaktadır.

İmplantların tasarımının ve yüzey özelliklerinin gerilme, dolayısı ile şekil değiştirme değerini etkilediği sonlu elemanlar analizleri ve fotoelastik çalışmalar tarafından belirtilmektedir. (French ve ark. 1989; Watzak ve ark. 2005; Quirynen ve ark. 1992).

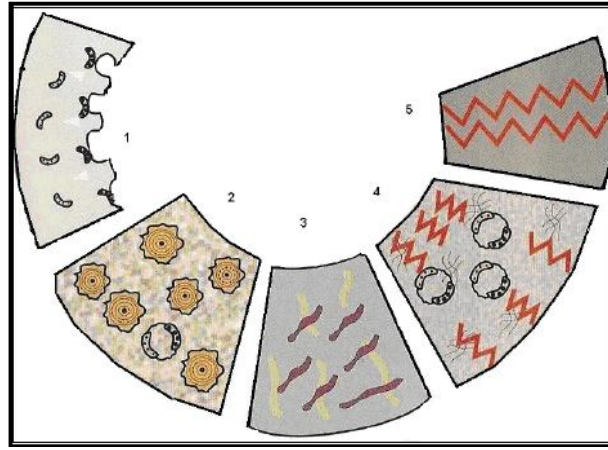
2.2.2. Kemiğin fonksiyonel gerilmelere verdiği histolojik yanıt

Kemik dokusunun gerilmelere karşı verdiği yanıt '*modelling*' ve '*remodelling*' adı verilen histolojik reaksiyonlar sonucu açıklanmaktadır. '*Modelling*', kemiğin oklüzal kuvvetlere bağlı olarak oluşan gerilmeler sonucunda şeklinin değişmesi ile açıklanabilir. Osseointegrasyon tamamlandıktan sonra implant üzerine gelen oklüzal kuvvetler kemikte '*remodelling*' sürecine neden olmaktadır. *Remodelling* gelen kuvvetlerin yönüne bağlı olarak kemik yapısının bir bölümünde rezorpsiyon, karşı tarafta ise apozisyon meydana gelerek kemiğin şeklinin gelen kuvvetlere bağlı olarak değişmesi sürecidir. Bu süreçte rezorpsiyon ve apozisyon olayları kemiğin farklı bölümünde meydana gelir, dolayısıyla kemikte yapısal farklılıklar meydana gelir (Frost 1994; Kuroe ve ark. 2001; Misch 1993).

Frost mekanostat teorisinde kemik hücrelerinin uygulanan gerilmelere cevap verdiğini öne sürmüştür. Frost'un teorisine göre gerilme bir miktar arttığında kemikteki yüklenme yeni kemik yapımı ile kompanse edilmektedir (Bobyne ve ark. 1992; Frost 1990; Huiskes ve ark. 1992).

Çene kemiklerindeki *remodelling* aktivitesi vücudun diğer kemiklerinde de olduğu gibi uygulanan kuvvetlere bağlıdır. Kemik üzerine uygulanan kuvvet gerilmeye neden olmaktadır. Birim alana uygulanan kuvvet şeklinde ifade edilen gerilme, uygulanan kuvvetle eşit şiddettedir ve zıt yönlüdür (Frost 1992; Fung 1993). Gerilmeye neden olan kuvvet aynı zamanda zorlama da meydana getirmektedir. Zorlama, kemik üzerine kuvvet uygulandığında ortaya çıkan deformasyon miktarının kemiğin esas boyutuna oranıdır (Craig ve Powers 2002; İnan 1998).

Bir oranı belirttiği için zorlamanın birimi yoktur. Kuvvete karşı kemikte görülen zorlama, düşük oranda ortaya çıktığından tanımlanması için mikrozorlama terimi kullanılmaktadır. Mikrozorlama % 0,0001 oranında boyutsal değişimi ifade eder. Yani 100 birim kemikte 0,0001 birimlik deformasyonu anlatmak için kullanılır (Misch 2005). Kemik biyolojisi üzerine yapılan çalışmalar, kemiğin yapısal bütünlüğünün korunmasında belirli bir miktar zorlamanın gerekli olduğunu göstermektedir. Mikrozorlama değeri 0-50 arasında olduğunda kemikte kullanılmama atrofisine bağlı olarak rezorpsiyon ortaya çıkmaktadır. Bu değerler Frost'un sınıflamasında *akut kullanılmama bölgesine* tekabül etmektedir (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Frost Sınıflaması (Frost 2004)

- 1: Akut kullanılmama bölgesi,**
- 2: Adaptasyon bölgesi,**
- 3: Orta derecede yükleme,**
- 4: Patolojik aşırı yükleme,**
- 5: Spontan kırık**

Kemikte meydana gelen rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının dengede olabilmesi için 2. bölgedeki değerlerin yani 50-1500 mikrozorlama değerlerinin gerekli olduğu belirtilmiştir. Yani kemikte bu değerler arasında zorlamaya neden olan kuvvetler fizyolojik kabul edilir (Stanford ve Brand 1999; Frost 2004).

1500-3000 mikrozorlama arasında kemikteki '*modelling-remodelling*' dengesi bozulmakta, buna bağlı olarak kemiğin direnç ve yoğunluğunda azalma meydana gelmektedir. 3000 mikrozorlama üzerindeki değerler ise patolojik aşırı yükleme sonucunda ortaya çıkmakta ve kemikte mikroçatlak oluşumuna neden olmaktadır. Kortikal kemiğin kırılması için gereken değerin 10000-20000 mikrozorlama olduğu bildirilmiştir. Yani kemikte % 1- 2'lik deformasyon kırılmaya neden olmaktadır (Misch 2005; Şahin ve ark. 2002; Linderholm ve Wennstrom 1997).

2.3. Dental İmplantların Biyomekaniği

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını içerir (Cowin 1989). Diğer bir deyişle biyomekanik, mekanik prensiplerin biyomateriyallere uygulanması ya da mühendislik kurallarının insan vücudundaki uygulamasıdır (Çankaya 2005).

Dental implantların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmaktır. İmplantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Bu sebeple fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde dağıtarak implant destekli protezin uzun süre fonksiyon görebilmesini sağlamaktır. (Misch 1999; Misch 2005).

Doğal dişlerde periodontal ligamentin yapısındaki lifler ve hücrelerarası sıvının viskoelastik özelliği sayesinde oklüzal kuvvetler çevre dokulara homojen olarak dağılmaktadır. Bu özelliğe şok absorpsiyonu denir. Ligament fibrilleri gelen kuvvetin büyüklüğüne göre bir takım fizyolojik hareketlere izin vererek kuvvetin dağılımını sağlar (Zarb ve Albrektsson 1985).

Doğal bir diş ile implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle alveol kemiği arasında bulunan periodontal ligamentin, dental implantların çevresinde bulunmamasıdır (Tunalı 1996). Bu farklılık implant ile kemik dokusu arasındaki kuvvet dağılımının, doğal diştekinden tamamen farklı olmasının en önemli nedenidir. Osseointegre olmuş implant canlı kemik dokusu ile doğrudan bir birleşim göstermektedir. Osseointegrasyonu tamamlanmış implantlar, kemiğin izin verdiği sınırlarda hareket ederken, periodonsiyum doğal dişlere belirgin derecede dikey ve yatay yönde hareketlilik kazandırmaktadır (Akça 1998). Periodontal ligament ile çevrelenmiş bir doğal dişte oklüzal yükler karşısındaki yatay yönde hareketlilik miktarı 50-200 µm civarında iken, bu değer tamamen osseointegre olmuş bir implantta 10 µm civarındadır (Naert ve ark. 2001).

Oklüzal kuvvetlerin etkisi altındaki doğal diş, kökün apikal 1/3'ünde oluşan rotasyon merkezi etrafında hareketlilik kazanır ve kuvvetler periodontal ligament aracılığı ile diş kökü boyunca alveol kemiğine iletilir. Dental implantlarda ise rotasyon merkezi, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte oluşur. Kemik-implant arasındaki doğrudan temas nedeniyle implantta hareketlilik görülmemekte ve bu sayede gerilmeler kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Misch 2005; Hosny ve ark. 2000).

İmplant tedavisinin başarısı doğrudan implantlar ve destekledikleri protezlerin, oklüzal kuvvetlere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşan tüm biyomekanik şartlar karşısında bütünlüğünü korumasına bağlıdır (Sağat 2002). İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (Cochran 2000; Eskitaşçıoğlu ve ark. 2004):

1. Yükleme tipi ve şiddeti
2. İmplant ve protezin materyal özellikleri
3. İmplant yüzey özellikleri
4. İmplant-kemik ara yüzeyi

5. Çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu
6. İmplant geometrisi

2.3.1. Yükleme tipi ve şiddeti

İmplant destekli protezlerde mekanik kuvvetler postlar aracılığı ile implantlara iletilmekte, oradan da kemik-implant ara yüzeyinde yoğunlaşmaktadırlar. Genel anlamda bir cisme etki eden kuvvetler;

- Çekme,
- Basma
- Makaslama gerilmesi olarak üç grupta toplanır.

Çekme gerilmesi, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Bu durumda cismi oluşturan moleküller birbirinden ayrılmaya zorlanır. Basma gerilmesi, aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cisim içindeki molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlar. Makaslama gerilmesi, farklı seviyelerde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin, aynı cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar (İnan 1988; Misch 1993).

Kemik en çok basma tipi gerilmelere dayanıklıdır. Çekme tipi gerilmelere %30 daha az ve makaslama tipi gerilmelere de %65 daha az dayanıklıdır. Kemik çekme kuvvetlerine daha az dirençli ve makaslama kuvvetlerine karşı en zayıf reaksiyonu gösterir. Bu nedenle dental implantlarda kemik-implant ara yüzeyinde çekme ve makaslama tipi gerilmeleri en aza indirebilecek tasarımda implantlar üretilmelidir (Misch 2005; Cowin 1989; Kuroe ve ark. 2001).

Dental implantlara etki eden oblik kuvvetler boyun bölgesindeki krestal kemikte dönme momenti etkisi yaratarak implantı rotasyona zorlar (Caputo ve Standlee 1987). Sonuçta krestal kemikte gerilmeler yoğunlaşarak bu bölgede rezorbsiyonla sonuçlanır (Misch 2005).

Çiğneme fonksiyonu sırasında, dişlerin toplam temas süresi bir gün içinde yaklaşık 9 dakikadır. Van Eijden, doğal dentisyonda maksimum ısırma kuvvetini kaninler bölgesinde 469 ± 85 N bulmuştur (Van Eijden 1991). Craig ise bu değerleri molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N ve kesici dişlerde 222 N olarak belirlemiştir (Craig 1980). Raadsheer ve ark. maksimum ısırma kuvvetlerinin erkeklerde 888 N, bayanlarda 576 N olduğunu bildirmiştir (Raadsheer ve ark. 1999). Misch ortalama ısırma kuvvetini 1. molar bölgesinde 150-250 N, diş sıkınlarda ise 1000 N olarak belirtmiştir (Misch 1993).

İmplant üstü sabit protez taşıyan bireylerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları, doğal dişli bireyler ve diş destekli köprü protezi taşıyan bireylerle yakın özelliktedir. Tam dişsiz alt çenelerin sabit implant üstü protezlerle restorasyonunda, çiğneme fonksiyonlarının ve ısırma kuvvetlerinin artışı gözlemlenmiştir (Jemt ve Carlsson 1986; Carlsson ve Lindquist 1994; Haraldson ve Carlsson 1977). İmplant destekli sabit protezler ile tedavi edilen bölümlü dişsizliklerde maksimum oklüzal kuvveti; Richter 60-120 N olarak, Stern ise, ikinci azılarda 210-400 N ve birinci büyük azılarda ise 130-395 N olarak belirtmişlerdir (Richter 1995; Stern ve ark. 1995).

2.3.2. İmplant ve protezin materyal özellikleri

Farklı materyaller arasında gerilmelerin homojen olarak dağılması için elastiklik modülü değerlerinin birbirlerine yakın olması gerekir. Alüminyum oksit gibi biyouyumlu materyaller elastiklik modülleri kemiğe oranla çok fazla (33 kat) olduğu için gerilmeyi kendilerinde toplar ve kemikte kullanmama atrofisi ile başarısızlığa neden olurlar (Misch 2005).

Titanyum ve alaşımları hem oklüzal kuvvetler altında bütünlüğünü koruyacak derecede dayanıklı hem de çevre kemikte kullanılmama atrofisine neden olmayacak derecede elastiklik modülüne sahip materyallerdir (Misch 2005). Titanyum ve alaşımları biyouyumluluk özelliklerini yüzeyindeki titanyum oksit tabakasının canlı dokular tarafından çok iyi tolere edilmesi ile kazanmaktadırlar. Dental implantlarda kullanılan titanyum saf veya alaşım olmak üzere 2 formda olabilir.

Titanyum-alüminyum-vanadium (Ti-6AL-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından implant üretimine en elverişli biyomateryaldir. Titanyum alaşımlarının genel fiziksel özellikleri saf titanyumdan daha üstündür. Biyouyumlu materyaller arasında, titanyum ve alaşımları diğer metallere göre sertlik derecesi kemiğe en yakın olan metal yapılardır. (Wang ve Fenton 1996; Brunski ve ark. 2000; Wataha 1996; Williams 1981).

İmplant üstü protetik restorasyonlarda gerilme dağılımını etkileyen diğer bir faktör ise üst yapıda kullanılan oklüzal materyalin çeşididir. Proteze gelen kuvvetlerin oklüzal yüzey tarafından iletimi, oklüzal malzemenin sertliği ile doğru orantılıdır. Tamamı porselenle kaplanmış bir oklüzal yüzey, doğal dişe oranla 2,5 kat daha serttir. Ayrıca doğal dişteki periodontal ligamentin kuvvetleri azaltması nedeniyle, implant destekli kuronlara etki eden kuvvet, kemik-implant ara yüzünde daha fazla miktarda ortaya çıkmaktadır (Leinfelder ve Lemons 1988).

Skalak, farklı oklüzal yüzey materyallerinin implanta iletilen kuvvetlerin miktarını etkilediğini bildirmektedir. Araştırmacı, akrilik dişlerin düşük elastiklik modüllerinden dolayı implantlar üzerine gelen kuvvetlerin absorbe edilmesinde etkili olduğunu ortaya koymuştur (Skalak 1983). Bassit ve ark, seramik ve akrilik materyallerinin üst yapılarda kullanımında implanta iletilen kuvvetlerde değişime neden olmadığını tespit etmişlerdir (Bassit ve ark. 2002).

2.3.3. İmplantın yüzey özellikleri

Günümüzde asitleme, titanyum plazma sprej uygulaması, hidroksiapatit kaplama gibi farklı tekniklerle yüzey özellikleri oluşturulan implantlar kullanılmaktadır. Bu yüzeylerin genel olarak en büyük avantajı yüzey pürüzlülüğünün artması ile birlikte fonksiyonel yüzey alanının artmasıdır (Castellani ve ark. 1999; Sauberlich ve ark. 1999).

Pürüzlü yüzeye sahip implantlarda makaslama kuvvetlerine karşı direnç düzgün yüzeylilere oranla 5 kat fazla olduğu bildirilmekte ve bu yüzeye sahip implantları yerinden çıkarmak için daha fazla kuvvet gerektiği belirtilmektedir (Li ve ark. 1999). Pürüzlü yüzeye sahip implantlarda, cilalı yüzeylere göre implant ve kemik arasında daha iyi bağlantı sağlandığı, ayrıca kemik iyileşmesinin daha hızlı olduğu belirtilmiştir (Leimola ve ark. 1995; Van Steenberghe ve ark. 2000; Buser ve ark. 1998a).

İmplant materyalinin olması gereken özelliklerden biri de kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olmasıdır. Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışması, proliferasyonu ve farklılaşmasını direk olarak etkiler (Lohmann ve ark. 2000; Martin ve ark. 1995). Osteoblast benzeri hücreler, ekstrasellüler matriks üretimi, alkalın fosfat aktivitesi ve osteokalsin üretimi yaparak pürüzlü yüzeylere daha kolay şekilde yapışırlar ve daha çok farklılaşırlar (Lum 1991; Schwartz ve ark. 2001).

2.3.4. İmplant – kemik ara yüzeyi

Fonksiyonel yükler altında implantın stabilizasyonunun sağlanabilmesi için maksimum miktarda kemiğin implanta sıkıca adapte olması gerekmektedir. Ancak implant-kemik ara yüzeyinde hiçbir zaman % 100 direkt temas meydana gelmemektedir (Brunski 1988).

Işık mikroskobu düzeyinde kemik implant ile direkt temasta gibi gözükmele birlikte, daha ayrıntılı görüntülemelerde bu temasın yaklaşık %30 - %95 oranları arasında değiştiği belirlenmiştir (Carranza ve Newman 1996).

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

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

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade eder ve sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde modele edilmezler (Gümüş 2007).

2.3.5. İmplantı çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu

Kemik yoğunluğu ve implant-kemik temas yüzeyi arasında direkt ilişki vardır. İmplant-kemik temasının yüzdesi kortikal kemikte spongioz kemiğe göre önemli derecede fazladır. Kemik yoğunluğu gerilmelerin kemiğe daha iyi dağıtılması açısından önemlidir (McNeill 1997).

Yüksek yoğunluktaki kemikte krestal bölgede oluşan gerilmeler hem düşük miktarda olup hem de kısıtlı bir alanda etkisini göstermektedir. Buna karşılık düşük yoğunluktaki kemikte bu gerilmelerin şiddeti artmakta ve aynı zamanda implantın apikaline doğru oldukça geniş bir alanda etkili olmaktadır. Yüksek yoğunluktaki kemik aşırı oklüzal kuvvetlere maruz kaldığında rezorpsiyon krestal bölgeyle sınırlı kalmaktadır. Düşük yoğunluktaki kemikte ise rezorpsiyon alanı implantın apikaline doğru uzanarak implantın kaybına kadar varabilecek komplikasyonlara neden olmaktadır (Misch 2005; Jemt ve Lekholm 1993; Van Steenberghe 1989).

2.3.5.1. Kemik dokusunun miktarı ve yoğunluğu ile ilgili sınıflamalar

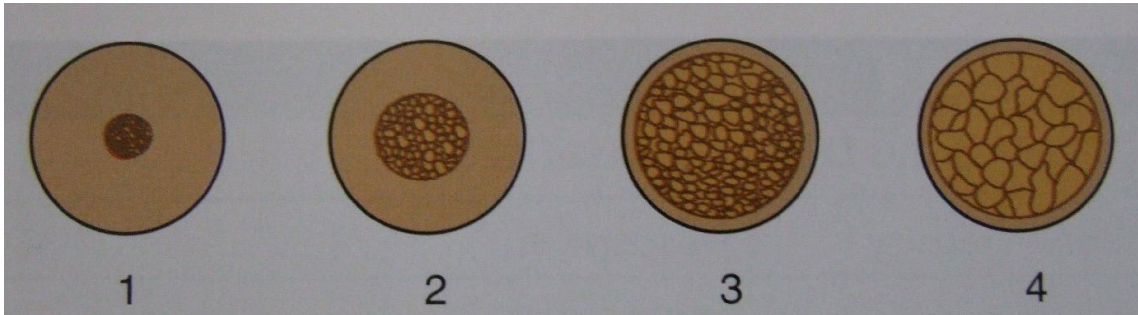
Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ve kantitesi ile ilgili yaptıkları sınıflandırmada 4 tip kemik mevcuttur (Lekholm ve Zarb 1985) (Şekil 2-3).

Tip 1: Kalın, yoğun, mineralize ve porözitesi az kortikal kemikten ibarettir. En çok görüldüğü bölge mental foramenler arasındaki atrofik mandibuladır.

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal tabaka ile karakterizedir. Genellikle atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.

Tip 3: Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiği ince kortikal tabaka çevreler. Daha çok anterior maksillada görülür.

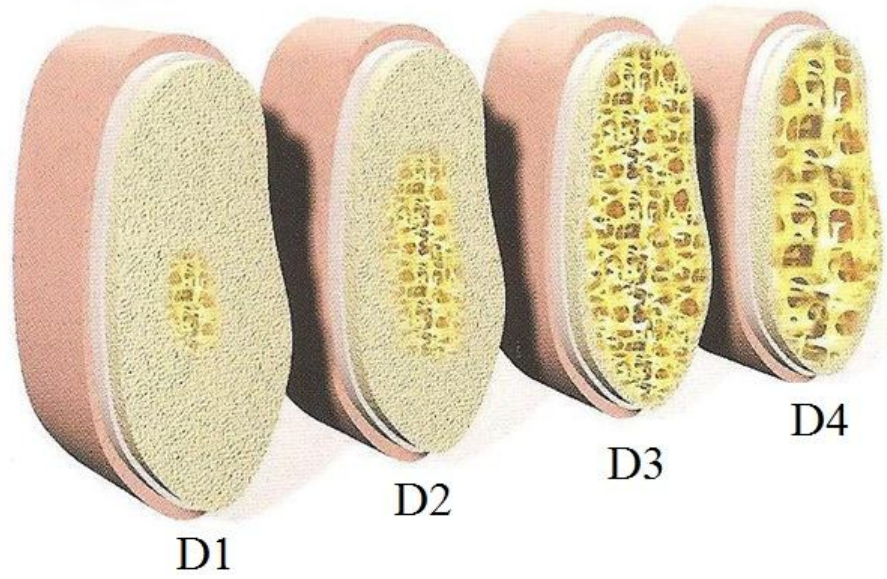
Tip 4: Mineralizasyonun çok azaldığı ve yapısının kötü olduğu spongioz kemiği çok ince bir kortikal tabaka çevreler. Özellikle maksiller tüberler bölgesinde görülür.



Şekil 2-3: Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasına göre kemik tipleri

Misch, kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflamada total dişsiz çenelerdeki kemik kalitesini 4 gruba ayırmıştır (Misch 1993) (Şekil 2-4).

1. Kalın Kompakt Kemik (D1)
2. Kalın Kompakt ve Yoğun Trabeküler Kemik (D2)
3. İnce Kompakt ve Seyrek Trabeküler Kemik (D3)
4. Seyrek Trabeküler Kemik (D4)



Şekil 2-4: Misch sınıflamasına göre kemik tipleri

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş kalın kortikal kemikten oluşur en sık anterior mandibulada bulunur. Alt çenede % 9 oranında D1 tipi kemik görülmektedir. Bu tip kemik alt çenenin ön bölgesinde % 6, arka bölgesinde ise % 3 oranında görülmektedir (Misch 1993) (Tablo 2-2).

D2 kemik: Kalın kortikal kemik ve altında yoğun spongioz kemikten oluşur. Anterior ve posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür. D2 tipi kemik alt çenede en çok görülen kemik tipidir. Alt çene, ön bölgede % 66 oranında, arka bölgede ise % 50 oranında D2 tipi kemikten oluşmaktadır (Misch 1993).

D3 kemik: İnce kortikal kemik ve altında seyrek spongioz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür (Misch 1993).

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemiğin tamamı kalın spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur (Misch 1993).

Kemik Tipi	Anterior Maksilla	Posterior Maksilla	Anterior Mandibula	Posterior Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Tablo 2-1 Kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch 2005)

2.3.6. İmplant geometrisi

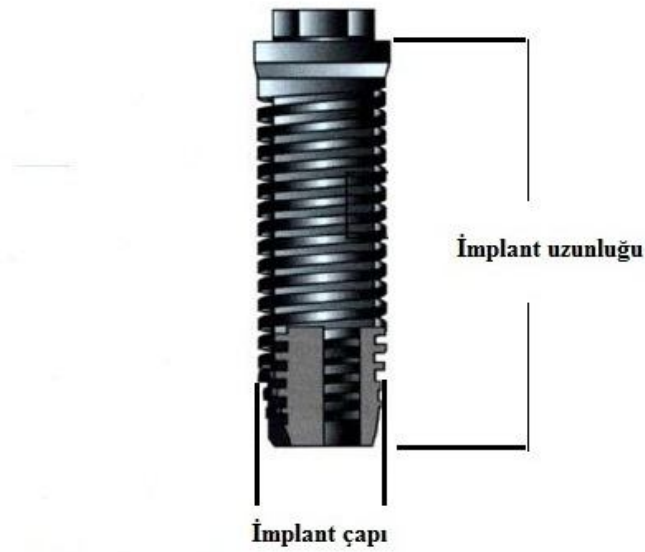
İmplant geometrisi, fonksiyonel yüklerin kemiğe iletimini ve implantın primer stabilizasyonunu etkilemektedir. Günümüzde sıklıkla tercih edilen implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Kök formundaki implantlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlere sahip olup olmamasına dayanmaktadır. Yivli tasarıma sahip implantlar vida tipi olarak adlandırılırken yivsiz implantlar ise silindirik olarak adlandırılmaktadır. Vida tipindeki implantlar kemiğin daha iyi kabul edebileceği kuvvet dağılım özellikleri sergilerken özellikle silindirik implantlar gelen oklüzal yüklerin kemiğe makaslama kuvvetleri halinde iletilmesine sebep olmaktadır (Binon 2000; Tada ve ark. 2003; Misch 2005).

İmplant geometrisi 3 bölümde incelenebilir. Bunlar;

- İmplant çapı,
- İmplant uzunluğu,
- İmplant tasarımıdır.

2.3.6.1. İmplant çapı

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki yivin tepe noktası arasındaki mesafedir (Lee ve ark. 2005) (Şekil 2-5). İmplant çapındaki artış ile implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. (Ettinger ve ark. 1993). İmplantların çapında yapılacak 0,25 mm'lik bir artış yüzey alanının % 5-10 oranında artmasına neden olmaktadır. Çapın 0,5 mm artması ise yüzey alanında % 10-15'lik bir artışa sebep olmaktadır. Bu nedenle anatomik şartlar elverişli olduğu sürece geniş çaplı implant kullanımı, tedavi başarısını olumlu yönde etkileyecek önemli faktörlerden biridir (Misch 2005).



Şekil 2-5: İmplant çapı ve uzunluğu (Misch 2005)

İmplant çapındaki artış kemikte oluşan gerilmelerin azalmasına neden olur. Gerilmeler daha çok implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığından geniş çaplı implantların kullanılması gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlar (Baggi ve ark. 2008a; Holmgren ve ark. 1998; Petrie ve Williams 2005).

Lee ve ark., maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için ideal implant çapının bukkal ve lingual kortikal kemiğe temas edecek büyüklükte olması gerektiğini savunmuşlardır (Lee ve ark. 2005). Diğer bir çalışmada ise implant çapının 5 mm'den

fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla ısınması nedeniyle implant-kemik ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık oluşabileceği bildirilmiştir (English ve ark. 2000).

Himmlova ve ark. biyomekanik açıdan implant çapının uzunluğundan daha etkili bir faktör olduğunu belirtmiştir (Himmlova ve ark. 2004). Langer ve ark. çekim soketlerine immediyat yerleştirilen geniş çaplı implantlarda krestal kemik temasının dar çaplı implantlara oranla daha fazla olduğunu ve bu nedenle immediat implantların uzun dönem başarısının daha yüksek olacağını belirtmişlerdir (Langer ve ark. 1993). İmplantlarda çevre kemik yapısı, yoğunluğu ve anatomik sınırlamalar belirlendikten sonra, mümkün olan en geniş çaplı implant seçilmesi ile kemik-implant temas alanında artış sağlanmalıdır.

Çap	3-4 mm	4-5 mm	5-6 mm
Straumann	3,3	4,1	4,8
Frialit	3,4-3,8	4,5	5,5
Astra	3	4-4,5	5
Branemark	3,1-3,75	4,1	5
Biohorizons	3,5	4	5

Tablo 2-2: Çeşitli implant marka ve çapları

2.3.6.2. İmplant uzunluğu

İmplant uzunluğu, implantın platformu ve apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2-5). İlk yıllarda implantolojide genel kanı implantın mümkün

olduğu kadar uzun tutularak implant başarı oranını arttırılması şeklinde idi. Ancak günümüzde gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı, araştırmacıları kısa implantların başarı oranlarını yükseltilebilecek tekniklere yöneltmiştir (Lee ve ark. 2005; Misch 2005).

İmplant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal ilişkisi kesin olarak kanıtlanamasa da, yapılan çalışmalar kısa implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğunu göstermektedir (Block ve ark. 1990).

Misch yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm' lik implantları kemik modellerine yerleştirmiş ve 50 N'luk oblik kuvvet uygulamıştır. Araştırmanın sonucunda 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantlar kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur (Misch 1990). Wyatt ve Zarb farklı implant markaları kullanarak yaptığı çalışmada 7 mm uzunluğundaki implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirmiştir (Wyatt ve Zarb 1998).

Van Steenberghe ve arkadaşlarının 558 implantı değerlendirdikleri çalışmada 10 mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığını tespit etmişlerdir (Van Steenberghe ve ark. 1990). Sonuçlar değerlendirildiğinde implant uzunluğunun başarı oranını bir noktaya kadar arttırdığı, krestal bölgedeki gerilmenin azaltılması açısından implantın çapının daha etkili bir faktör olduğu sonucuna varılmaktadır.

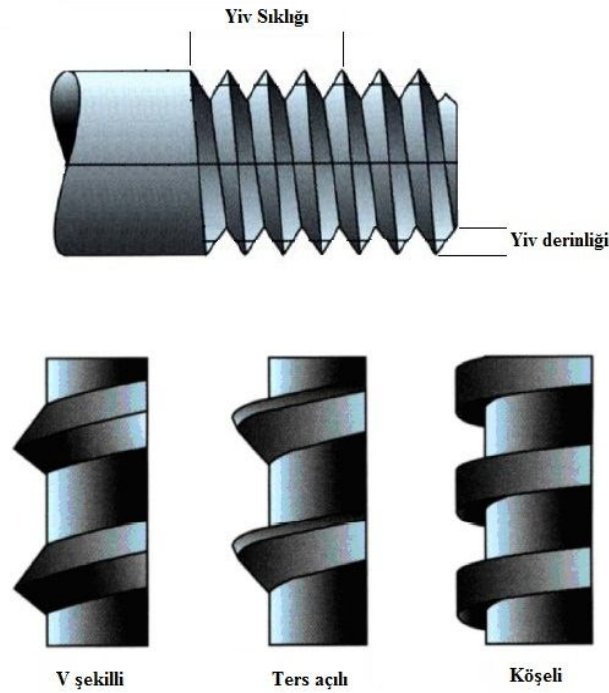
2.3.6.3. İmplant tasarımı

Dental implantlarda fonksiyonel kuvvetlerin kemik dokusuna iletilmesinde yiv tasarımı biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir (Steigenga ve ark. 2003; Valen

1983). Yivler primer stabilizasyonu arttırmak, yüzey alanını arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde gerilme dağılımını sağlamak amacıyla implant tasarımlarında kullanılırlar (Ivanoff ve ark. 1999; Brunski 1988). Yiv sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı belirgin bir şekilde artmakta böylece kemiğe iletilen gerilme miktarı azalmaktadır (Misch 1993).

Dental implantlardaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır (Misch 2005) (Şekil 2-6).

1. Yiv Sıklığı
2. Yiv Şekli
3. Yiv Derinliği



Şekil 2-6: İmplantın yiv yapısı ve şekilleri (Misch 2005)

Yiv sıklığı, belirli bir alandaki ‘yiv’ sayısıdır ve birim alanda yiv miktarı artarsa implantın yüzey alanı da artacaktır (Misch 2005). Yiv şekli ise fonksiyonel gerilmelerin kemik-implant ara yüzeyine iletilmesinde önemli role sahiptir. Yiv geometrileri çok fazla çeşitlilik göstermekle birlikte genellikle, ‘V’ şekilli, köşeli ve ters açılı olarak

sınıflandırılmaktadır (Misch 2005; Kohn 1992; Bidez ve Misch 1992). Araştırmacılar yivlerin şeklinin de gerilme miktarını etkilediğini, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant arayüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlere oranla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (Misch 2005) (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Keskin ve yuvarlak kenarlı yivlerin etrafında oluşan gerilme şekli (Misch 2005)

Yiv derinliği implantın en geniş çapı ile gövdesi ile arasındaki mesafedir. Albrektsson ve arkadaşları yivli implantların daha geniş yüzey alanına sahip olduğunu ve böylelikle kemik dokusunda gerilme dağılımının dengeli olmasına yardımcı olduğunu bildirmişlerdir (Albrektsson ve ark. 1986).

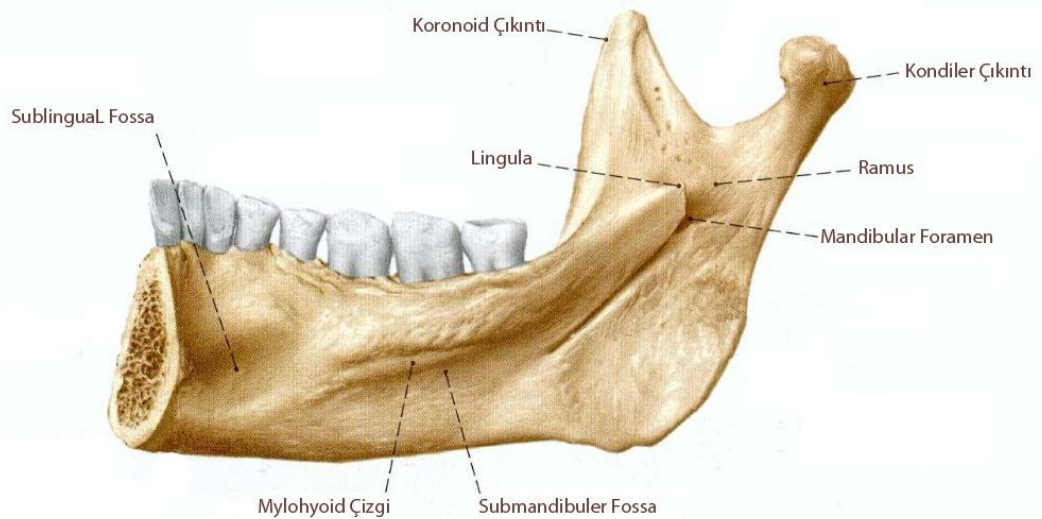
2.4. Alt Çene Posterior Bölgenin Yapısal Özellikleri

İmplant uygulanacak bölgedeki kemiğin yüksekliği ve genişliği, implantın uzunluğunu ve çapını, bölgenin anatomisi ise implantın yerleşim açısını belirler.

Araştırmalarda yeterli olmayan yükseklik ve genişlikteki kemiğe açılı olarak yerleştirilen implantların, tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir. Alt çene arka bölgede implantların yerleştirileceği kemiğin anatomisinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir (Van Steenberghe ve ark. 1990; Burns ve ark. 1988; Friberg ve ark. 1991; Henry ve ark. 1993).

Mandibuler sinir, ramusun medial yüzeyinin ortasında yer alan mandibuler foramenden mandibulanın içine girer. İnferior alveolar kanal içinde ilerler, 1. ve 2. küçük azı dişlerinin apeksleri hizasında yer alan mental foramenden çıkar. Mandibuler sinirin ufak bir dalı olan mylohyoid sinir, mandibuler sinirden kanala girmeden ayrılır ve mylohyoid çizgiye yapışan mylohyoid kası inerve eder.

Mylohyoid çizgi bu bölgede corpus mandibulanın medial yüzeyinin yapısı açısından önemli bir anatomik oluşumdur (Şekil 2-8). Bu çizginin önünde sublingual bezin bulunduğu sublingual fossa, altında ise submandibuler bezin yerleştiği submandibuler fossa vardır. Bu iki fossa nedeni ile mandibuler posterior bölgeye doğru 2. küçük azı dişinden başlayarak 3. büyük azı dişine doğru giderek artan bir bukkolingual açılanma söz konusudur (Abrahams 1993; Som ve Curtin 1996; Gray ve Goss 1967).



Şekil 2-8: Mandibulanın medialinde bulunan önemli anatomik noktalar

Yerleştirilecek implantların seçimi, implant uygulanacak bölgedeki kemiğin miktarının ve anatomisinin belirlenmesi için çeşitli radyografik tetkiklerden faydalanılır (Ismail ve ark. 1995).

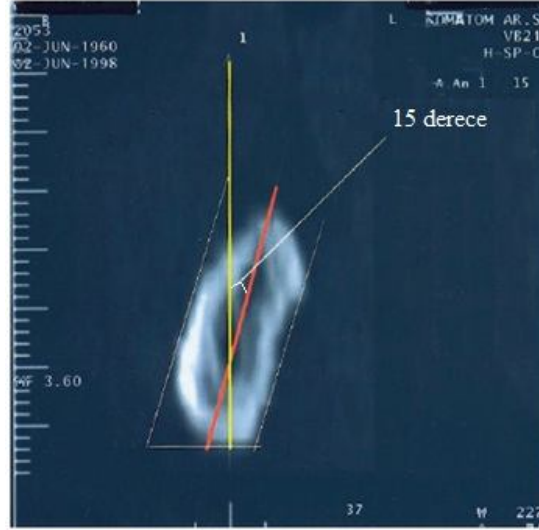
Optimum implant yerleşimi için gerekli olan kemiğin kesit görüntüleri ancak Bilgisayarlı Tomografi (BT) yöntemi ile elde edilir. BT görüntülerinde mandibuler kanal, mental foramen gibi yapılar izlenebilmekte ayrıca koronal kesitlerde kemiğin bukko-lingual genişliği ve yüksekliği ölçülebilmektedir. Kesitlerde bunlara ilave olarak 2. küçük azı dişinden başlayarak 3. büyük azı dişine doğru gittikçe artan, kemiğin bukko-lingual açılanması ve konturları net olarak izlenebilmektedir (Akça 1998). BT görüntülerinde, alt çene kemiğinin bukko-lingual açılanmasının değerlendirilmesi, implantın yerleştirilmesi esnasında ağız tabanının perforasyonu gibi olası komplikasyonları azaltmaktadır (Nyström ve ark. 1995).

Posterior bölgede kemiğin oklüzal düzlem ile olan açılanması ortalama olarak, 2. küçük azı bölgesinde 5° , 1. büyük azı bölgesinde 9° , 2. büyük azı bölgesinde $15-20^{\circ}$ olduğu belirtilmektedir (Misch 1993). Akça ve İplikçioğlu tarafından 2001 yılında yayınlanan çalışmada, 30 hastadan alınan alt çene BT görüntülerinde posterior bölgedeki kemiğin bukko-lingual açılanmasını hesaplanmıştır (Şekil 2-9).

Sonuçlara göre 2. küçük azı bölgesinde ortalama açılanma değeri 4.21° , 1. büyük azı bölgesinde 9.87° ve 2. büyük azı bölgesinde 15.07° olarak ölçülmüştür (Tablo 2-4) (Akça ve İplikçioğlu 2001b).

Bölge	Minimum	Ortalama	Maksimum
İkinci küçük azı	0	4,21	10,71
Birinci büyük azı	3,18	9,87	18,36
İkinci büyük azı	9,05	15,07	22,10

Tablo 2-3: Posterior mandibulanın açılanma değerleri



Şekil 2-9 : İkinci büyük azı bölgesinden alınmış BT kesit görüntüsü (Akça ve İplikçioğlu 2001b)

Öte yandan Parnia ve ark. 2010 yılında yaptıkları çalışmada alt çenede serbest sonlu dişsizlik vakalarından aldıkları 100 adet BT görüntülerinde submandibular fossa bölgesini incelemişlerdir. Araştırmacılar foramen mentalenin distalinden itibaren submandibular fossanın derinliğini kesitler üzerinden ölçüm yaparak tespit etmişlerdir (Parnia ve ark. 2010).

Sonuç olarak ölçümlerin %80'inde submandibular fossa derinliği 2 mm' ye eşit veya daha derin olduğunu saptamışlardır.

Tip I : 2 mm veya daha az. (%20)

Tip II : 2-3 mm arası. (%52)

Tip III : 3 mm den daha fazla. (%28)

Tip II ve tip III gruplarında implant cerrahisi sırasında lingual duvarın perforasyonu riskinin arttığı bildirilmiştir. Araştırmacılar sağ veya sol çene ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını, yaş veya cinsiyet gibi faktörlerin de ölçümlerde etkisinin bulunmadığını belirtmişlerdir.

Alt çene posterior bölgede diş kaybını takip eden ilk 3 ayda bukkal kemikte meydana gelen kemik rezorpsiyonu implant cerrahisinde zorluklar yaratmaktadır. Bu zorluklardan en önemlisi implantların doğal diş köklerinin konumlarına göre bukkolingual yönde farklı açılarda yerleştirilmesi zorunluluğudur. Bu farklılık implant destekli protezin, antagonist dişler ile olan oklüzal ilişkisinin ideal olarak oluşturulmasını güçleştirmektedir (Stella ve Tharanon 1990). Çoğunlukla cerrahi sırasında söz konusu bölgeye implant yerleşiminin kolaylıkla sağlanabildiği belirtilmekle birlikte, ağız tabanında yer alan submental, sublingual ve mylohyoid arterler gibi anatomik yapıların perforasyonu ile ölüm riski doğuran cerrahi komplikasyonların oluşabileceği rapor edilmiştir (Hofschneider ve ark 1999; Tepper ve ark. 2001).

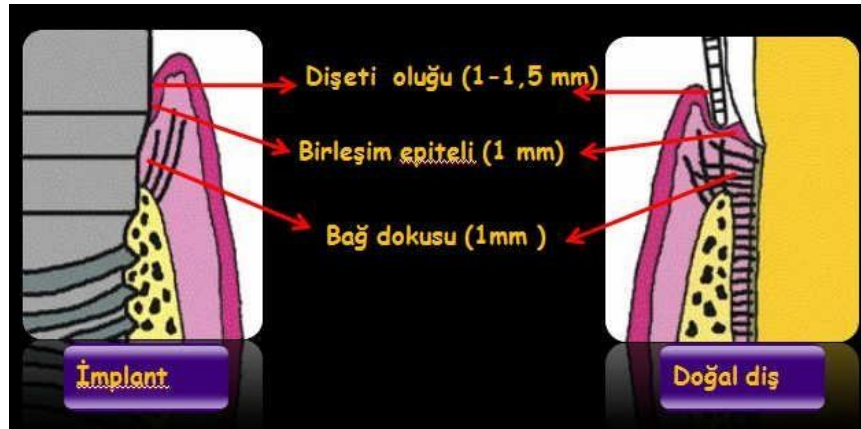
2.5. Platform Değişimi

Dental implantlar çevresindeki kemik seviyesi uzun yıllardan beri implant başarısı için referans olarak kullanılmaktadır. Başarılı implantlarda fizyolojik sınırlar içinde kabul edilen rezorpsiyon miktarı, ilk yıl için 1,02 mm sonraki yıllarda ortalama 0,2 mm olarak bildirilmiştir (Zarb ve Albrektsson 1998).

Rezorpsiyon mekanizması başta gerilme teorisi, biyolojik genişlik teorisi ve bakteriyel teori olmak üzere değişik teoriler ile açıklanmaya çalışılmıştır. Bu teorilerden en önemlisi *Gerilme Teorisi* olup, krestal kemik rezorpsiyonunun gerilmelerin krestal bölgede yoğunlaşması sonucu oluştuğu ileri sürülmektedir (Misch 2005). Yapılan

radyografik çalışmalar kemiğin, implantın en kuraldeki birinci yivi seviyesine kadar rezorbe olduğunu, bu seviyeden sonra ise rezorpsiyonun durduğunu göstermektedir (Pillar ve ark. 1991). Birinci yivin biyomekanik açıdan önemi kemikte oluşan gerilmelerin bu seviyede önemli bir değişim göstermesidir. Kemiğin en zayıf olduğu makaslama gerilmeleri birinci yiv seviyesinden sonra daha kuvvetli olduğu çekme ve basma tipi gerilmelere dönüşmekte ve bu durum rezorpsiyonun azalmasına neden olmaktadır (Misch 2005).

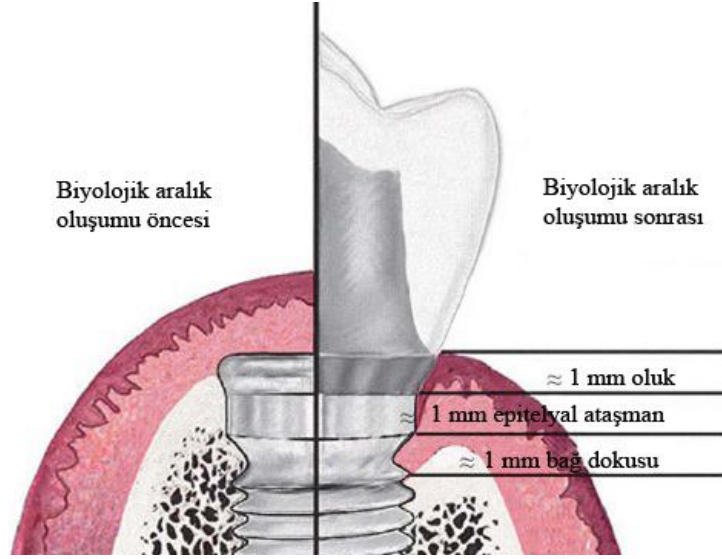
Krestal kemik rezorpsiyonunu açıklamak için ileri sürülen diğer bir teori ise, *Biyolojik Genişlik Teorisidir*. Biyolojik genişlik, gingival lifler ve hemidesmozomların doğal dişle direkt temasını sağlayarak bakterilerin daha apikaldeki periodontal dokulara geçişini engeller (Misch 2005). Biyolojik genişlik ortalama 2,04 mm olup, epitelyal ataşman ve altındaki bağ dokusu ataşmanından oluşmaktadır. Epitelyal ataşmanın ortalama kalınlığı 0,97 mm, bağ dokusu ataşmanının ise 1,07 mm olduğu bildirilmektedir (Sclar 2003; Gargiulo ve ark. 1961; Vacek ve ark. 1994) (Şekil 2-10).



Şekil 2-10: Biyolojik genişliği oluşturan yapılar (Gültekin 2009)

Biyolojik genişliğin oluşumu implantın ağız ortamına açılması ile başlar. İmplant-post bağlantısının altındaki yumuşak ve sert dokularda meydana gelen remodelling sonucunda biyolojik genişliğin oluşma süreci tamamlanır. Biyolojik genişlik oluşması sonucu implantın boyun bölgesinde biyolojik bir bariyer sağlanarak bakteriler ve endotoksinlerinin alttaki kemiğe nüfuz etmesi önlenmiş olur. Benzer

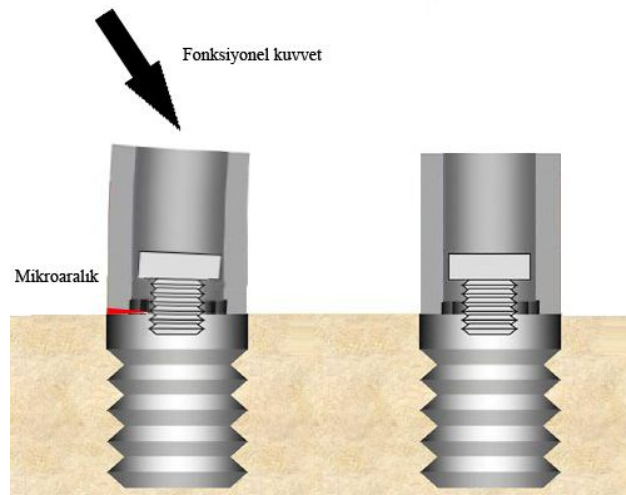
şekilde doğal diş üzerine uygulanmış bir kuron protezinin bitim sınırı biyolojik genişliği ihlal ederse, krestal kemik gingival liflere uygun ortam hazırlayabilmek için apikale doğru rezorbe olmaktadır (Misch 2005) (Şekil 2-11).



Şekil 2-11: Biyolojik aralık oluşumunun öncesi ve sonrasında implantın boyun bölgesinin görünümü (Lazzara ve Porter 2006)

Berglundh ve Lindhe implant çevresinde mukozal bariyer oluşması için yaklaşık 3 mm kalınlığında yumuşak dokunun gerekli olduğunu ifade etmişlerdir. Araştırmacıların ileri sürdüğü teoriye göre implant üstündeki mukoza kalınlığının daha ince olduğu durumlarda ideal biyolojik genişliğin (yaklaşık 3 mm) sağlanabilmesi için krestal kemik doğal bir süreçle rezorbe olacaktır (Berglundh ve Lindhe 1996). Aynı araştırmacılar iyileşme başlığının yerleştirilmesini takip eden 2 hafta içinde implant-post birleşiminin apikalinde 0,5 mm'lik kemik kaybı tespit etmişlerdir (Berglundh ve Lindhe 1996). Biyolojik genişlik teorisi; cerrahinin ilk safhasından itibaren olan kemik kaybını ve post yerleşiminden itibaren bir yıl içinde gözlenen kemik kaybını tanımlamada etkilidir (Misch 2005). Çeşitli araştırmacılar, implant-post birleşimi kemik seviyesine ne kadar yakın konumlandırılır ise 2. aşama cerrahisi sonrasında rezorpsiyonun o kadar fazla olacağını belirtmiş ve rezorpsiyon sonucu yeni kemik seviyesinin implant-post birleşiminin yaklaşık 2 mm apikalinde yer alacağı üzerinde durmuşlardır (Todescan ve ark. 2002; Piatelli ve ark. 2003; Hermann ve ark. 2001c).

Bakteriyel Teori krestal kemik rezorbsiyonunu implantın boyun bölgesinde oluşan bakteri invazyonu ve dokuların bu duruma verdiği immün cevap ile açıklamaktadır. İmplantın boyun kısmında bakteriyal tutunmaya neden olan en önemli unsur implant-post bağlantısında oluşan mikroaralıktır (Şekil 2-12). Yapılan çalışmalar implantı posta bağlayan vidanın çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle kuvvetin geldiği yöne doğru elastik deformasyona uğradığını ve bunun sonucu olarak mikroaralığın genişlediğini göstermektedir. Kuvvet ortadan kalktığı anda ise mikroaralık kapanarak eski boyutlarına dönmektedir. Çiğneme fonksiyonu sırasında sürekli tekrarlanan bu hareket sonucu implant-post bağlantısı adeta bir pompa etkisi göstermekte önce ağız içindeki sıvıların bu bölgeye çekilmesine daha sonra ise krestal kemiğe doğru itilmesine neden olmaktadır (Gültekin 2009; Hermann ve ark. 2001b; Hermann ve ark. 2001c).



Şekil 2-12: Fonksiyonel kuvvet altında mikroaralığın genişlemesi

Bu nedenle uzun süre implant üstü restorasyon kullanan hastaların, postları değiştirilmek istendiğinde gangrene benzer bir koku görülebilir. Bu koku mikro aralıktaki bakterilerden kaynaklanmaktadır. Mikroaralık kemiğe yakın olduğunda

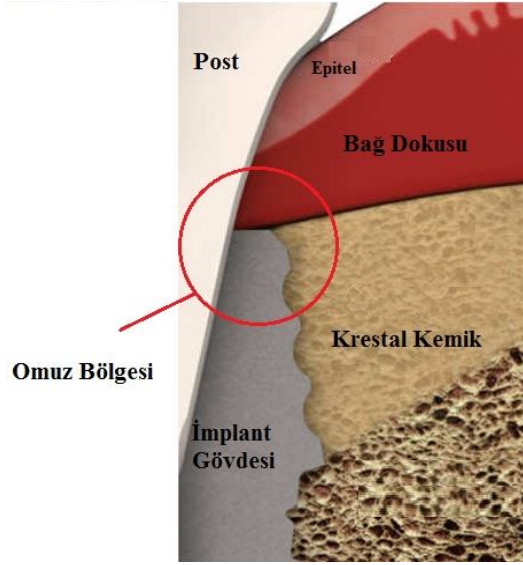
bakterilerin kemik üzerindeki zararlı etkileri artmaktadır. Mikroaralığın uzaklaştırılması ise bu etkiyi aynı oranda azaltacaktır (Gültekin 2009) (Şekil 13).



Şekil 2-13: İmplant-post birleşimindeki mikroaralığın görüntüsü (Hermann ve ark. 2001b)

Gerilmelerin krestal bölgede yoğunlaşması, biyolojik genişliğin oluşma sürecindeki rezorbsiyon ve mikroaralığın etkisiyle oluşan bakteriyel enfeksiyon gibi faktörlerin etkisinin, implant-post birleşiminin implant merkezine kaydırılması ile azaltılabildiğini bildiren pek çok çalışma mevcuttur (Maeda ve ark. 2007; Gültekin 2009; Samborac 2007; Sclar 2003; Abrahamsson ve ark. 1998b; Hermann ve ark. 2001b).

Platform değişimi tekniğinde implant-post birleşimi implantın merkezine doğru kaydırılarak krestal kemikten uzağa konumlandırılır. İmplantın çapından daha dar çapa sahip post kullanılan bu teknikte amaç implant-post birleşimini implantın omuz bölgesinden uzaklaştırarak yıkıcı etkisini engellemektir (Lazzara ve Porter 2006; Gültekin 2009) (Şekil 2-14).



Şekil 2-14: Platform değişimi uygulanmış implantın omuz bölgesi (Gültekin 2009)

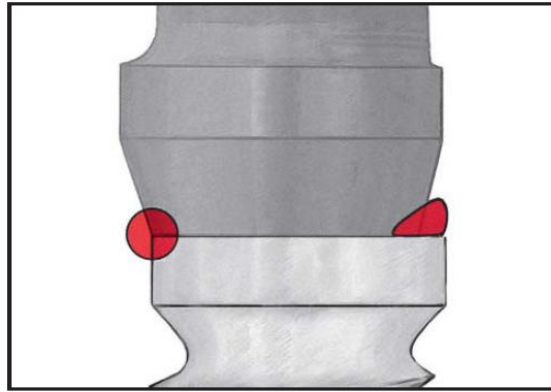
İmplant ile post çapları arasındaki boyutsal uyumsuzluğun krestal kemik rezorpsiyonunu engellemesi, İmplant Innovations (3İ) firması tarafından üretilmiş geniş çaplı implantların kullanılmasının ardından tesadüfi olarak fark edilmiştir. 1991 yılında 3İ firması tarafından özellikle düşük kemik kalitesine sahip bölgelerde primer stabiliteyi arttırmak amacı ile 5,0 mm ve 6,0 mm çapında platformlara sahip implantlar kullanıma sunuldu.

Protetik yükleme safhasında, uygun çaplı postlar üretilmediğinden 4,1 mm çapındaki postlar kullanılarak restorasyonlar tamamlandı. Sonuçta 5,0 mm çapındaki implantlarda tek taraflı olarak 0,45 mm, 6,0 mm çapındaki implantlarda ise 0,95 mm çapında boyutsal uyumsuzluk oluştu. 5 senelik takip radyografilerinde dar çaplı post kullanılan implantların çevresindeki krestal kemikte rezorpsiyon oluşmadığının farkına varıldı (Samborac 2007; Lazzara ve Porter 2006; Çimen 2010) (Şekil 2-15)



Şekil 2-15: Platform değişimi gözlenen implantların radyografik görüntüleri (Lazzara ve Porter 2006)

Platform değişimi tekniği uygulanmış implantlarda dar çaplı post kullanılarak implant-post birleşimi ve buna bağlı olarak mikroaralık boyun bölgesindeki krestal kemikten daha medialde konumlanır. Böylece mikroaralık çevresindeki bakteriyel invazyonun krestal kemik üzerindeki etkisi azaltılmış olur (Abrahamsson ve ark. 1998a; Ericsson ve ark. 1995). (Şekil 2-16)



Şekil 2-16: Enflamasyonun krestal kemikten uzakta konumlanması (Lazzara ve Porter 2006)

Hagiwara platform değişiminin avantajlarını şu şekilde özetlemiştir (Hagiwara 2010).

1. İmplant-post birleşiminin implantın merkezine doğru konumlandırılması sonucu bakteriyel enfeksiyonun krestal kemik üzerinde rezorbe edici etkisini azaltmak
2. Bağ dokusunu lateral yönde kalınlaştırarak bu bölgedeki kan akımını arttırmak

3. Biyolojik genişlik oluşumu sırasında krestal kemikte dikey yönde rezorpsiyon engellemek

Platform değişimine sahip implantların başarılı olabilmesi için implant uygulamasından itibaren kullanılan tüm parçaların platform değişimi özelliğine sahip olması gereklidir. Kapatma vidası, iyileşme başlıkları ve post bu özelliklerle uyumlu olmalıdır. Eğer implant yerleştirilmesinden sonra uygun olmayan başlıklar yerleştirilirse kemik rezorpsiyonu olacak, bu aşamadan itibaren bu uygun parçalar takılsa bile rezorpsiyon bakımından fayda görülmeyecektir (Lazzara ve Porter 2006; Gültekin 2009).

Platform değişimi özelliğine sahip implantların bir diğer önemli endikasyon alanı ise kısa implantlardır. Kısa implantlar çevresindeki kemik rezorpsiyonu sonucu kuron-implant oranını arttırarak implant kayıplarının çok kısa sürede gerçekleşmesine neden olacaktır. Platform değişimi özelliğine sahip kısa implantlar krestal kemik seviyesini koruyacağından, kemik yüksekliğinin az olduğu (maksiller sinüs altı, alveolar sinir üstü) bölgelerde başarıyla kullanılabilirler (Gültekin 2009).

Son yıllarda yapılan deneysel ve klinik çalışmalarda platform değişimi kavramının bilimsel temelleri araştırılıp açıklanmaya çalışılmıştır. Gardner, Landolt ve Blatz yaptıkları çalışmalarda platform değişimi özelliğine sahip implantların özellikle anterior bölgede yumuşak doku profilinin oluşturulmasında başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Gardner 2005; Landolt ve Blatz 2008).

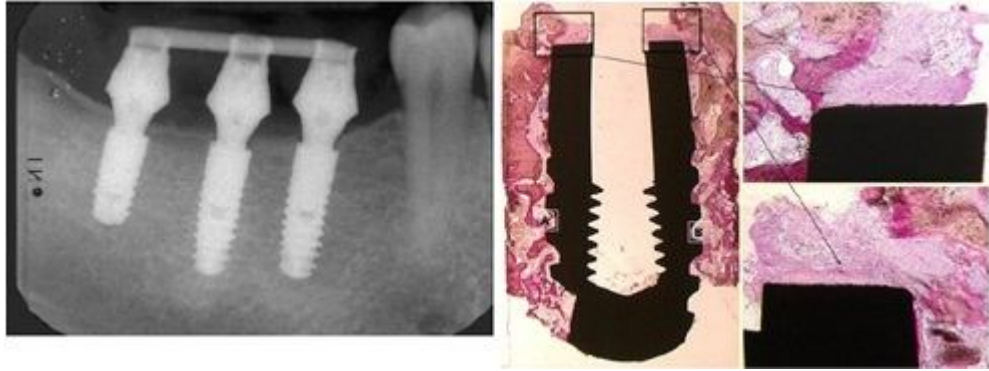
Capiello ve ark, 45 hasta üzerinde 75'i platform değişimi özelliğine sahip olmak üzere 131 adet implant uygulamışlardır. 8 haftalık iyileşme dönemi sonunda bütün implantlar metal-seramik kuron protezleri ile restore edilerek 12 aylık süre boyunca takibe alınmıştır. Takip dönemi sonunda elde edilen radyografilerden yapılan ölçümler sonucunda, platform değişimi özelliğine sahip implantlarda rezorpsiyon $0,95 \pm 0,32$ mm, diğer implantlarda ise $1,67 \pm 0,37$ mm olarak ölçülmüştür. Araştırmacılar platform

değişimi kavramının krestal kemik rezorpsiyonunu önlemede başarılı bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır (Capiello ve ark. 2008).

Tarnow ve ark'ları iki implant arası mesafenin minimum 3 mm ve implant-diş arası mesafenin 1,5 mm olması durumunda kemik rezorpsiyonunun önlenebileceğini belirtmişlerdir. (Tarnow ve ark. 2000). Kemik rezorpsiyonunun önlenmesi anterior bölgede ideal dişeti papilinin oluşturulabilmesi açısından da büyük önem taşımaktadır. Rodriguez-Ciurana ve arkadaşları implantlar arası mesafenin 3 mm'den az olduğu durumlarda platform değişimi özelliğine sahip implantların kullanımının krestal kemik seviyesinde ve bunu takiben ideal yumuşak doku profilinin sağlanmasında olumlu etki gösterdiğini bildirmişlerdir (Rodriguez-Ciurana ve ark. 2009).

Wagenberg ve Froum çalışmalarında, 68 hastaya toplam 94 adet platform değişimi özelliğine sahip implant uygulamış, implantların mesial ve distal bölgelerindeki kemik rezorpsiyonu miktarını radyolojik olarak değerlendirmiştir. Yapılan ölçümlerde mesial bölgede 94 adet implantın 71'inde (% 75,5) rezorpsiyon görülmemiştir. Diğer implantlardaki rezorpsiyon miktarı ise 13 implantta 1. yiv seviyesinde, 7 implantta 2. yiv seviyesinde, 3 implantta ise 2. yiv seviyesinin daha apikalinde gözlenmiştir. Distal bölge ölçümlerinde 67 adet implantta (% 71,3) rezorpsiyon görülmemiş, 18 implantta 1. yiv seviyesinde, 8 implantta 2. yiv seviyesinde, 1 implantta 2. yiv seviyesinin daha apikalinde rezorpsiyon gözlenmiştir. Her iki bölgede ölçülen kemik kaybı miktarları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Sonuç olarak ölçüm yapılan tüm bölgelerin % 96,8'inde rezorpsiyon miktarının 2 mm'nin altında olması, platform değişimi yönteminin interproksimal kemik seviyesinin korunmasında başarılı bir yöntem olduğunu vurgulamaktadır (Wagenberg ve Froum 2010).

Degidi ve arkadaşları, yaptıkları in vivo çalışmada 3 adet platform değişimi özelliğine sahip implantı alt çene arka bölgeye, kemik seviyesinin 2 mm altına yerleştirmiş ve aynı seansta protetik yükleme yapmışlardır. 4 hafta sonunda yaptıkları histolojik incelemede krestal kemikte rezorpsiyon görülmediğini ve kemik seviyesinin implantın omuz bölgesinin 2 mm krunalinde seyrettiğini belirtmişlerdir (Degidi ve ark 2008) (Şekil 2-17).



Şekil 2-17: Omuz bölgesinin kuralindeki kemik dokusunun radyolojik ve histolojik görüntüleri (Degidi ve ark. 2008)

Platform değişimi ile ilgili yapılmış çalışmalarının sonuçları incelendiğinde, implantların çevresindeki krestal kemiğin daha az rezorpsiyon göstermesinin nedeni 4 farklı teori ile açıklanabilir. Bunlar oluk tabanındaki iltihabi hücre infiltrasyonunun implant merkezine doğru konumlanarak krestal kemikten uzaklaşması, krestal kemiğin mikroaralıktan uzaklaştırılması, biyolojik genişliğin oluşması sürecinde rezorpsiyon miktarının azalması ve fonksiyonel gerilmelerin krestal kemikten uzakta yoğunlaşmasıdır.

2.6. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi

Gerilme analizleri bir yapı içerisinde oluşan gerilmelerin miktarının ve dağılımının incelendiği uygulamalardır. Dişhekimliğinde gerilme analizleri sıklıkla dişte, implantta, kemikte ve restoratif materyallerde oluşan gerilmeleri ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Günümüzde dişhekimliğinde kullanılan gerilme analiz yöntemleri şunlardır (Caputo ve Standlee 1987; Craig ve Powers 2002);

1. Kırılğan Vernik Tekniği
2. Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi
3. Strain Gauge Yöntemi
4. Lazer Işını Yöntemi
5. Radyotelemetri Yöntemi
6. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi

2.6.1. Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır (Kurtay 1980; Kayabaşı 2003). Bu temel prensip her cismin küçük parçalara bölünmesidir. Bu küçük geometrik birimlere “eleman” (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “matematiksel model” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına "düğüm” adı verilir (Brauer 1993).

Matematiksel modeli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri bilgisayar programına girilir. Düğüm noktalarına ait sınır koşullarının belirlenmesi ve kuvvet uygulanması ile modelin tamamındaki gerilmeler elde edilir (David ve ark. 1996).

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan modeller homojen, izotropik ve doğrusal elastik olmalıdır. Homojen; modeldeki her yapısal elemanın mekanik özellikleri aynı olması, izotropik; yapı elemanlarının Poisson oranının aynı olması, doğrusal elastik ise yapıdaki zorlamaların uygulanan kuvvet ile orantılı olması anlamına gelmektedir (Kurtay 1980; Kayabaşı 2003).

Sonlu elemanlar yöntemi üç aşamada gerçekleşir;

1. Pre-processing:

Birinci aşamada analizi yapılacak yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerçekleştirilmektedir. Bu aşamada iki farklı yöntem kullanılmaktadır:

a) MR (Manyetik Rezonans) veya BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması;

b) 3 boyutlu tarama cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinin bilgisayara aktarılarak model oluşturulması.

2. Analiz: Modellere ait verilerin bilgisayara girildiği aşamasıdır.

Bu veriler:

- Elastiklik Modülü
- Poisson Oranı
- Uygulanacak kuvvetin miktarı ve açısıdır.

Modeldeki her eleman modelin tüm özelliklerini taşıdığı için elemanların yükleme altında göstermiş olduğu tepkiler bütün modelin tepkisini göstermektedir.

3. Post-processing:

Analizin çözümlemesinin yapıldığı aşamadır. Elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp yorumlanabilmesi için renkli görüntüler şeklinde sonuçlar elde edilir. İstenilen bölgelerden alınan kesitlerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Renk aralığına denk gelen değerler ise görüntülerde yer alan bir skala ile gösterilmektedir.

Karmaşık bir geometriye sahip implant-kemik sisteminin yorumlanmasında en etkili yöntemin sonlu elemanlar analizi olduğu düşünülmektedir. Analizlerde doğru sonuçlar elde edebilmek için bir takım faktörlerin programa net bir şekilde aktarılması gerekir.

Bu faktörler:

- Kemik ve implantın detaylı geometrisi
- Materyal özellikleri
- Sınır koşulları
- Kemik-implant arayüzünün özelliğidir (Sonugelen ve Artunç 2002; Van Oosterwyck 1998).

2.6.2. SEA yöntemi ile ilgili mekanik kavramlar

Gerilme analizleri sırasında bazı teknik terimler kullanılmakta olup bu terimlerin tanımlanması ve açıklanması konunun anlaşılması açısından faydalıdır.

Kuvvet

Cisimlerin hareketlerini ve şekillerini değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi özelliklere sahiptir (İnan 1988).

Gerilme

Bir cisme uygulanan kuvvete karşı, cisim içerisinde gelişen, birim alanda oluşturduğu tepkiye gerilme denir. Gerilme birimi, kuvvetin alana oranıyla ifade edilir.

Gerilme birim olarak genellikle; Paskal (P, kg/cm² veya N/m²) olarak belirtilmektedir (Zaimoğlu ve ark. 2003; Caputo ve Standlee 1987)

Kuvvet bir cismi her yönden ve açıdan etkileyebilmektedir. Çoğu zaman bu etkiler cisimde karmaşık gerilmelerin oluşmasına yol açmaktadır. Tüm gerilmeler esas olarak çekme, basma ve makaslama olmak üzere üç şekilde oluşmaktadır (Franklin 1998).

a) Asal Gerilme (Principal Stress)

En büyük gerilme değerleri, bütün makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilmelere Asal Gerilme denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır.

- Maksimum Asal Gerilme (σ_1) : Pozitif değer olup en yüksek çekme değerini ifade etmektedir.
- Ara Asal Gerilme (σ_2): Ara değerleri ifade etmektedir.
- Minimum Asal Gerilme (σ_3): Negatif değerdir ve en yüksek basma değerini ifade etmektedir.

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler çekme tipi gerilmeleri, negatif değerler ise basma tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Bir elemanda belirgin ölçüde hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o eleman daha büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır (Sağesen 2000; Franklin 1998).

b) Von Misses Gerilmesi

Von Misses 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” (Özgövde 2003). Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Misses Gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır. Renk skalası ile gösterilebilmektedir (Franklin 1998; İnan 1988). (Şekil 2-17)

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}$$

Şekil 2-18: Von Misses gerilmesi hesaplama formülü

Elastiklik Modülü (Young's Modulus)

Elastiklik modülü yük altındaki cismin molekülleri arası çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği dirençtir. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artmaktadır (Craig ve Powers 2002).

Aynı miktardaki yük uygulanmış iki ayrı materyalden elastiklik modülü yüksek olan, elastiklik modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (Keyak ve ark. 1990; Craig ve Powers 2002). Doğrusal elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken; doğrusal olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı değişkenlik göstermektedir (Franklin 1998).

Poisson Oranı

Cisme kuvvet uygulaması sırasında cisimde boyut değişimi oluşur. Çekme gerilmesi altında yüklemenin yönünde cismin boyu uzayarak kesiti daralmakta, basma gerilmesi altında ise cismin boyu kısalırken kesiti genişlemektedir.

Poisson oranı cisme uygulanan belirli bir kuvvet altında cismin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona oranını ifade etmektedir (Anusavice 2003) (Şekil 2-20).

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{enine} / \epsilon_{boyuna}$$

Şekil 2-19: Poisson oranının hesaplanması

Üç boyutta farklı özellikler gösteren malzemelere ortotropik, aynı özellikler gösteren malzemelere ise izotropik denir. İzotropik cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen gerilmelerde aynı sabit elastiklik modülüne sahip olmaktadır (Franklin 1998).

Poisson oranı teorik sınırlara sahiptir. Buna göre, -1 den büyük 0,5 den küçük olmalıdır. Metallerde poisson oranı 0.25 ile 0.35 arasında değişmektedir (İnan 1988).

2.6.3. SEA yönteminin avantajları

1. Düzensiz geometri gösteren farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir.

2. Oluşturulan modelin fiziksel özellikleri net olarak yansıtılabilir.

3. Gerilmelerin sayısal olarak hesaplanması ile detaylı sonuçlar elde edilebilir.

4. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.

5. Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, diğer bölgeler büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.

6. Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.

7. Mekanik özellikleri aynı olmayan farklı malzemelerden oluşan cisimlerde uygulanmasına olanak sağlanır.

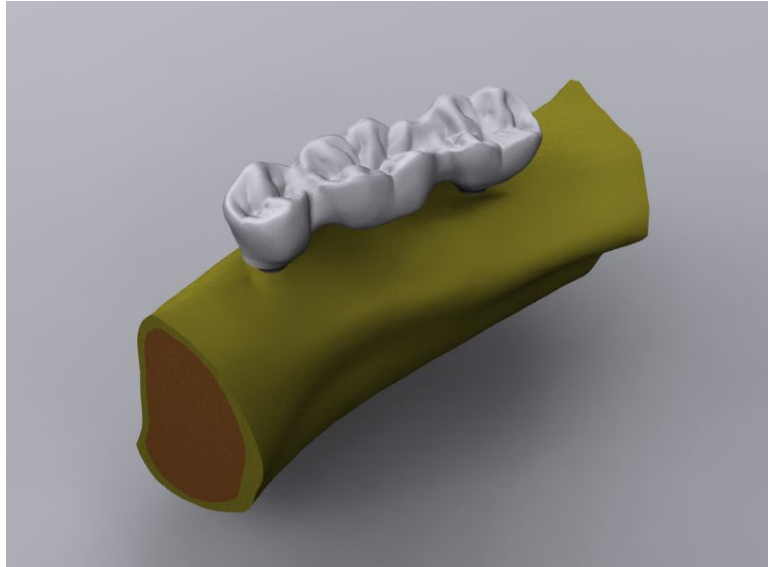
8. Modeller ve uygulanan kuvvetler değiştirilerek analiz çok kez tekrarlanabilir.

9. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için veriler farklı renk kodlarıyla gruplandırılarak model üzerinde gösterilebilir. (Farah ve ark. 1973; De Vree ve Ptres 1983; Sonugelen ve Artunç 2002; Ulusoy ve Aydın 2003; Çankaya 2005).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı, alt çene arka bölgede farklı boyun geometrilerine sahip ve farklı açılarda yerleştirilen dental implantların kemikte oluşturduğu gerilmelerin araştırılmasıdır. Çalışmada ayrıca implant-post birleşimindeki meydana gelen gerilmeler de değerlendirilmiştir.

Bu amaçla dişsiz bir alt çene kemiğinden alınan bilgisayarlı tomografiler yardımıyla alt çene kemiğinin matematiksel üç boyutlu modeli elde edilmiştir. Bu modelde 2. küçük azı ve 2. büyük azı bölgelerine farklı boyun geometrilerine ve çaplara sahip 2 adet implant yerleştirilmiş ayrıca 2. büyük azı bölgesine yerleştirilen implant dik ve bukkal-lingual yönde 15° açılı olarak konumlandırılmıştır (Şekil 3-1). Bu implantlar üzerine yerleştirilmiş üç üyeli köprü protezine dikey ve oblik yönde kuvvet uygulanarak, implantlar ve kemik dokusunda oluşan gerilmelerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu gerilmelerin ölçülmesinde üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi kullanılmıştır.



Şekil 3-20: Alt çene posterior bölge, implantlar ve köprü protezinin üretildiği 3 boyutlu matematiksel modelin görüntüsü

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

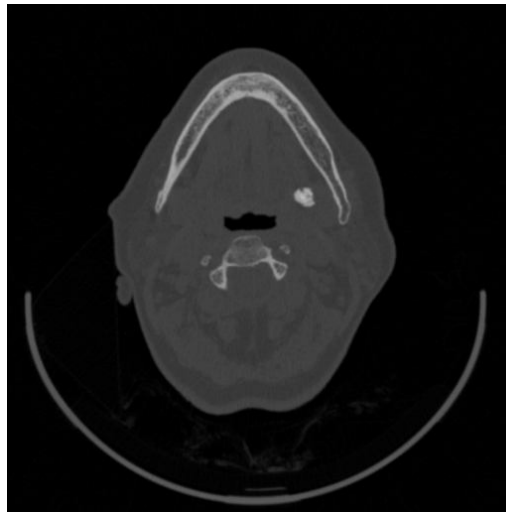
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada implantların yerleştirileceği alt çene kemiğinin, implantların, postların ve üç üyeli köprü protezinin geometrik modelleri oluşturuldu.

3.1.1. Alt çene kemiğinin modellenmesi

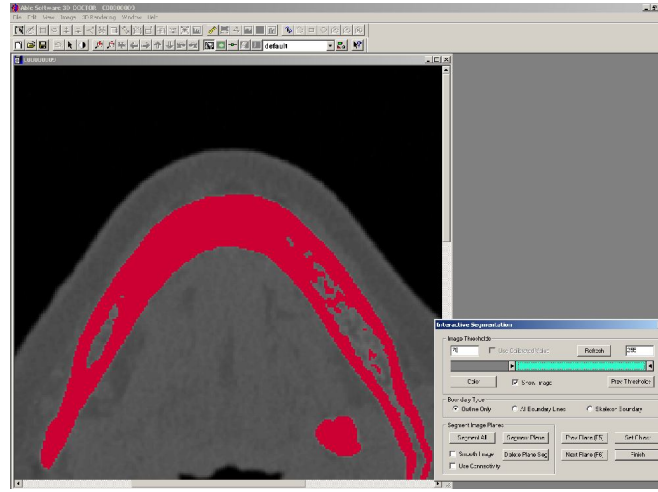
Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Bilim Dalı'ndan alınan kadavra alt çene kemiğinden yararlanıldı. Alt çene kemiği seçilirken kemik dikey boyutu 10 mm, bukkal-lingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan kemik seçimi yapıldı.

Çene kemiği tomografi cihazında (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Tarama sonucu 0.2 mm kesit kalınlığı ile 601 adet kesit elde edildi (Şekil 3-2). Bilgisayar ortamında DICOM 3.0 görüntü dosyası formatında elde edilen kesitler daha sonra 3D Doctor (Able Software Co., MA, USA) yazılımına aktarıldı.



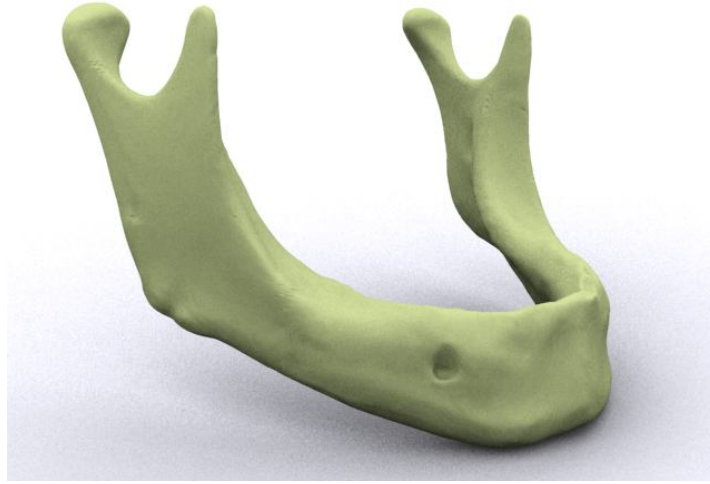
Şekil 3-21: Modelleme öncesi seçilen alt çenenin horizontal BT görüntüsü

3D Doctor (Able Software Co.) yazılımı, aralarında manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografinin de bulunduğu pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen kesitlerin birleştirilerek anatomik yapıların bilgisayar ortamında üç boyutlu modellere dönüştürüldüğü bir yazılımdır. Ayrıca yazılım ile cisimlerin yüzeylerindeki düzensizlikler istenilen biçimde düzeltilebilmekte, şekillerinde değişiklikler de yapılabilmektedir (Şekil 3-3).



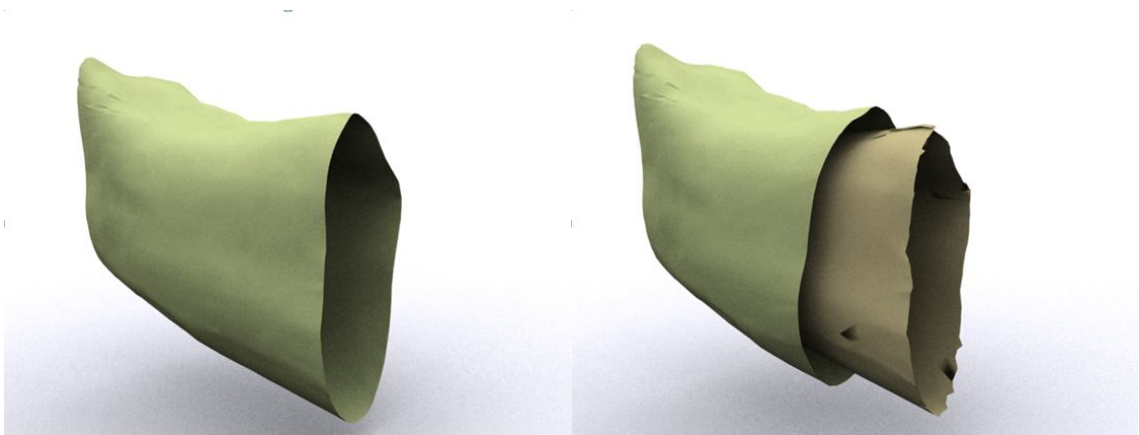
Şekil 3-22: BT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarıldığı 3D Doctor programının arabirim görüntüsü

BT sonrasında elde ettiğimiz kesitler 3D Doctor (Able Software Co.) programında birleştirilerek alt çene kemiğinin 3 boyutlu modeli oluşturuldu. Bu aşamada modelde kesitlerin birleştiği yüzeylerde düzensizlikler oluşmaktadır. Düzensiz yüzeyler analiz aşamasında bilgisayar belleğinde yer kaplayarak analizlerin gerçekleştirilmesini güçleştirmektedir. Yazılımda bulunan “surface rendering” seçeneği uygulanarak model yüzeyleri pürüzsüz hale getirildi ve alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3-4). İşlem sonrasında program tarafından kemiğin sadece dış yüzeyleri modellendi, mandibuler kanal ve trabeküler boşlukların yapısı kayboldu.



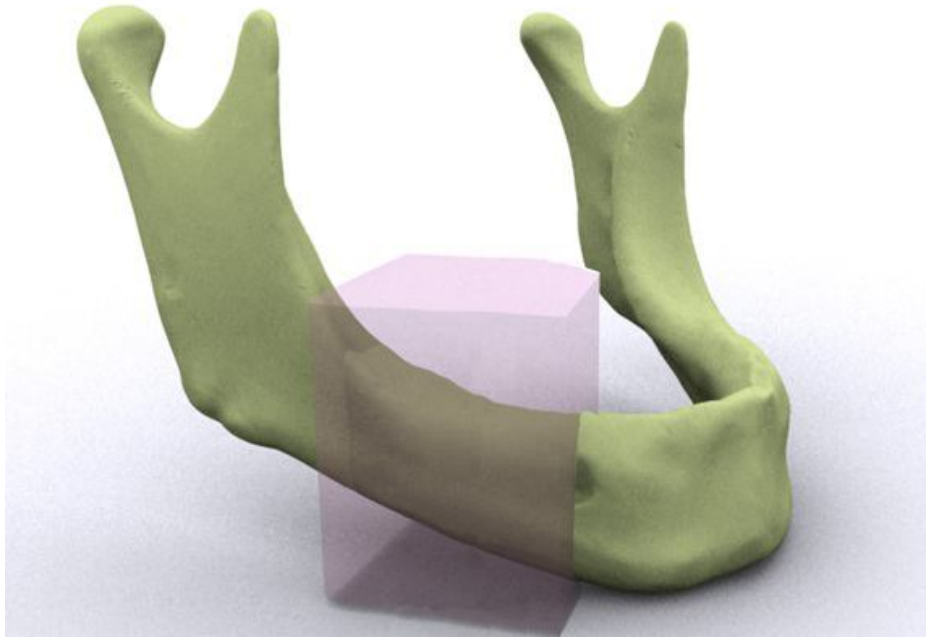
Şekil 3-23: 3D Doctor programında pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek modellenen alt çene kemiği

Sadece dış yüzeyin yani kortikal kemiğin oluşturulduğu modelde trabeküler kemiğin oluşturulması için kemiğin dış yüzeyinde kortikal kemik kalınlığı kadar (1,5 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi (Şekil 3-5). Bu işlemlerin yapılması için, .stl formatındaki veriler Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates, Washington USA) yazılımına aktarılarak kemiğin dış sınırları kortikal, iç yüzeyi ise spongios kemik olarak tanımlandı.

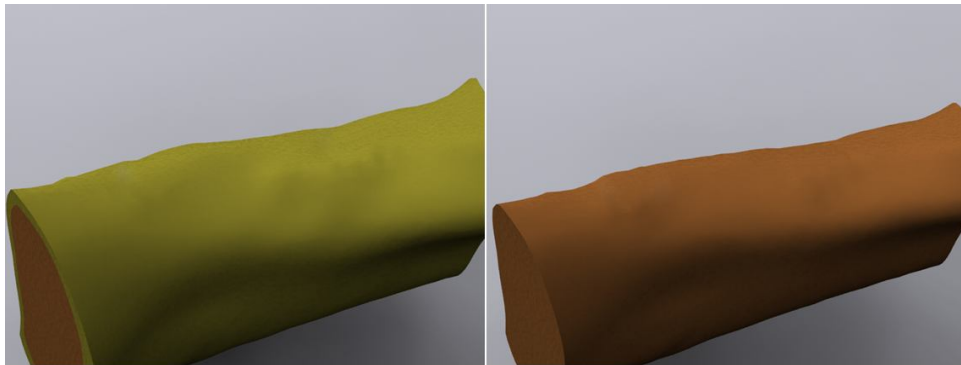


Şekil 3-24: Kortikal kemik ve spongios kemiğin sınırlarının belirlenmesi

Çalışmada alt çenenin tümüne gereksinim olmadığından sadece implantların yerleştirileceği ve köprü protezinin uygulanacağı bölgeler analize dahil edildi. Bu amaçla sınırları 5 nolu implantın 5 mm mezialinden ve 7 nolu implantın ise 5 mm distalinden geçen bir küp çizildi (Şekil 3-6). Kübün dışında kalan kemik alanları analize dahil edilmedi ve bu şekilde gereğinden fazla ağ için hafıza harcanması önlendi (Şekil 3-7).



Şekil 3-25: Analizlerde kullanılacak olan alt çene kemiği bölümünün belirlenmesi



Şekil 3-26: Analiz öncesi çene kemiğinin kortikal ve spongiöz kısımlarının görünümü

3.1.2. İmplantların Modellenmesi

Çalışmada implantların konumu ve boyutları köprü protezinin çene kemiği üzerindeki konumuna, proteze ait kuronların boyutlarına, kemiğin kalınlığına ve yüksekliğine bağlıdır. İmplantların alt çene kemiği üzerinde, 2. küçükazı ve 2. büyükazı dişlerinin olduğu bölgelere gelecek şekilde yerleştirilmesi planlandığından öncelikle alt çene modeli üzerinde bu dişlerin bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir.

İmplantların ve köprü protezinin lokalizasyonunun belirlenebilmesi amacıyla mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentale referans olarak seçildi. Alt çenenin modellenmesi esnasında anatomik boşluklar kapatıldığından foramen mentalenin lokalizasyonu tomografik görüntüler aracılığıyla saptandı. Bu amaçla DICOM formatındaki tomografik kesitler üzerinde foramen mentale'nin sınırları bilgisayar ortamında çizildi. Bu sınırların koordinatları geometrik olarak saptandıktan sonra 3D Doctor (Able Software Co.) programı tarafından hazırlanan çene modeline aktarıldı ve foramen mentalenin konumu çene modelinde 3 boyutlu olarak belirlendi.

Foramen mentaleden çene kemiğinin tepe noktasına çizilen dik doğru 2. küçükazı dişinin kuronunun mezial kontak noktasından geçmektedir. Bu nedenle çalışmamızda köprü protezinin mezial sınırı bu doğrudan geçecek şekilde modellendi. Distal sınırın belirlenmesinde ise köprü protezi bünyesindeki 3 dişin mezio-distal genişliklerinin toplamı referans olarak kabul edildi. Wheeler'ın (Wheeler 1969) doğal diş morfolojisi atlasına göre mezio-distal genişlik ikinci küçükazı dişi için 7 mm, birinci büyükazı dişi için 11 mm ve ikinci büyükazı dişi için 10,5 mm olarak belirlendi ve toplam mezio-distal uzunluk 28,5 mm olarak hesaplandı (Tablo 3-1).

	2. küçükazı	1. büyükazı	2. büyükazı
Mezio-distal uzunluk	7 mm	11 mm	10,5 mm

Tablo 3-4: Üç boyutlu modellemesi yapılacak olan dişlerin mezio-distal boyutları

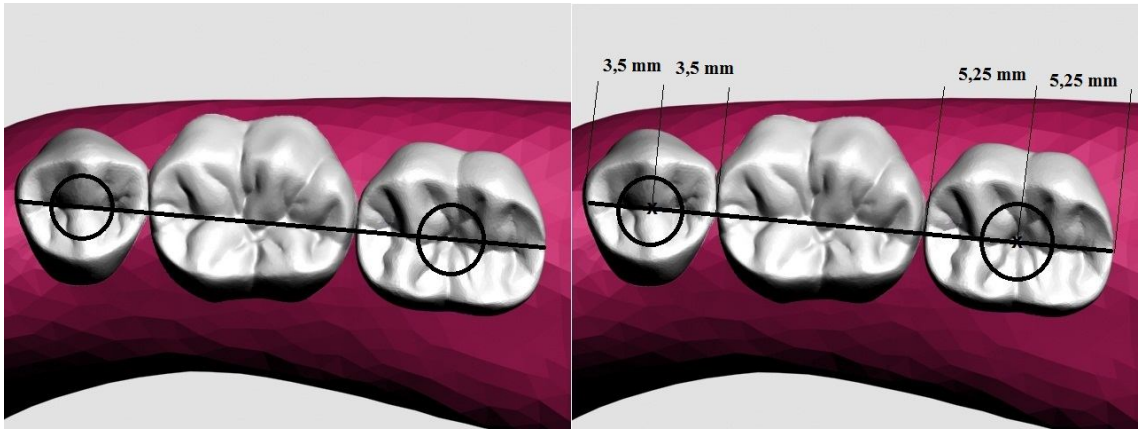
Köprü protezine dayanak teşkil edecek implantlar çene kemiği üzerinde mezialden distale şu şekilde numaralandırıldı:

5 nolu implant: 2. küçükazı bölgesine yerleştirilen implant

7 nolu implant: 2. büyükazı bölgesine yerleştirilen implant

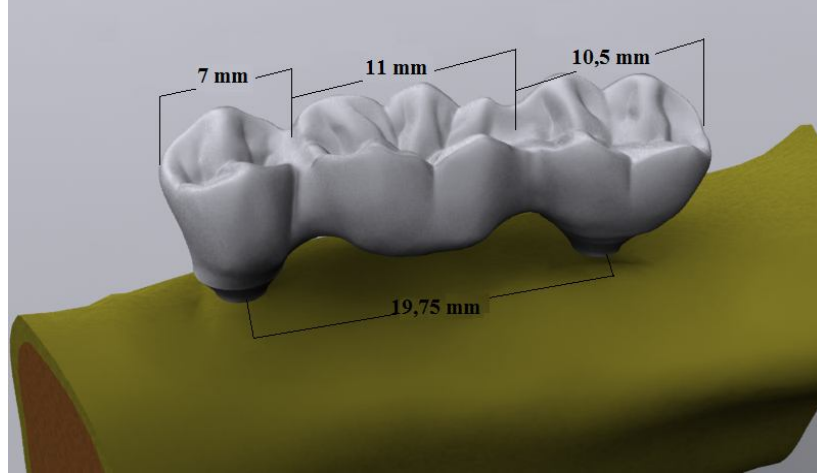
İmplantların modellenen alt çene kemiğinde konumlandırılması bukko-lingual ve mezio-distal yönlerde olmak üzere 2 aşamada gerçekleştirildi. Bukko-lingual yöndeki konumlandırma için köprü protezine ait dişlerin santral fossalarından geçen doğru kemiğin bukko-lingual genişliğinin orta hattına gelecek şekilde santralize edildi (Şekil 3-8). Böylece implantların ve köprü protezinin alt çene kemiğinin bukko-lingual olarak orta hattında konumlandırılması amaçlandı.

İmplantların mezio-distal doğrultuda yerleşimlerinin belirlenebilmesi amacıyla, çizilen doğru üzerinde 2. küçük azı ve 2. büyük azı dişlerinin mezio-distal genişliklerinin orta noktası işaretlendi. Vida şeklinde modellenen implantlar merkezleri bu noktadan geçecek şekilde konumlandırıldı (Şekil 3-8).



Şekil 3-27: İmplantların çene kemiği içerisindeki bukko-lingual konumları

Böylece 5 ve 7 nolu implantların merkezleri arası mesafe 19,75 mm olarak belirlendi (Şekil 3-9). İmplantların bukkal-lingual ve mezio-distal yöndeki konumları belirlendikten sonra implant uzunluğunun belirlenmesi aşamasına geçildi.



Şekil 3-28: İmplantların merkezleri arası mesafenin hesaplanması

Kemikte belirlenen bölgeye yerleştirilecek olan implantın uzunluğunun belirlenebilmesi için, implantların yerleştirileceği bölgelerde kemiğin yüksekliği farklı noktalardan ölçüldü. Alt çene modelinin oluşturulması sırasında mandibuler kanal modellenmediğinden implantların yerleştirileceği bölgelerde kemik yüksekliğinin ölçülebilmesi için tomografik görüntülerden yararlanıldı. Tomografik görüntüler üzerinde kemiğin en üst noktasından mandibuler kanala olan uzaklık 3D Doctor (Able Software Co.) programı yardımıyla ölçüldü. Ölçümler implantların yerleştirileceği 2 bölge için ayrı ayrı yapıldı. Mesafeler 2. küçükazı bölgesinde 14 mm ve 2. büyükazı bölgesinde ise 11 mm olarak belirlendi. (Tablo 3-2)

Diş Bölgesi	Kret tepesi–kemiğin alt kenarı arası mesafe	Kret tepesi mandibuler kanal arası mesafe
2. küçükazı	18 mm	14 mm
2. büyükazı	14 mm	11 mm

Tablo 3-5: İmplantların yerleştirileceği bölgelerdeki kemik yükseklikleri

Yapılan ölçümler neticesinde mandibuler kanala en kısa mesafe olan 11 mm göz önünde bulundurularak, kanala 1 mm mesafe bırakacak şekilde 10 mm uzunluğunda implantların kullanılması uygun görüldü.

Bu ölçümlerin ışığında, tespit edilen kemik bölgesine yerleştirmek amacı ile platform değişimi özelliğine sahip Straumann Bone Level (Institut Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) implantları 10 mm uzunluğunda 4,1 mm ve 4,8 mm çapında olmak üzere, platform değişimi özelliğine sahip olmayan Straumann Standard Plus (Institut Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) implantlar 10 mm uzunluğunda 4,1 mm ve 4,8 mm çaplarında olmak üzere modellendi. (Şekil 3-10)



Şekil 3-29: Taraması yapılan 5x boyutundaki implant modelleri

İmplantların lokalizasyonları belirlendikten sonra üretici firmadan tedarik edilen 5 katı büyüklüğündeki implant modelleri Nextengine lazer tarayıcısı ile (Nextengine Inc. California USA) tarandı (Şekil 3-11). Tarama sonucu elde edilen görüntüler Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates) programına aktarıldı ve implantlar programda orijinal boyutlarına getirilerek analize hazır hale getirildi.

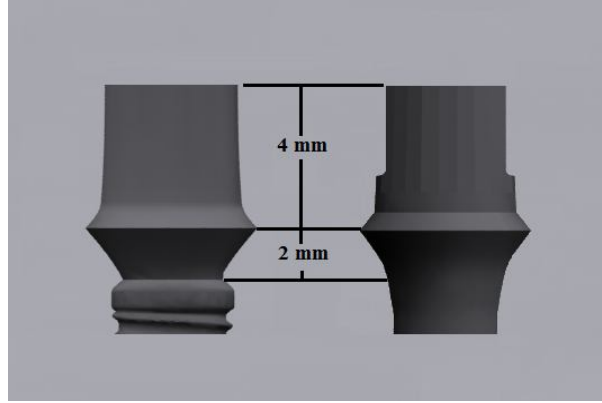


Şekil 3-30: Nextengine (Nextengine Inc., USA) üç boyutlu lazer tarayıcısı

3.1.3. İmplant postlarının modellenmesi

Bone Level (Institut Straumann AG) implantlarda uygulamak amacıyla kural kısmı 4,0 mm, cilalı boyun yüzeyi yüksekliği 2,0 mm olacak şekilde toplam boyu 6.0 mm olan Straumann Cementable Abutment (Institut Straumann AG) seçildi.

Platform değişimi özelliğine sahip olmayan Standard Plus (Institut Straumann AG) implantlarda kullanılmak üzere Straumann Solid postlar (Institut Straumann AG) kural kısmı 4,0 mm olacak şekilde seçildi. Standard Plus implantların cilalı yüzeyi yüksekliğinin 1,8 mm olduğu düşünüldüğünde her iki grupta da kemik seviyesinden postun tepe noktasına olan mesafenin eşitlenmesi gerektiğinden Standard Plus implantların cilalı boyun yüzeyi yüksekliği 2,0 mm olarak modellendi. Böylece her iki grupta da kemik seviyesi ile postun tepe noktasına olan mesafe 6,0 mm olacak şekilde düzenleme yapıldı. (Şekil 3-12).



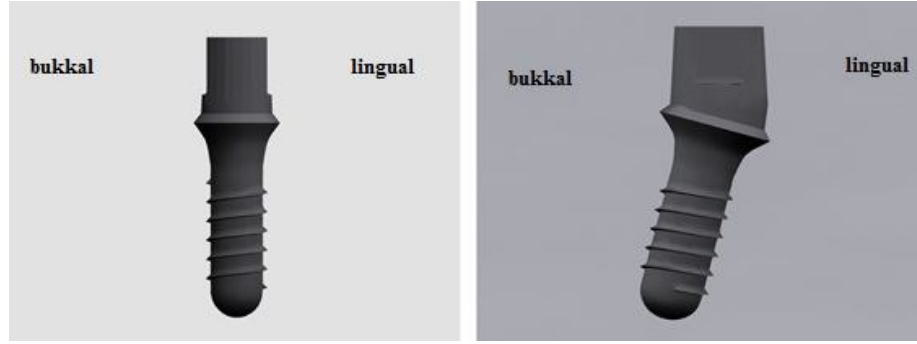
Şekil 3-31: İmplant postlarının uzunlukları

Platform değişimi özelliğine sahip implantların en önemli özelliği post çapının her iki tarafında bulunan 0,45'er mm'lik daralmalardır. Bu daralmalar implant etrafındaki kemik kaybının engellenmesi açısından önem taşıdığından, postların modellenmesi sırasında dikkate alındı.

Çalışmamızda 7 nolu implantın açılı yerleştirildiği gruplarda implantın apikal bölgesi bukkale, boyun bölgesi ise linguale doğru konumlandırılarak açılı yerleşimleri sağlandı. Bu nedenle köprü protezinin oklüzal yüzeylerinin oklüzal düzleme paralel hale getirilebilmesi amacıyla implant postları bukkale doğru 15 derece açılarak modellendi. İmplant postlarının modellenmesini takiben implantlar ve postlar birleştirilerek Algor Fempro (Algor Inc., PA, USA) programında analize hazır hale getirildi (Şekil 3-13).



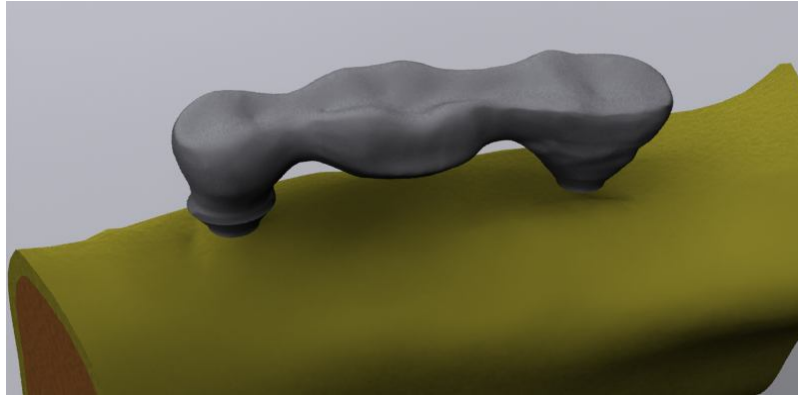
Şekil 3-13a: Bone Level implantların ve postların görünümü



Şekil 3-32b: Standard Plus implantların ve postların görünümü

3.1.4. İmplant üstü köprü protezinin modellenmesi

Çalışmamızda üst yapı olarak metal seramik köprü protezi kullanıldı. Köprü protezinin alt yapısı krom-nikel alaşımı (Şekil 3-14), üst yapısı ise feldspatik seramik olacak şekilde modellendi. (Şekil 3-16)



Şekil 3-33: Modellenen alt yapı materyali

Metal kalınlığı 0,5 mm, üst yapı seramiği kalınlığı ise kuron boyutları dikkate alınarak maksimum 2 mm olacak şekilde hazırlandı. Köprü protezine dahil olan dişlerin anatomik özelliklerinin modellenmesinde Wheeler (Wheeler 1969) atlasından ve İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda eğitim amaçlı olarak kullanılan alçı modellerden yararlanıldı. Alçı modeller Nextengine lazer tarayıcısı ile tarandıktan sonra elde edilen görüntü dosyaları olarak Rhinceros (Robert McNeel & Associates) programına aktarıldı.

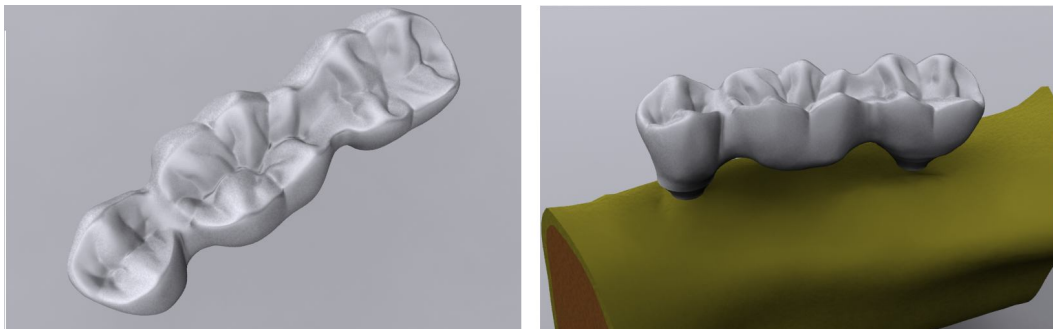
Program kullanılarak dişler Wheeler’ın (Wheeler 1969) atlasında belirtilen ideal boyutlarına getirildi (Tablo 3-3, Şekil 3-15). Dişlerin modellenmesini takiben köprü protezinde gövde dayanak bağlantı yüzeyleri 9 mm² olacak şekilde son düzenlemeler yapılarak implant üstü köprü protezinin modellenmesi tamamlandı (Şekil 3-16).



Şekil 3-34: Eğitim amaçlı kullanılan alçı modellerin görüntüsü

Kuron boyutları	2. küçükazı		1. büyükazı		2. büyükazı	
	Kole	Ekvator hattı	Kole	Ekvator hattı	Kole	Ekvator hattı
Mezio-distal	5 mm	7 mm	9 mm	11 mm	8 mm	10,5 mm
Bukko-lingual	7 mm	8 mm	9 mm	10,5 mm	9 mm	10 mm
Serviko-oklüzal	6 mm		6 mm		6 mm	

Tablo 3-6: Köprü protezine ait dişlerin kuron boyutları

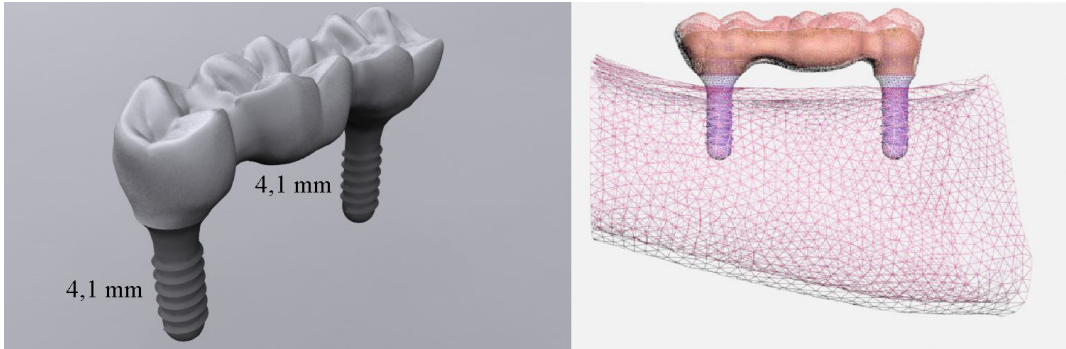


Şekil 3-35: Köprü protezi modelinin son görünümü

SP1 Grubu Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip olmayan Straumann Standard Plus implantlar uygulandı (şekil 3-17).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir ve dik yerleştirilmiştir.

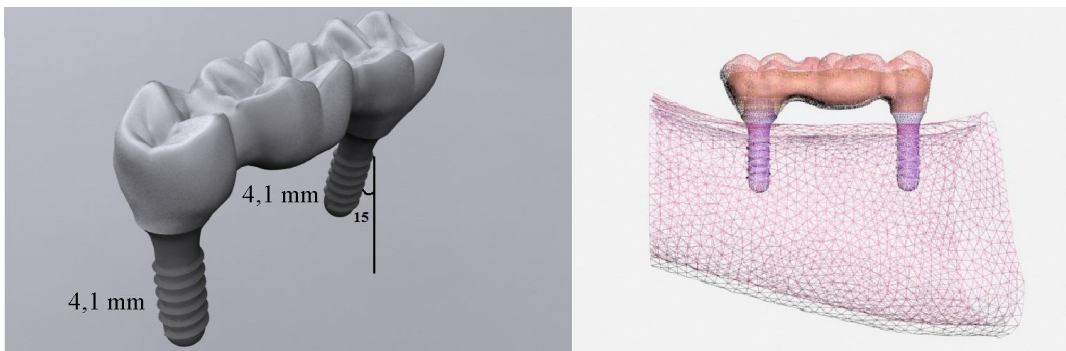


şekil 3-36: SP1 grubunda implantların görünümü

SP2 Grubu : Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip olmayan Straumann Standard Plus implantlar uygulandı (şekil 3-18).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluk ve 15° yerleştirme açısına sahiptir.



şekil 3-37: SP2 grubunda implantların görünümü

SP3 Grubu : Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip olmayan Straumann Standard Plus implantlar uygulandı (Şekil 3-19).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,8 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir ve dik yerleştirilmiştir.

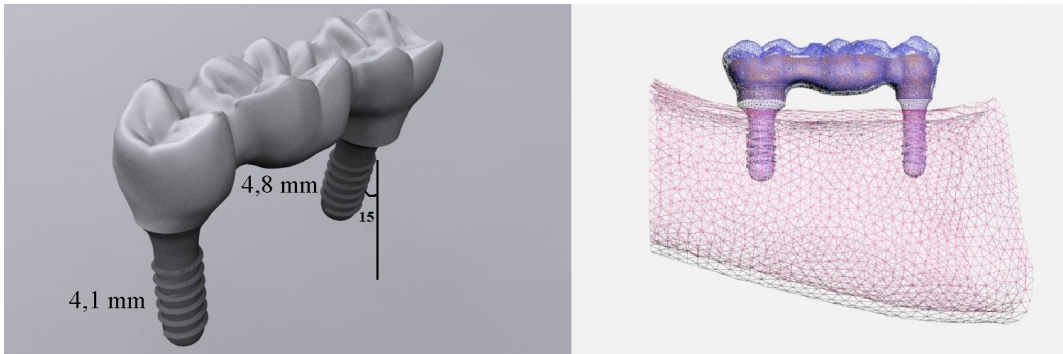


Şekil 3-38: SP3 grubunda implantların görünümü

SP4 Grubu : Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip olmayan Straumann Standard Plus implantlar uygulandı (Şekil 3-20).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,8 mm çap, 10 mm uzunluk ve 15° yerleştirme açısına sahiptir.

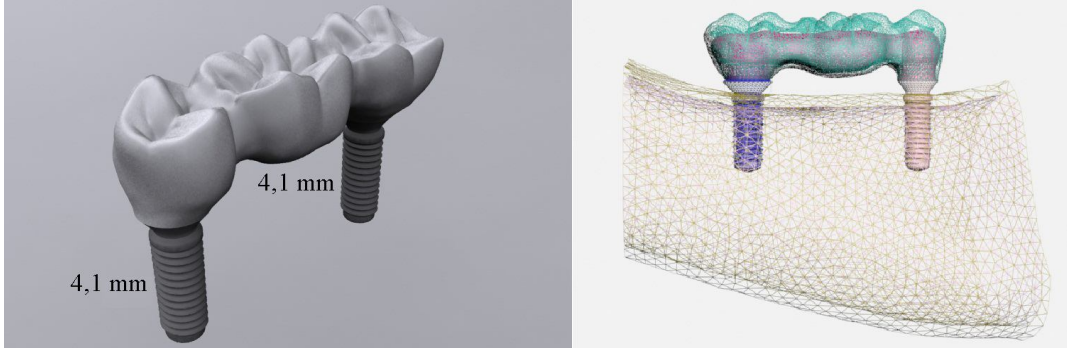


Şekil 3-39: SP4 grubunda implantların görünümü

BL1 Grubu: Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip Straumann Bone Level implantlar uygulandı (Şekil 3-21).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir ve dik yerleştirilmiştir.

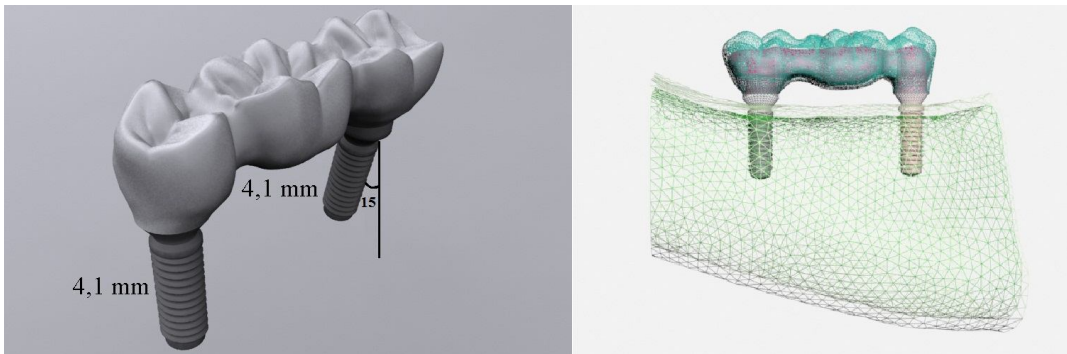


Şekil 3-40: BL1 grubunda implantların görünümü

BL2 Grubu: Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip Straumann Bone Level implantlar uygulandı (Şekil 3-22).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluk ve 15° yerleştirme açısına sahiptir.

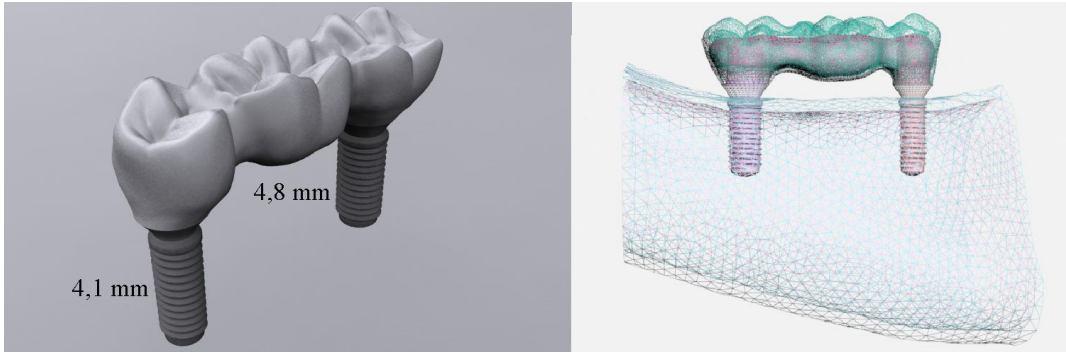


Şekil 3-41: BL2 grubunda implantların görünümü

BL3 Grubu: Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip Straumann Bone Level implantlar uygulandı (Şekil 3-23).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,8 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir ve dik yerleştirilmiştir.

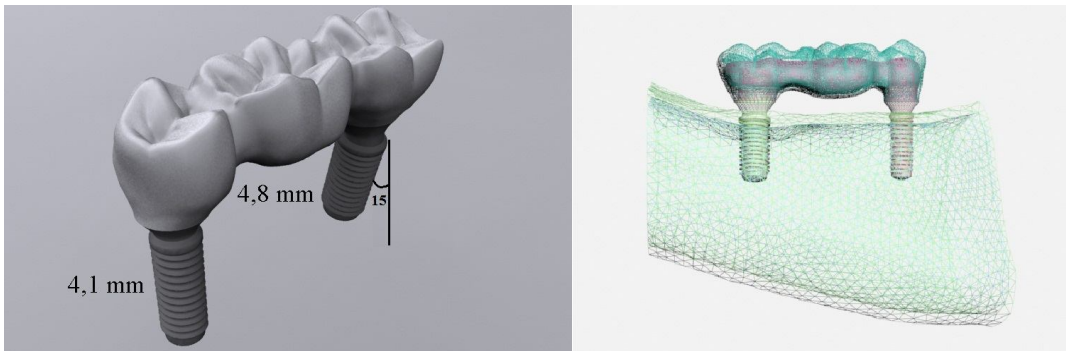


Şekil 3-42: BL3 grubunda implantların görünümü

BL4 Grubu: Köprü protezine dayanak olarak platform değişimi özelliğine sahip Straumann Bone Level implantlar uygulandı (Şekil 3-24).

5 nolu implant: 4,1 mm çap, 10 mm uzunluğa sahiptir.

7 nolu implant: 4,8 mm çap, 10 mm uzunluk ve 15° yerleştirme açısına sahiptir.



Şekil 3-43: BL4 grubunda implantların görünümü

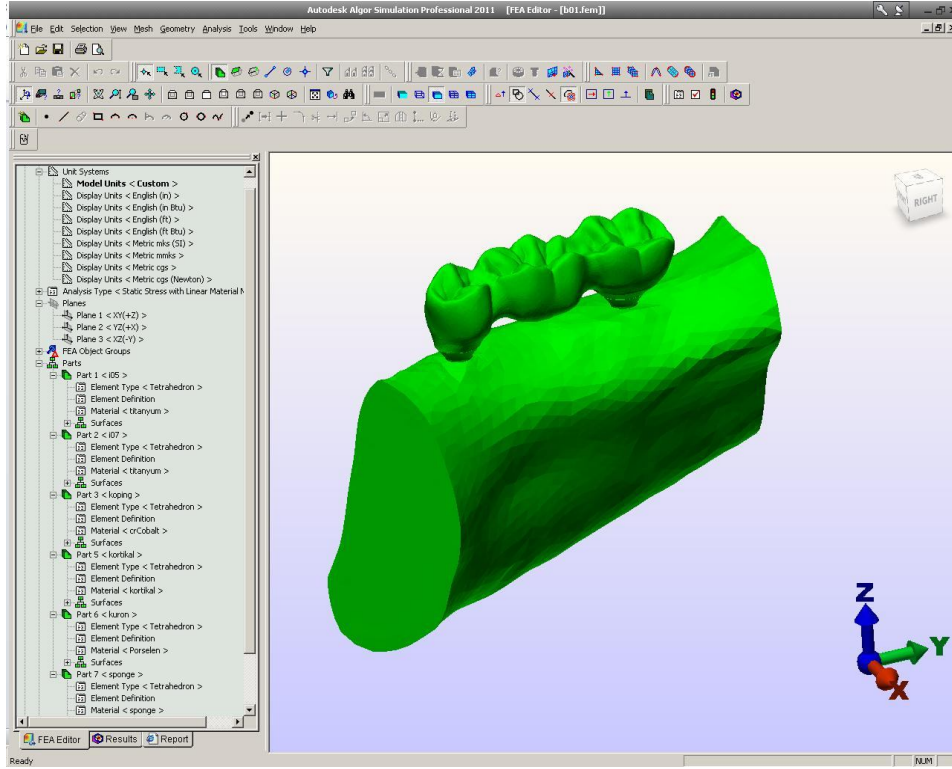
3.2. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması

Bu aşamaya kadar 3D Doctor (Able Software Co.) ve Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates) programlarında yapılan işlemler sonucunda çene kemiği, implantlar ve köprü protezi sadece yüzey yapıları bulunan içi boş modeller olarak tasarlandı. Sonlu elemanlar analizleri yapılabilmesi için modellerin içi dolu katı modeller haline getirilmesi ve elemanlara bölünmesi gerekmektedir.

Bu amaçla çalışmamızda elde edilen modeller analizlerin yapılacağı Algor Fempro (Algor Inc.) programına aktarıldı ve program sayesinde içi dolu katı modeller haline getirildi ve elemanlara bölünerek ağ yapısı oluşturuldu (Şekil 3-25). Analizlerde gerilmelerin incelenmek istendiği implant çevresindeki kortikal kemik ve implant-post birleşimi gibi bölgelerde eleman yoğunluğu artırıldı, çene kemiği modelinin dış sınırlarına doğru eleman sayısı azaltılarak gereksiz hesaplamaların önüne geçilmesi sağlandı. Bu sayede hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Çene modelleri, diş implantları ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3-4'deki gibidir.

Modeller	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
SP1	539097	79886
SP2	541762	80310
SP3	521111	76884
SP4	532162	78539
BL1	557149	99361
BL2	575928	102428
BL3	553776	98727
BL4	551309	98320

Tablo 3-7: Gruplara ait modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları



Şekil 3-44: Algor Fempro yazılımında ağ yapısı oluşturulmuş model

3.3. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

Farklı malzemelerden oluşan modellerde her bir malzemeye ait gerekli verilerin programa girilmesi sonlu elemanlar gerilme analizinin bir özelliğidir. Bu özellik sayesinde program, uygulanan yüklere karşı gerilmelerin nasıl dağılım göstereceğini tayin edecektir. Yapısal olarak homojen, izotropik ve elastik malzemeler olarak kabul ettiğimiz spongios kemik, kortikal kemik, titanyum implant, feldspatik seramik ve krom-nikel alt yapının elastiklik modülleri ve Poisson oranları Tablo 3-5'te verilmiştir (Himmlova ve ark. 2004; Sevimay ve ark. 2005; İplikçioğlu ve Akça 2002; Sütpideler ve ark. 2004; Barbier ve ark. 2008; Çağlar ve ark. 2006).

Malzeme	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Titanyum	110	0,35
Kortikal kemik	13,4	0,3
Spongios kemik	1,37	0,3
Cr – Ni alaşıımı	210	0,35
Feldspatik seramik	82,8	0,35

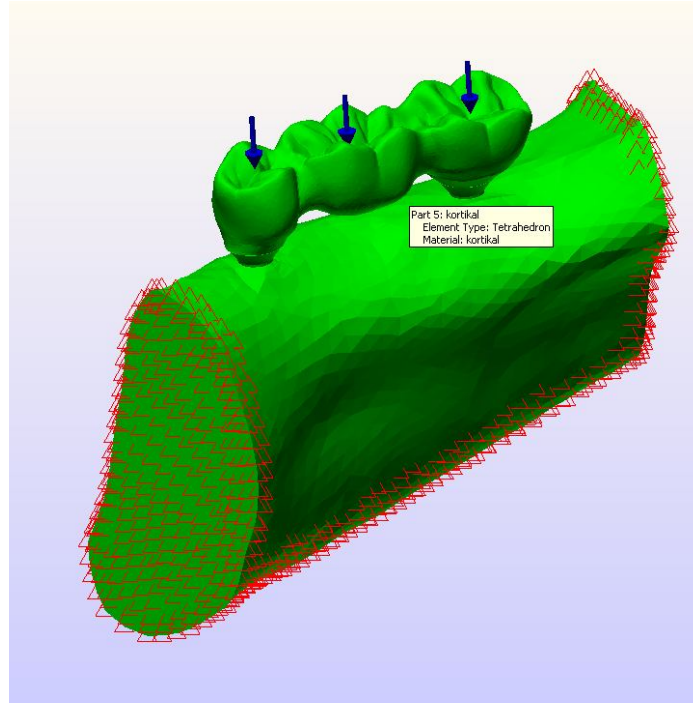
Tablo 3-8: Çalışmada kullanılan malzemelerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranı değerleri

3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi

Analizlerin yapılabilmesi için ana modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gereklidir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin birbirleri ve implantlar ile, implantların postlar ile, postların ise implant üstü protezler ile kesintisiz olarak temasta oldukları kabul edildi. Siman tabakası dikkate alınmadı. İmplantlar ise çene kemiğine %100 osseointegre kabul edildi.

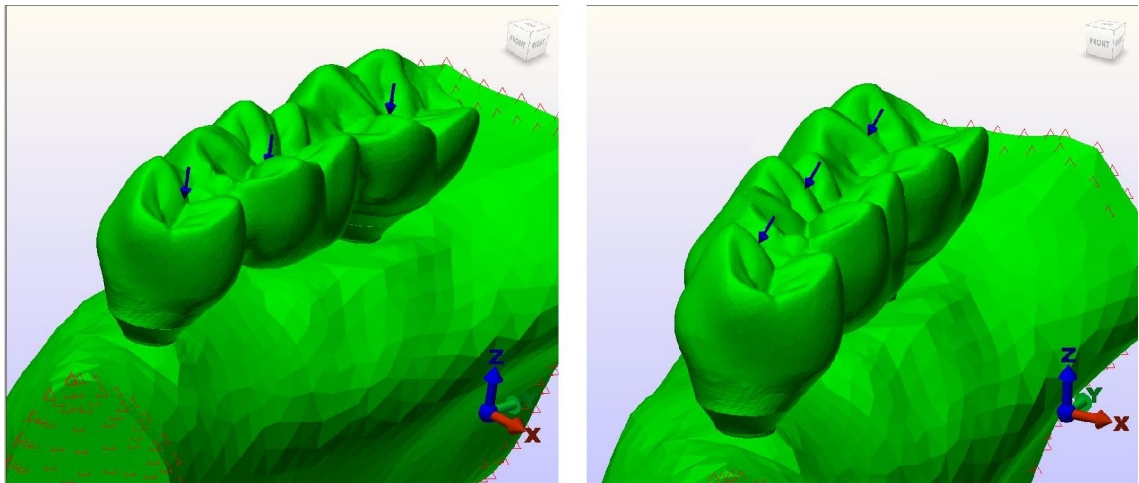
3.5. Modellere Uygulanan Yükler Ve Sınır Koşulları

Modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan alt çene modelinin mezial, distal ve inferior sınırlarına sıfır serbestlik derecesi verilerek hareketsiz hale getirildi (Şekil 3-26).



Şekil 3-45: Sınır koşullarının belirlenmesi

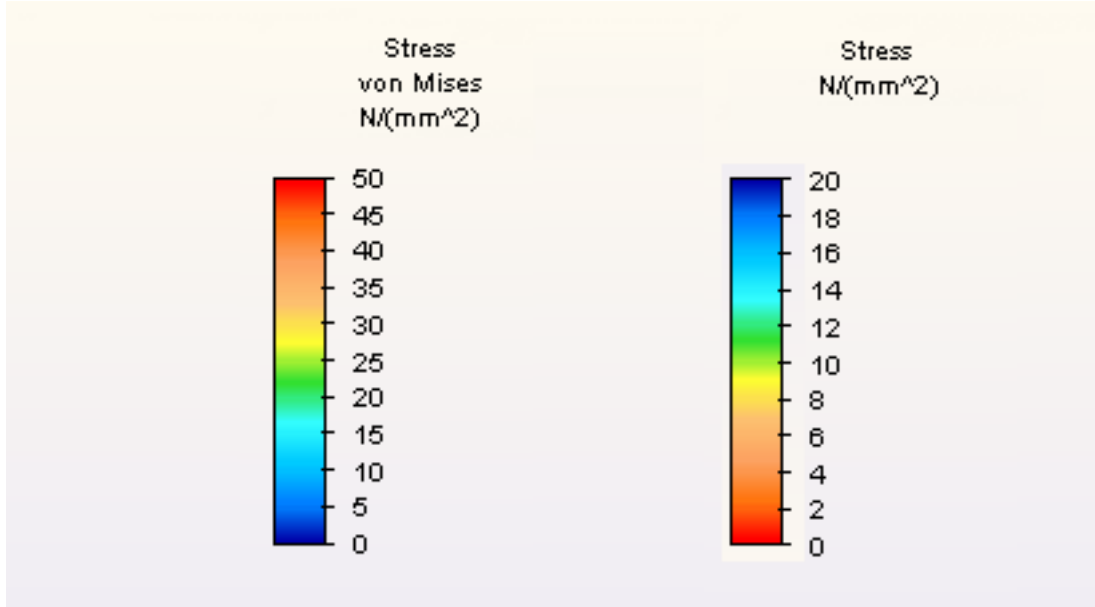
Modellere dik ve oblik yönlerde olmak üzere 2 değişik yönde oklüzal kuvvet uygulandı. Dikey kuvvetler 100 N olarak her üç dişin mezio-distal yönde santral oluklarının orta noktasına gelecek şekilde uygulandı. Oblik kuvvetler ise yine 100 N olarak 30 derece açıyla bukkal tüberküllerin lingual eğimlerine gelecek şekilde uygulandı (Şekil 3-27).



Şekil 3-46: Uygulanan fonksiyonel yüklerin lokasyonları ve uygulama açıları

Sonlu elemanlar gerilme analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi mümkün değildir. Bu nedenle gerilme değerlerinin grafiksel olarak incelenmesi büyük önem taşımaktadır.

Algor Fempro (Algor Inc.) programı, modeller üzerinde gerilme miktarlarının ölçülmesine ve gerilmelerin yoğunlaştığı alanların grafiksel olarak gösterilmesine olanak sağlamaktadır. Bu özelliğinden dolayı bütün modellerde implant – kemik ara yüzeyi ve implant-post birleşimindeki gerilme miktarları ve dağılımları renk skalaları ile gösterilmiştir (Şekil 3-28).



Şekil 3-47: Algor Fempro programında gerilme dağılımlarının renk skalası

4. BULGULAR

Çalışmamızda, gerilme değerlerinin belirlenmesinde kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların gerilme değerlerini daha güvenilir biçimde veren Asal Gerilme değerlerinden yararlanılırken, titanyum gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenilir sonuç veren Von Misses gerilme değerlerinden faydalanılmıştır.

Bulgular elde edilirken en yüksek ölçümler dikkate alınmıştır. Bu nedenle tablolarda belirtilen sayısal değerler kemikte veya implantlarda tespit edilen en yüksek ölçümlerdir. Bulgularda düşük gerilme değeri veren gruplar avantajlı, yüksek gerilme değerini gruplar ise dezavantajlı olduğu kabul edilmiştir (Tablo 4-1, Tablo 4-2). Buna ilave olarak analizler sırasında çene kemiğinde ve implantlarda oluşan gerilmeler renklendirilmiş görüntüler olarak da sunulmuştur.

Bulgularda ilk bölümde her bir gruba ait krestal kemik ve Von Misses ölçümleri sunulmakta, ikinci bölümde ölçümler boyun geometrisi, implantın yerleşim açısı ve çapı gibi kriterlere göre karşılaştırılmaktadır. Son bölümde ise farklı boyun geometrisine sahip gruplar arasında implant-post birleşiminde ölçülen Von Misses gerilmelerinin karşılaştırılması yapılmaktadır.

Grup Kodu	Dayanak İmplant	Dikey Yükleme (MPa)	Oblik Yükleme (MPa)
SP1	5	11,79	43,03
	7	11,64	44,04
SP2	5	17,70	55,56
	7	25,29	95,57
SP3	5	10,26	35,17
	7	8,45	27,10
SP4	5	12,43	40,89
	7	16,39	81,20
BL1	5	9,55	34,08
	7	9,79	35,51
BL2	5	15,11	40,66
	7	19,98	75,49
BL3	5	8,51	28,38
	7	6,75	23,30
BL4	5	10,54	35,98
	7	13,79	61,53

Tablo 4-9: Krestal kemikte tespit edilen gerilme değerleri

Grup Kodu	Dayanak İmplant	Dikey Yükleme (MPa)	Oblik Yükleme (MPa)
SP1	5	14,06	43,52
	7	14,20	43,08
SP2	5	17,25	55,80
	7	24,13	105,61
SP3	5	11,46	38,18
	7	9,31	32,19
SP4	5	12,00	42,36
	7	15,63	85,54
BL1	5	16,12	49,38
	7	16,34	49,53
BL2	5	20,18	65,46
	7	32,92	115,39
BL3	5	14,99	43,64
	7	12,66	36,08
BL4	5	15,36	54,02
	7	19,93	100,86

Tablo 4-10: İmplantlarda tespit edilen Von Misses gerilmesi değerleri

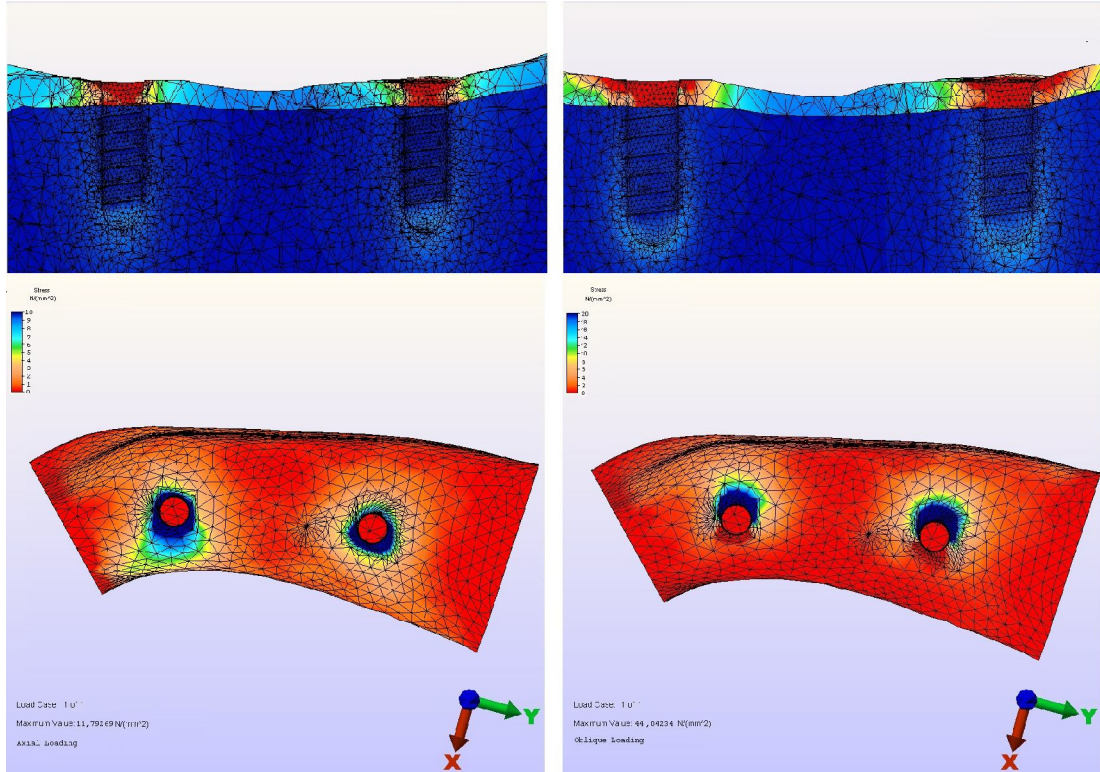
4.1. SP1 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
SP1	4,1 mm	4,1 mm ve 0°

Tablo 4-11: SP1 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

4.1.1. SP1 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

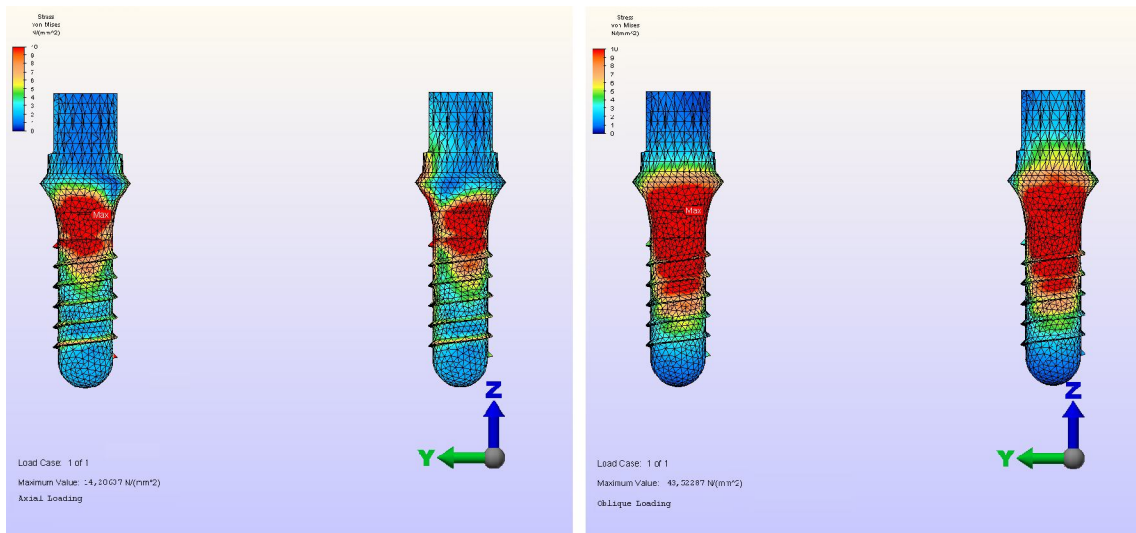
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial bölgesindeki kortikal kemikte 11,79 MPa,
 - 7 nolu implantın lingual kortikalinde 11,64 MPa olarak saptandı (Şekil 4-1).
- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın bukkal bölgesindeki kortikal kemikte 43,03 MPa,
 - 7 nolu implantın bukkal kortikalinde 44,04 MPa olarak saptandı (Şekil 4-1).



Şekil 4-48: SP1 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.1.2. SP1 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 14,06 MPa,
 - 7 nolu implantın lingual boyun bölgesinde 14,20 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-2).
- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 43,52 MPa,
 - 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 43,08 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-2).



Şekil 4-49: SP1 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

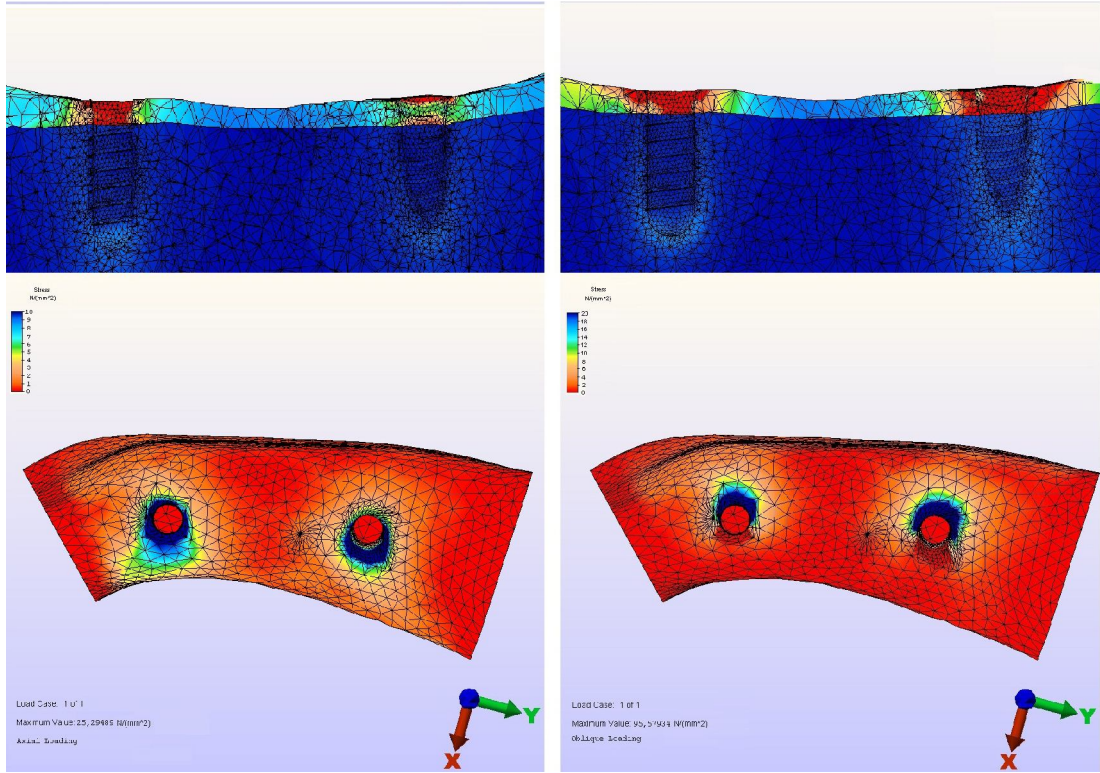
4.2. SP2 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
SP2	4,1 mm	4,1 mm ve 15°

Tablo 4-12: SP2 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

4.2.1. SP2 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

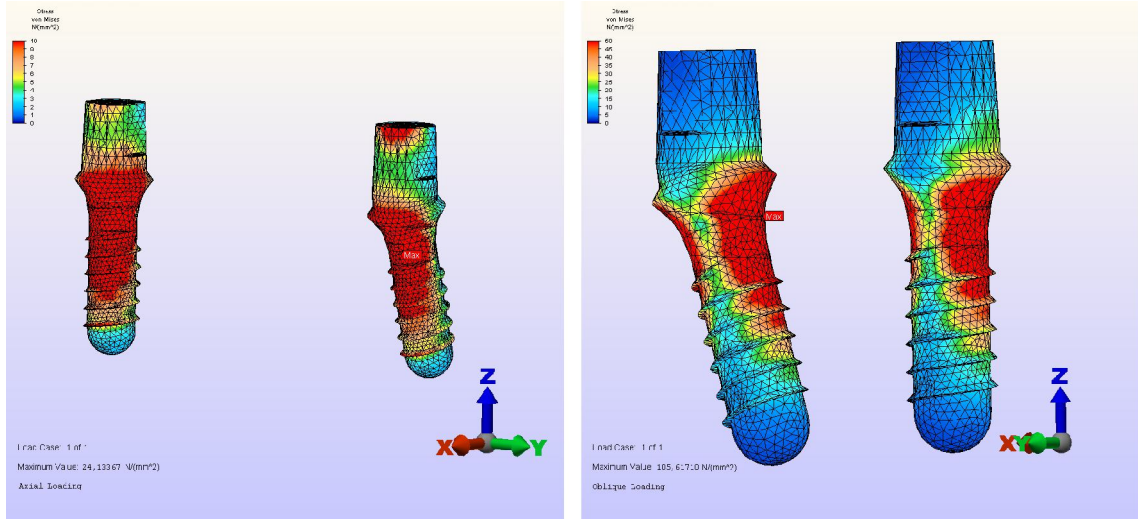
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial bölgesindeki kortikal kemikte 17,70 MPa,
 - 7 nolu implantın lingual kortikalinde 25,29 MPa olarak saptandı (Şekil 4-3).
- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın bukkal bölgesindeki kortikal kemikte 55,56 MPa,
 - 7 nolu implantın bukkal kortikalinde 95,57 MPa olarak saptandı (Şekil 4-3).



Şekil 4-50: SP2 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.2.2. SP2 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 17,25 MPa,
 - 7 nolu implantın lingual boyun bölgesinde 24,13 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-4).
- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 55,80 MPa,
 - 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 105,61 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-4).



Şekil 4-51 : SP2 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

4.3. SP3 Grubunda Elde Edilen Bulgular

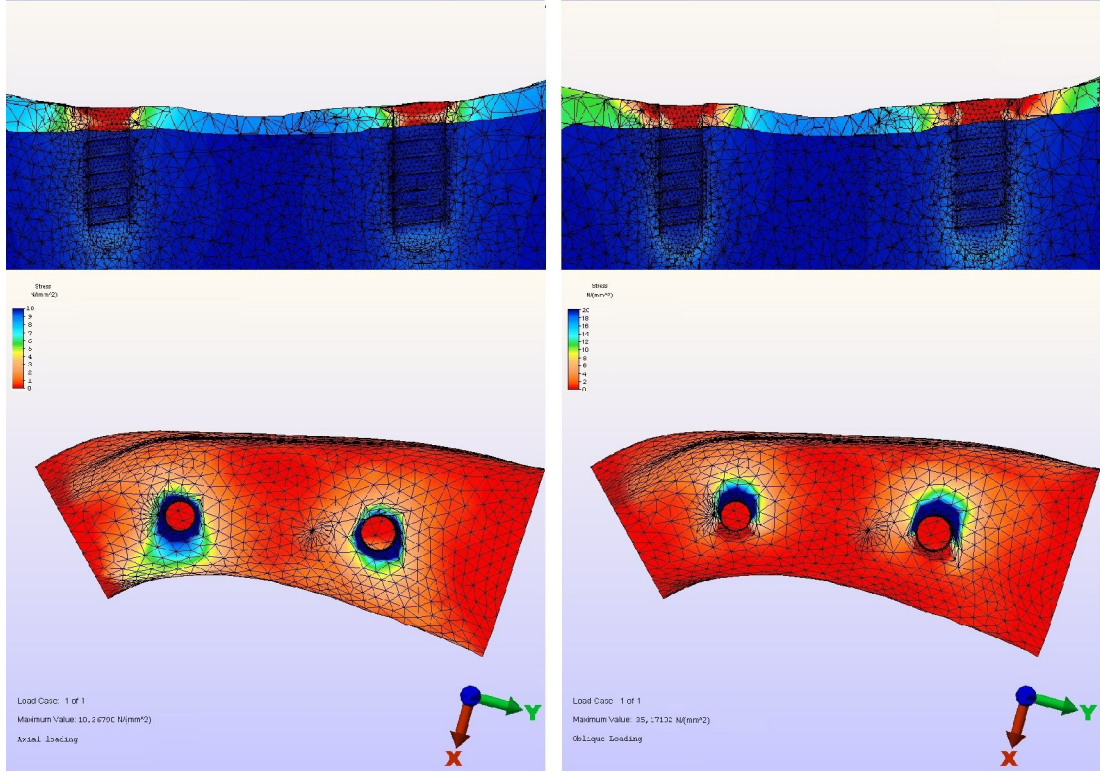
Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
SP3	4,1 mm	4,8 mm ve 0°

Tablo 4-13: SP3 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

4.3.1. SP3 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial bölgesine komşu kortikal kemikte 10,26 MPa,
 - 7 nolu implantın lingual kortikalinde 8,45 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-5).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın bukkal bölgesine komşu kortikal kemikte 35,17 MPa,
 - 7 nolu implantın bukkal kortikalinde 27,10 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-5).

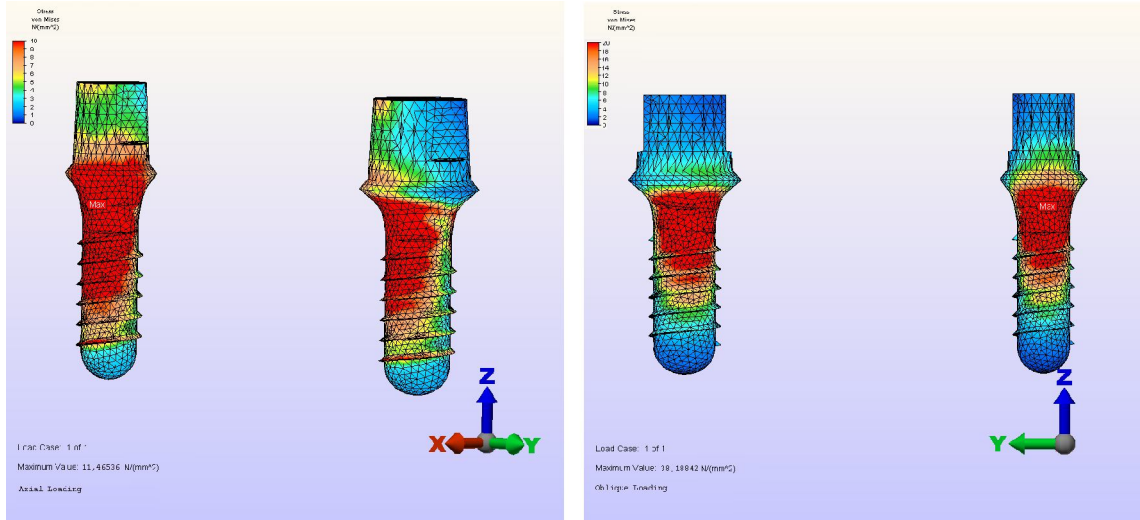


Şekil 4-52: SP3 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.3.2. SP3 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 11,46 MPa,
 - 7 nolu implantın lingual boyun bölgesinde 9,31 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-6).
- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 38,18 MPa,

- 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde ise 32,19 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-6).



Şekil 4-53: SP3 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

4.4. SP4 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
SP4	4,1 mm	4,8 mm ve 15°

Tablo 4-14: SP4 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

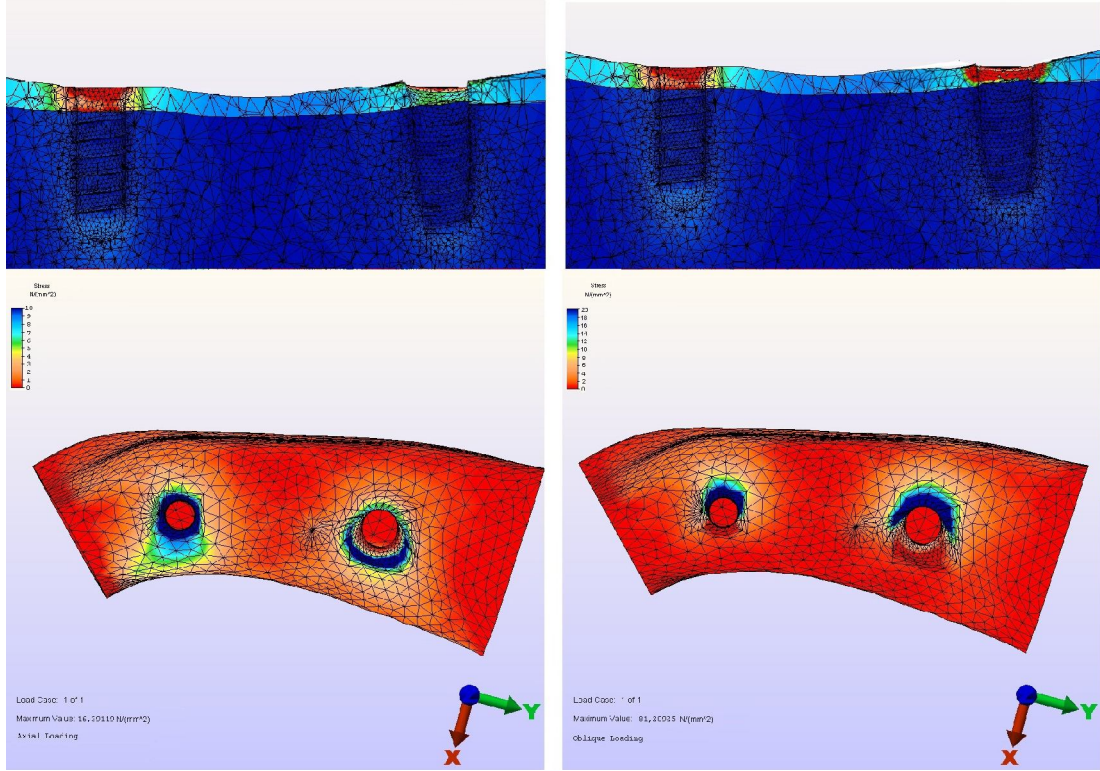
4.4.1. SP4 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 12,43 MPa,

- 7 nolu implantın lingual kortikalinde 16,39 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-7).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 40,89 MPa,
- 7 nolu implantın bukkal bölgesinde 81,20 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-7).



Şekil 4-54: SP4 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

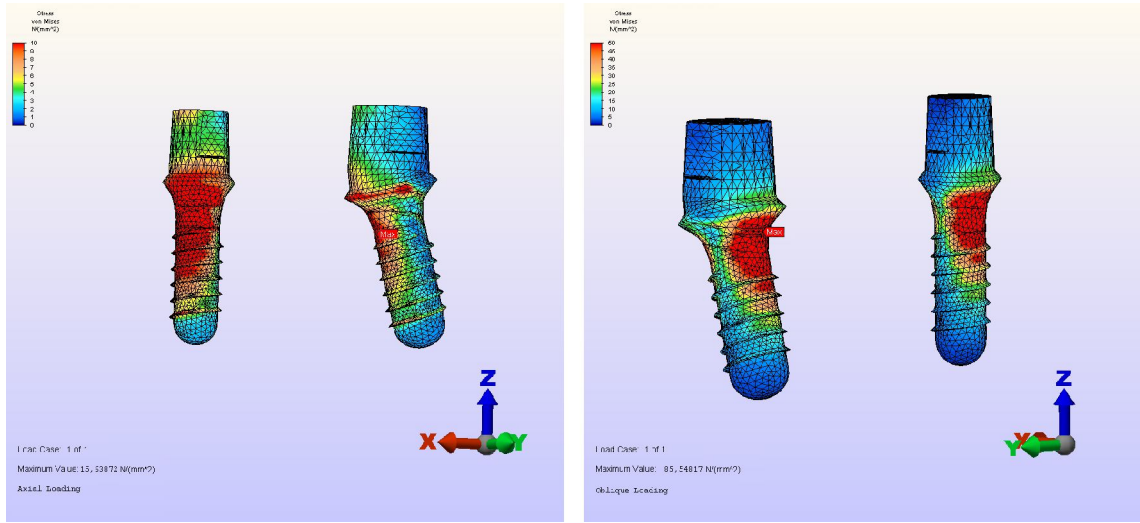
4.4.2. SP4 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 12,00 MPa,
- 7 nolu implantın ise lingual boyun bölgesinde 15,63 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-8).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 42,36 MPa,
- 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 85,54 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-8).



Şekil 4-55: SP4 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

4.5. BL1 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
BL1	4,1 mm	4,1 mm ve 0°

Tablo 4-15: BL1 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

4.5.1. BL1 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

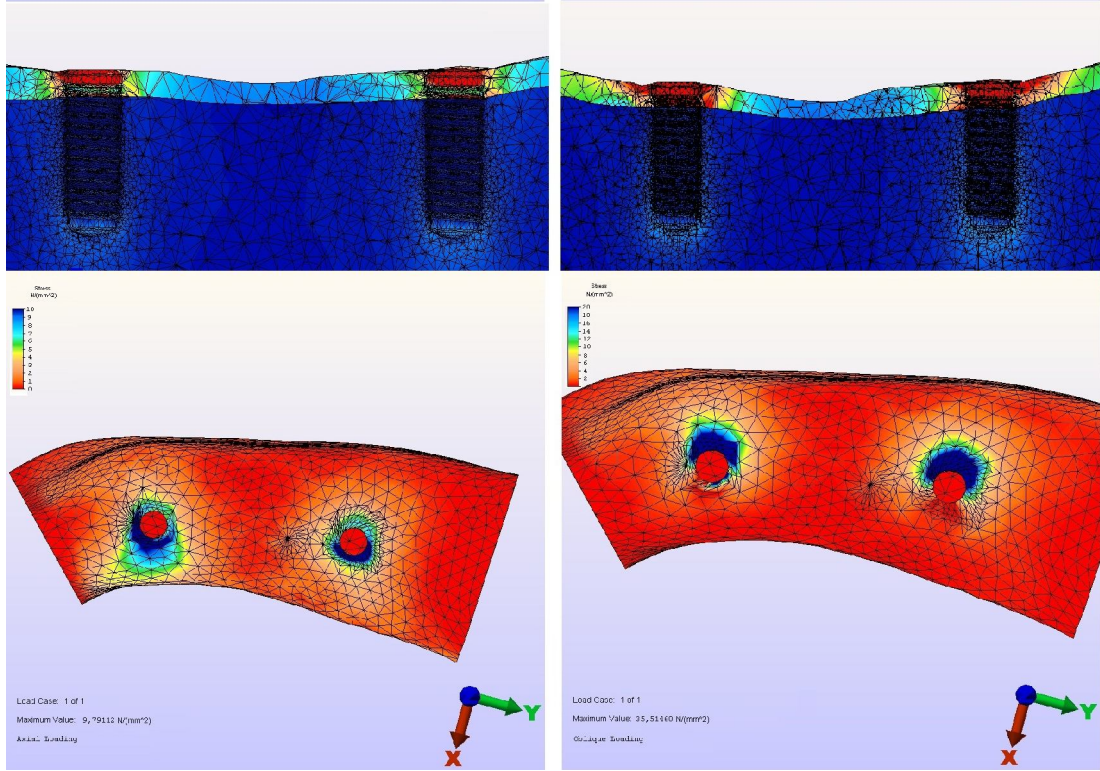
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesine komşu kortikal bölgede 9,55 MPa,

- 7 nolu implantın lingual kortikalinde ise 9,79 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-9).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesine komşu kortikal bölgede 34,08 MPa,
- 7 nolu implantın bukkal kortikalinde ise 35,51 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-9).



Şekil 4-56: BL1 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.5.2. BL1 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

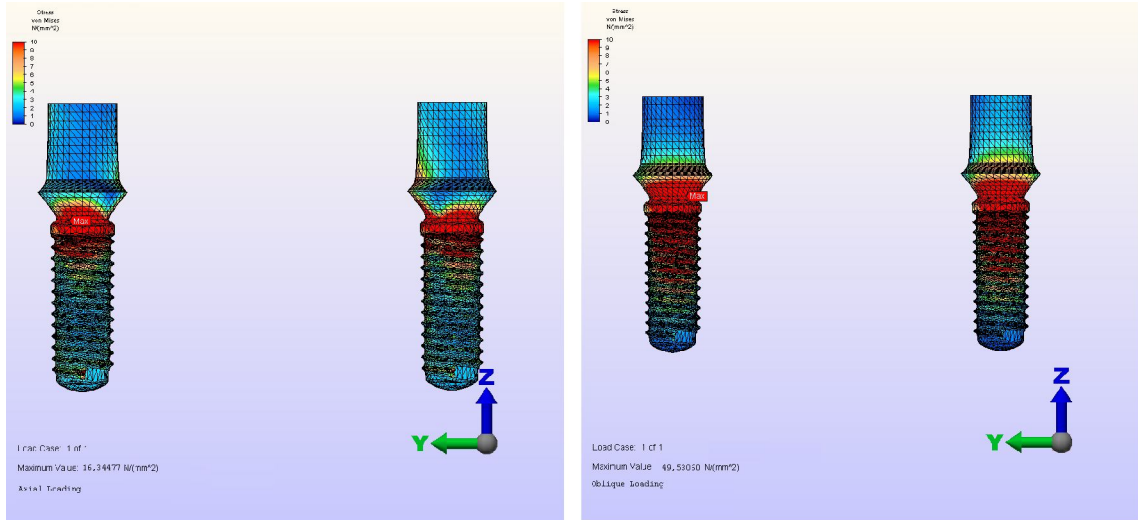
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 16,12 MPa,
- 7 nolu implantın lingual boyun bölgesinde 16,34 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-10).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 49,38 MPa,
- 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 49,53 MPa olarak ölçülmüştür

(Şekil 4-10).



Şekil 4-57: BL1 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

4.6. BL2 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
BL2	4,1 mm	4,1 mm ve 15°

Tablo 4-16: BL2 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

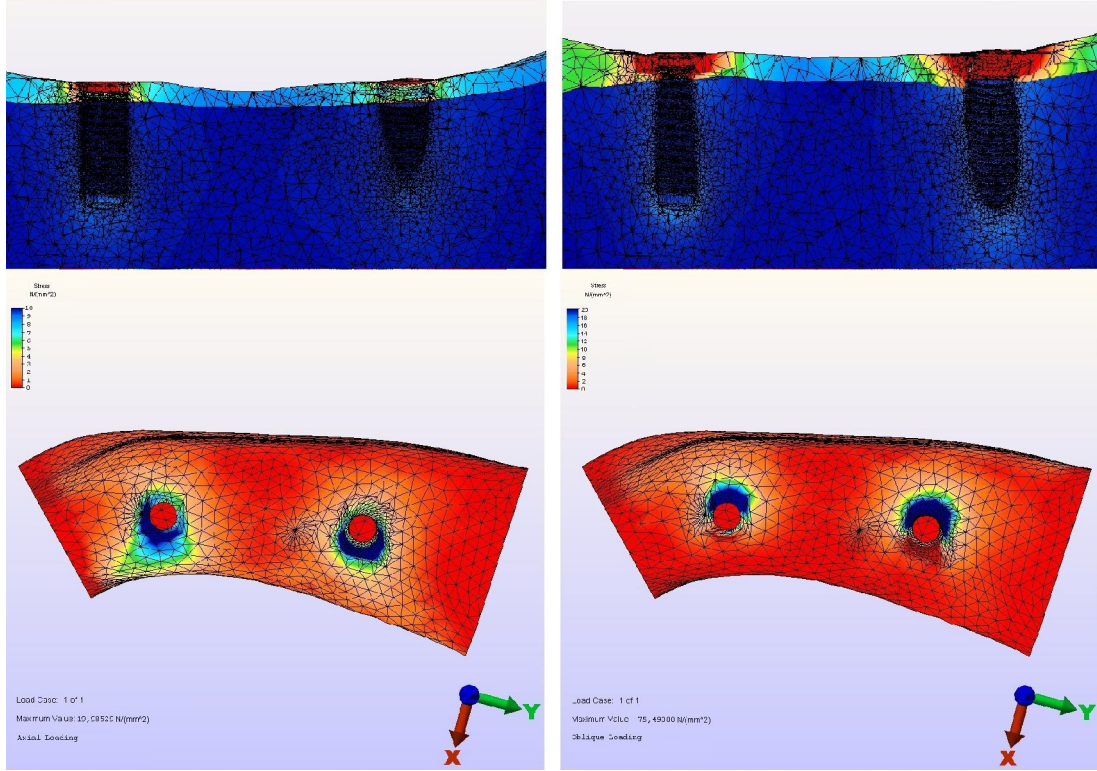
4.6.1. BL2 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**
 - 5 nolu implantın mezial boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 15,11 MPa,

- 7 nolu implantın lingual kortikalinde 19,98 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-11).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 40,66 MPa,
- 7 nolu implantın bukkal kortikalinde 75,49 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-11).



Şekil 4-58: BL2 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.6.2. BL2 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

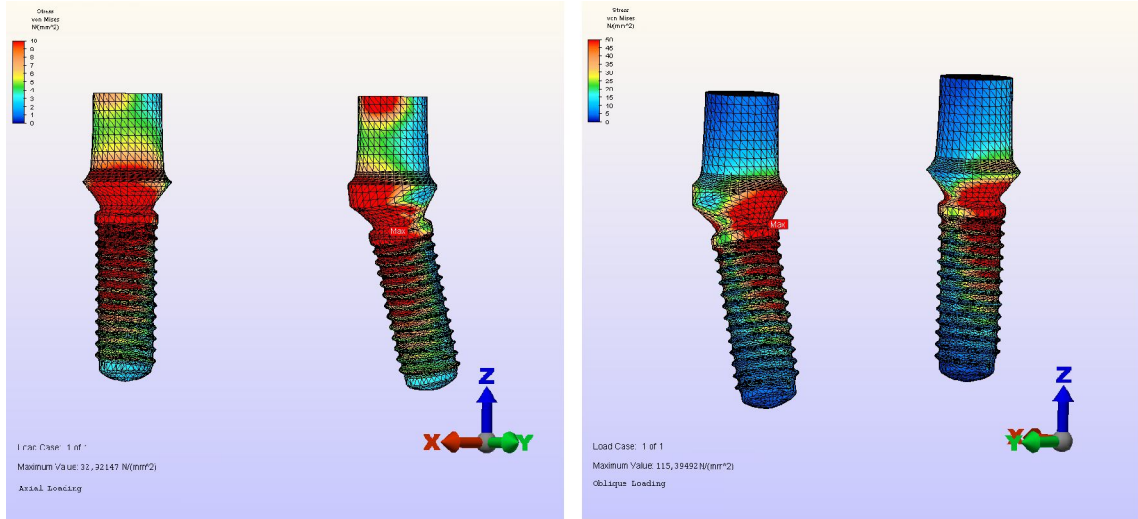
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 20,18 MPa,
- 7 nolu implantın lingual boyun bölgesinde 32,92 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-12).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 65,46 MPa,

- 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 115,39 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-12).



Şekil 4-59: BL2 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

4.7. BL3 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
BL3	4,1 mm	4,8 mm ve 0°

Tablo 4-17: BL3 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

4.7.1. BL3 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

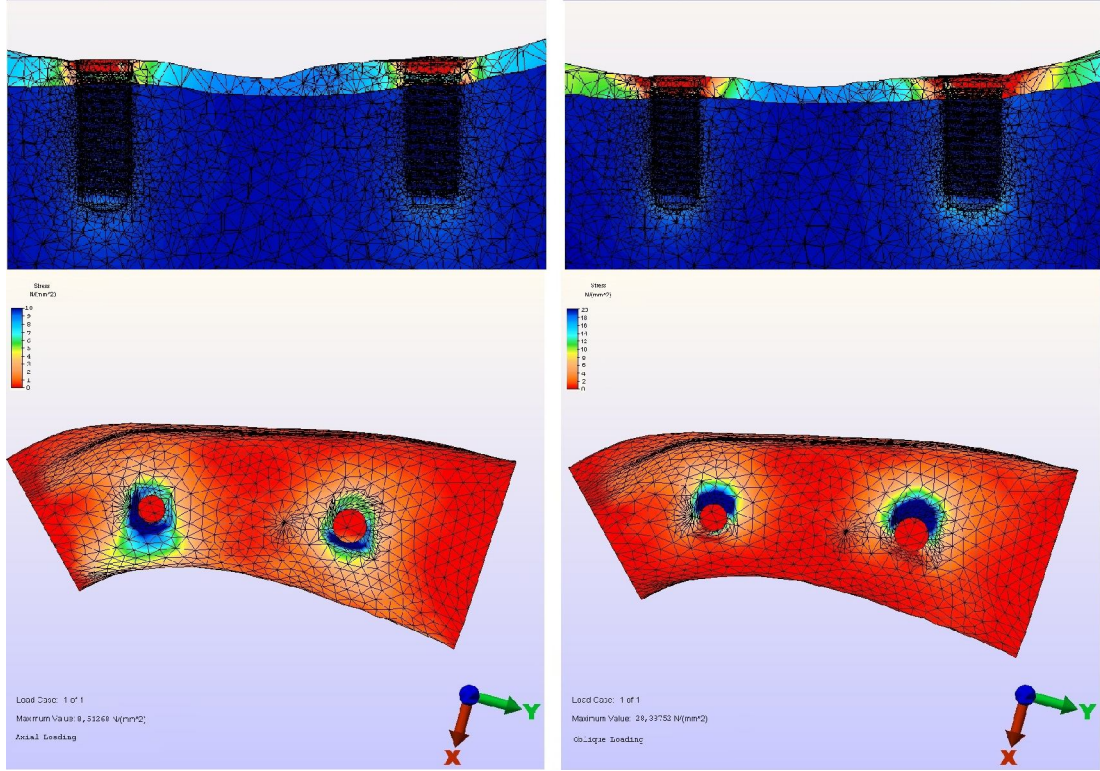
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 8,51 MPa,

- 7 nolu implantın lingual kortikalinde 6,75 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-13).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 28,38 MPa,
- 7 nolu implantın bukkal kortikalinde 23,30 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-13).



Şekil 4-60: BL3 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.7.2. BL3 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

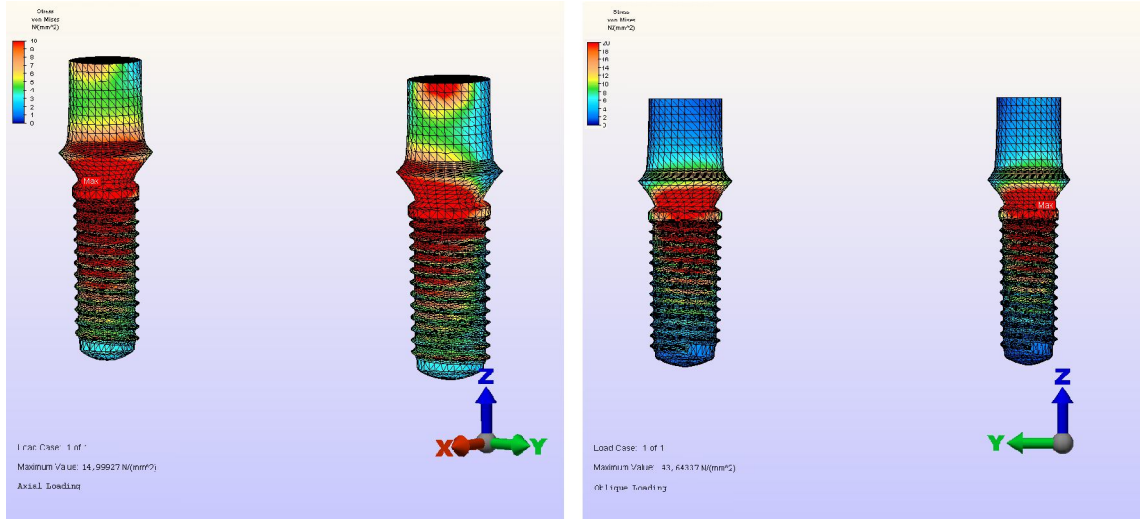
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 14,99 MPa,
- 7 nolu implantın ise lingual boyun bölgesinde 12,66 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-14).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 43,64 MPa,

- 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 36,08 MPa olarak tespit edildi
(Şekil 4-14).



Şekil 4-61: BL3 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Mises gerilmesi dağılımları

4.8. BL4 Grubunda Elde Edilen Bulgular

Grup Kodu	5 nolu implant çapı	7 nolu implant çapı ve açısı
BL4	4,1 mm	4,8 mm ve 15°

Tablo 4-18: BL4 grubunda kullanılan implant çapları ve yerleştirme açıları

4.8.1. BL4 grubunda krestal kemikte oluşan gerilme değerlerine ait bulgular

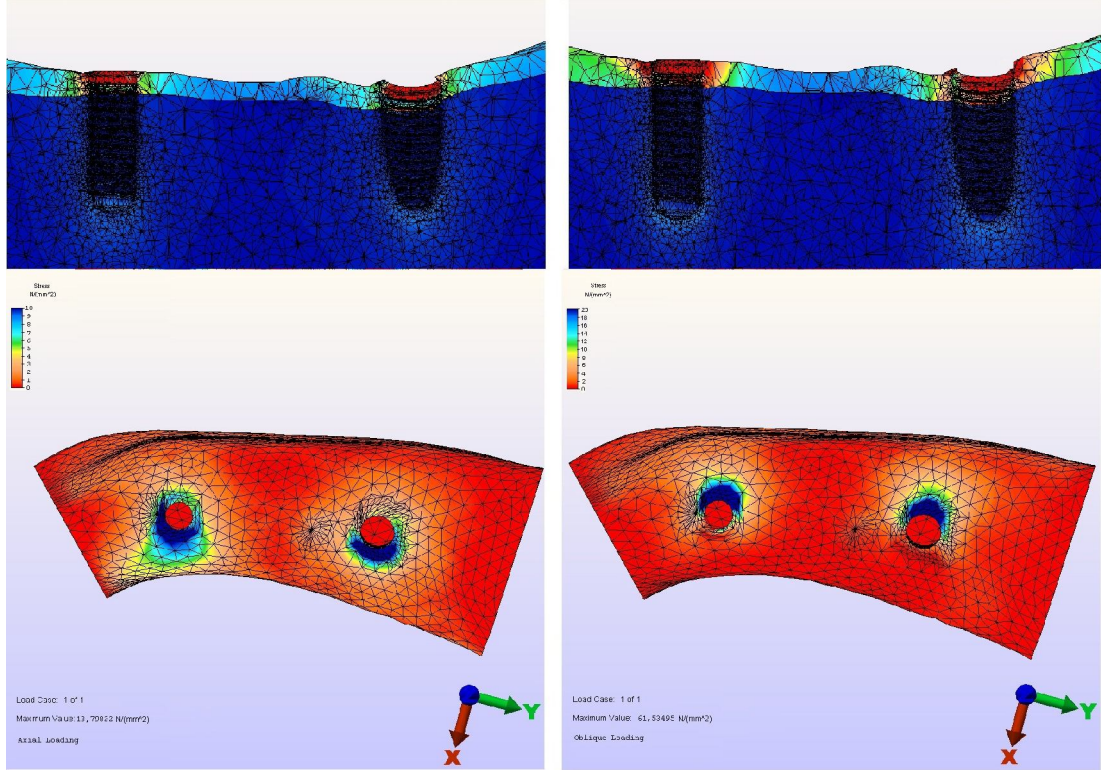
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- 5 nolu implantın mezial boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 10,54 MPa,

- o 7 nolu implantın lingual kortikalinde 13,79 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-15).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- o 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesine komşu kortikal kemikte 35,98 MPa,
- o 7 nolu implantın bukkal kortikalinde 61,53 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-15).



Şekil 4-62: BL4 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu krestal kemikte oluşan gerilme dağılımları

4.8.2. BL4 grubunda Von Misses gerilmesi değerlerine ait bulgular

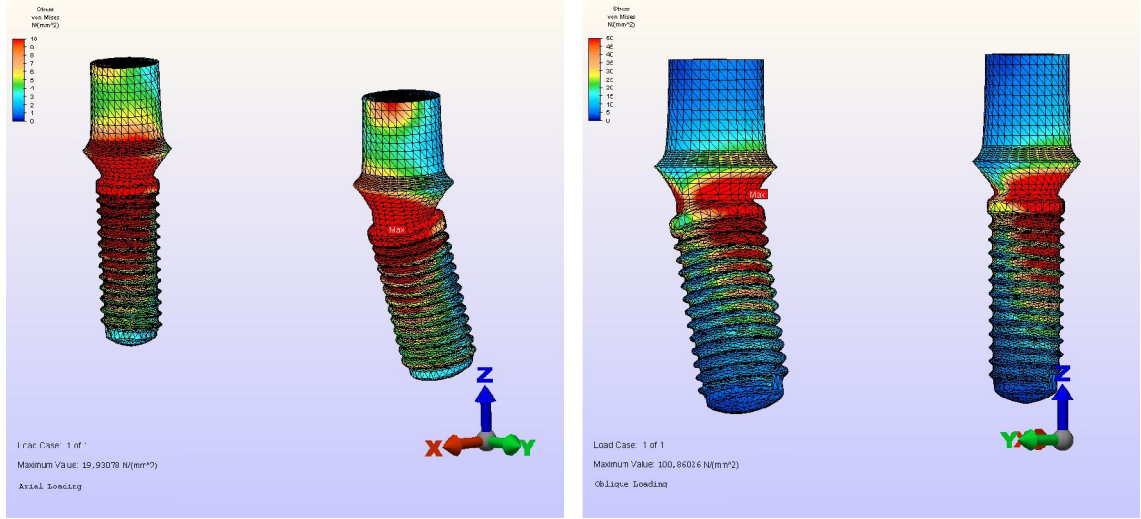
- **Dikey yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- o 5 nolu implantın mezial boyun bölgesinde 15,36 MPa,
- o 7 nolu implantın ise lingual boyun bölgesinde 19,93 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-16).

- **Oblik yönde yükleme sonucu elde edilen bulgular**

- o 5 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 54,02 MPa,

- o 7 nolu implantın bukkal boyun bölgesinde 100,86 MPa olarak tespit edildi (Şekil 4-16).



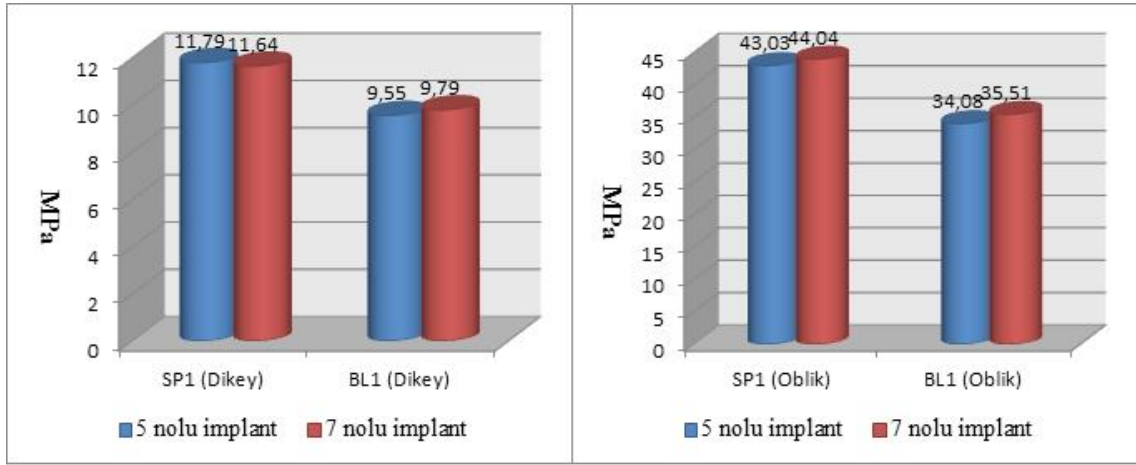
Şekil 4-63: BL4 grubunda dikey ve oblik yüklemeler sonucu oluşan Von Misses gerilmesi dağılımları

4.9. Krestal Kemikte Tespit Edilen Gerilme Değerlerinin Karşılaştırılması

4.9.1. Boyun geometrisi farklı grupların karşılaştırılması

- **SP1 ve BL1 grupları**

Hem SP1 hem de BL1 grubunda 5 ve 7 nolu implantın çevresindeki gerilme değerleri birbirine yakın tespit edilmiştir. Platform değişimi uygulanan implantlarda gerilmeler dikey yüklemelerde 5 nolu implantta %19, 7 nolu implantta %15,9 daha düşük tespit edilmiştir. Oblik yüklemelerde ise 5 nolu implantta %20,8 , 7 nolu implantta ise %19,4 daha düşük tespit edilmiştir (Grafik 4-1).

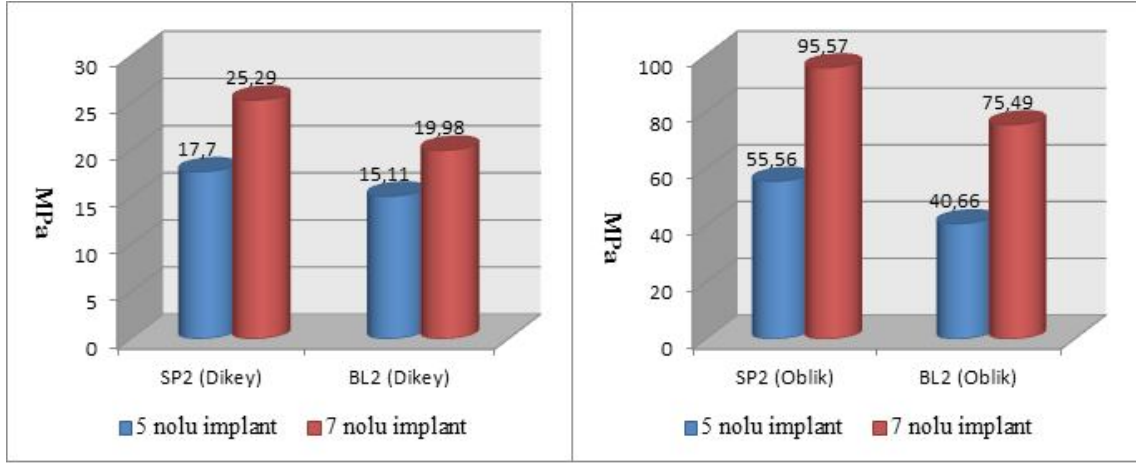


Grafik 4-1: SP1 ve BL1 gruplarının karşılaştırılması

•

SP2 ve BL2 grupları

Bu gruplarda en yüksek gerilme değerleri 7 nolu implantın çevresinde tespit edilmiştir. Platform değişimi uygulanan implantlarda gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %14,7 , 7 nolu implantta %21 daha düşük tespit edilmiştir. Oblik yüklemde ise 5 nolu implantta %26,9 , 7 nolu implantta ise %21 daha düşük tespit edilmiştir (Grafik 4-2).

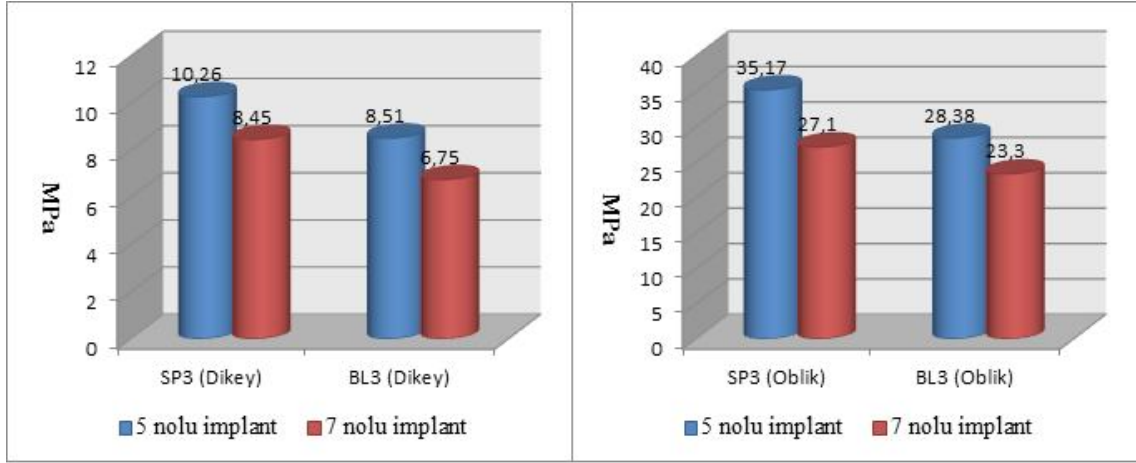


Grafik 4-2: SP2 ve BL2 gruplarının karşılaştırılması

•

SP3 ve BL3 grupları

7 nolu implantın çapının arttırıldığı gruplarda bu implantın çevresindeki gerilmelerde azalma tespit edilmiştir. Platform değişimi uygulanan implantlarda gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %17,1 , 7 nolu implantta %20,2 daha düşük tespit edilmiştir. Oblik yüklemde ise 5 nolu implantta %19,3 , 7 nolu implantta ise %14 daha düşük tespit edilmiştir (Grafik 4-3).

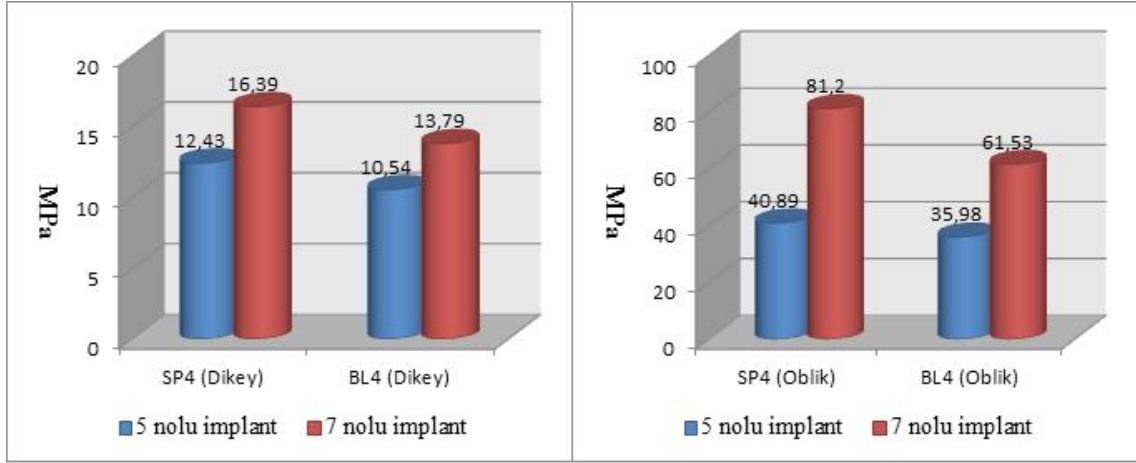


Grafik 4-3: SP3 ve BL3 gruplarının karşılaştırılması

•

SP4 ve BL4 grupları

SP4 ve BL4 gruplarında yüksek gerilme değerleri açılı yerleştirilen 7 nolu implantın çevresinde olduğu tespit edilmiştir. Platform değişimi uygulanan implantlarda gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %15,3 , 7 nolu implantta %15,9 daha düşük tespit edilmiştir. Oblık yüklemde ise 5 nolu implantta %12 , 7 nolu implantta ise %24,2 daha düşük tespit edilmiştir (Grafik 4-4).

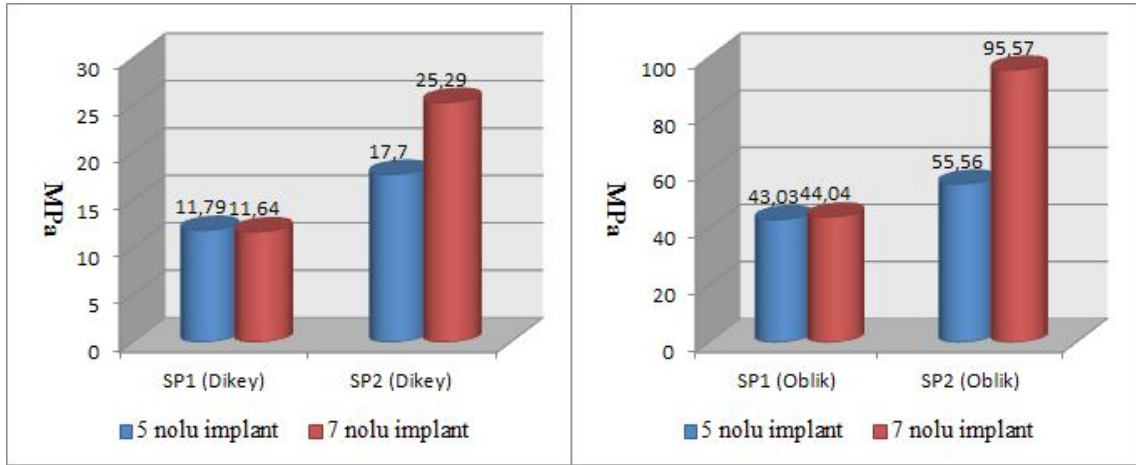


Grafik 4-4: SP4 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması

4.9.2. Yerleştirme açıları farklı grupların karşılaştırılması

- SP1 ve SP2 grupları**

7 nolu implantın 15^0 açılı yerleştirildiği SP2 grubunda gerilmeler SP1 grubuna oranla dikey yüklemde %117,2 oblik yüklemelerde ise %117 oranında artış göstermiştir. 7 nolu implantın açılı yerleştirilmesi 5 nolu implantın çevresindeki gerilmelerin dikey yüklemde %50,1 oblik yüklemde ise %29,01 oranında artmasına neden olmuştur (Grafik 4-5).

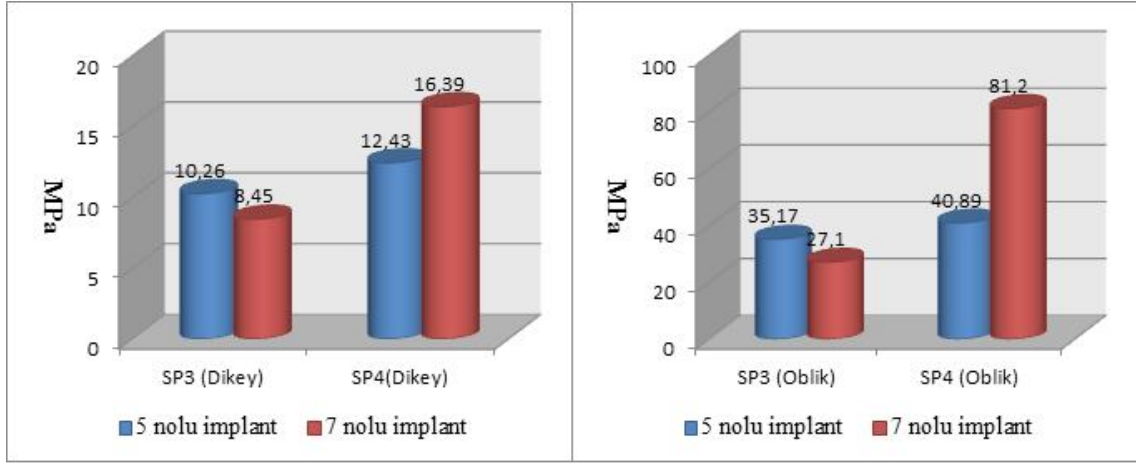


Grafik 4-5: SP1 ve SP2 gruplarının karşılaştırılması

•

SP3 ve SP4 grupları

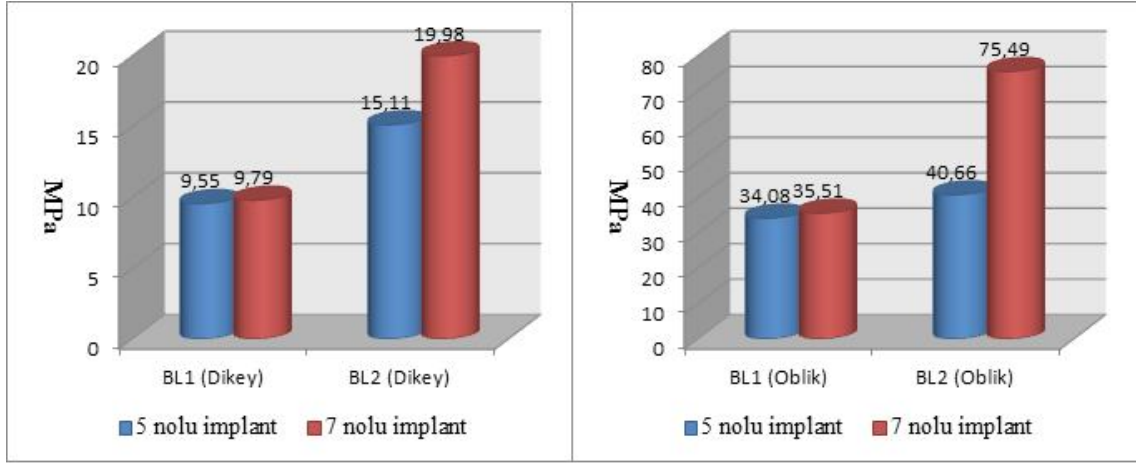
7 nolu implantın 15^0 açılı yerleştirildiği SP4 grubunda gerilmeler SP3 grubuna oranla dikey yüklemelerde %93,9 oblik yüklemelerde ise %99,5 oranında artış göstermiştir. 7 nolu implantın açılı yerleştirilmesi 5 nolu implantın çevresindeki gerilmelerin dikey yüklemelerde %21,1 oblik yüklemelerde ise %16,2 oranında artmasına neden olmuştur (Grafik 4-6).



Grafik 4-6: SP3 ve SP4 gruplarının karşılaştırılması

- **BL1 ve BL2 grupları**

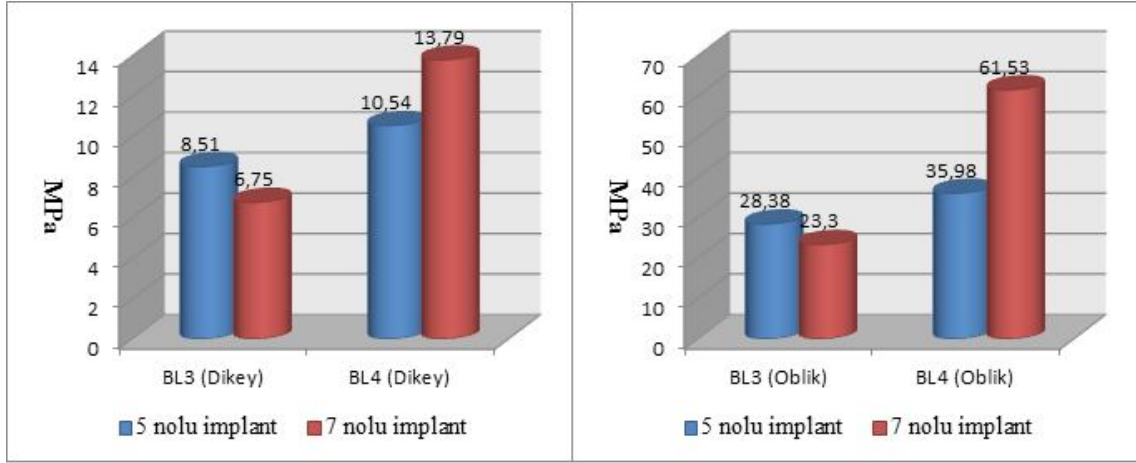
7 nolu implantın 15^0 açılı yerleştirildiği BL2 grubunda gerilmeler BL1 grubuna oranla dikey yüklemde %104 oblik yüklemelerde ise %112,5 oranında artış göstermiştir. 7 nolu implantın açılı yerleştirilmesi 5 nolu implantın çevresindeki gerilmelerin dikey yüklemde %58,2 oblik yüklemde ise %19,3 oranında artmasına neden olmuştur (Grafik 4-7).



Grafik 4-7: BL1 ve BL2 gruplarının karşılaştırılması

- **BL3 ve BL4 grupları**

7 nolu implantın 15^0 açılı yerleştirildiği BL4 grubunda gerilmeler BL3 grubuna oranla dikey yüklemde %104,2 oblik yüklemelerde ise %124 oranında artış göstermiştir. 7 nolu implantın açılı yerleştirilmesi 5 nolu implantın çevresindeki gerilmelerin dikey yüklemde %23,8 oblik yüklemde ise %26,7 oranında artmasına neden olmuştur (Grafik 4-8).



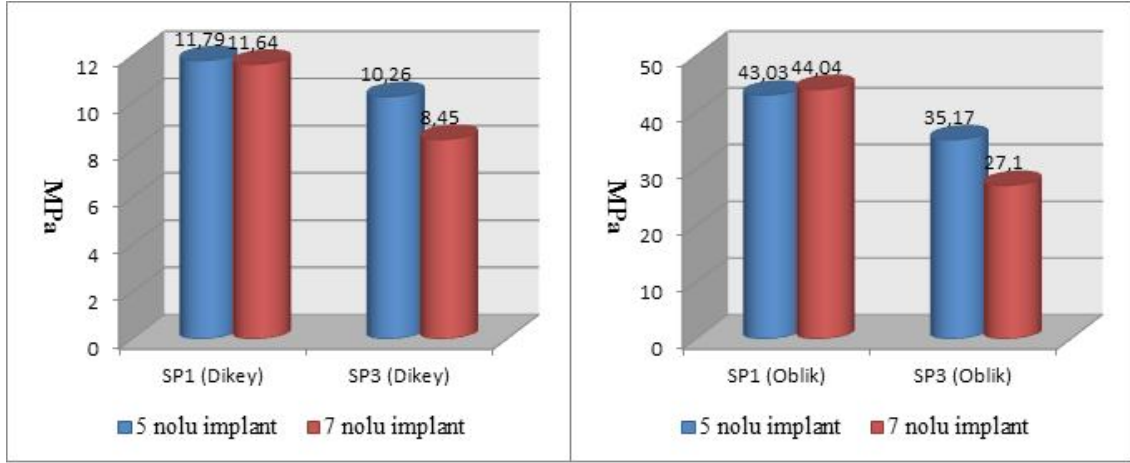
Grafik 4-8: BL3 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması

4.9.3. Çapları farklı grupların karşılaştırılması

- **SP1 ve SP3 grupları**

İmplant çapının 4,8 mm olduğu SP3 grubunda, 7 nolu implant çevresinde oluşan gerilmeler SP1 grubuna göre dikey yüklemelerde %37,7 oblik yüklemelerde ise %38,5

oranında azalmıştır. SP3 grubunda, 5 nolu implantın çevresinde gerilmeler SP1 grubuna oranla dikey yüklemde %14,9 oblik yüklemde ise %22,3 azalmıştır (Grafik 4-9).

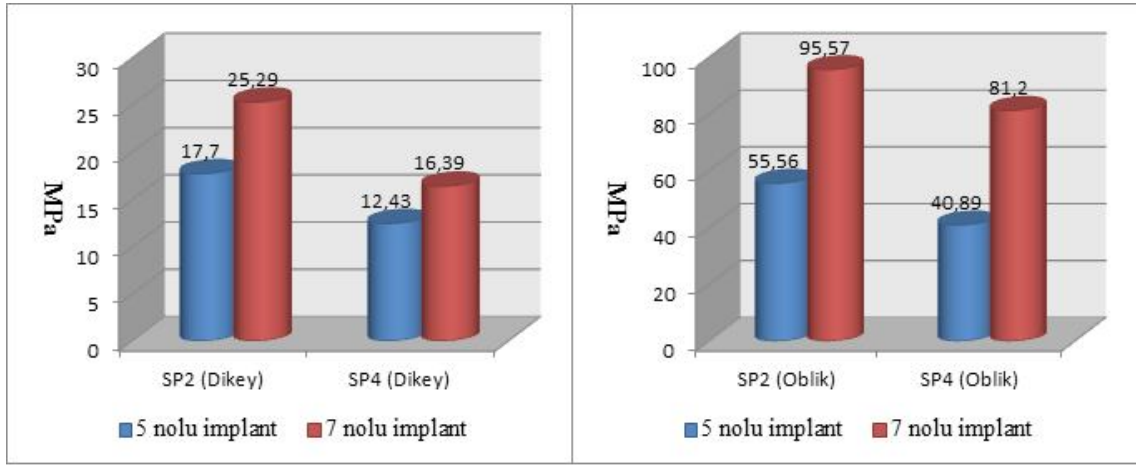


Grafik 4-9: SP1 ve SP3 gruplarının karşılaştırılması

•

SP2 ve SP4 grupları

7 nolu implantın çapının artırıldığı SP4 grubunda gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implant çevresinde %42,3 , 7 nolu implant çevresinde %54,3 oranında azalmıştır. Oblik yüklemde ise 5 nolu implant çevresinde %35,8 , 7 nolu implant çevresinde %17,6 oranında azalma tespit edilmiştir (Grafik 4-10).

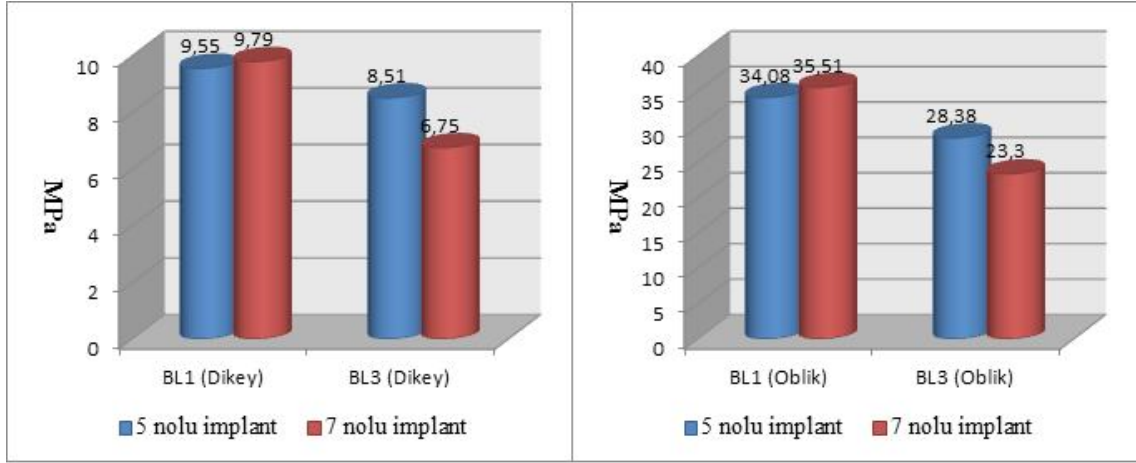


Grafik 4-10: SP2 ve SP4 gruplarının karşılaştırılması

- **BL1 ve BL3 grupları**

BL1 ve BL3 gruplarında 4,1 mm çaplı implantların çevresindeki krestal kemikte tespit edilen gerilme değerleri birbirlerine yakın olduğu görülmüştür. 7 nolu implantın çapının 4,8 mm olduğu durumda dikey yüklemde 5 nolu implant çevresinde %12,2 , 7 nolu implant çevresinde %45 oranında azalma tespit edilmiştir. Oblik yüklemde ise 5

nolu implant çevresinde %20 , 7 nolu implant çevresinde %52,4 oranında azalmıştır (Grafik 4-11).

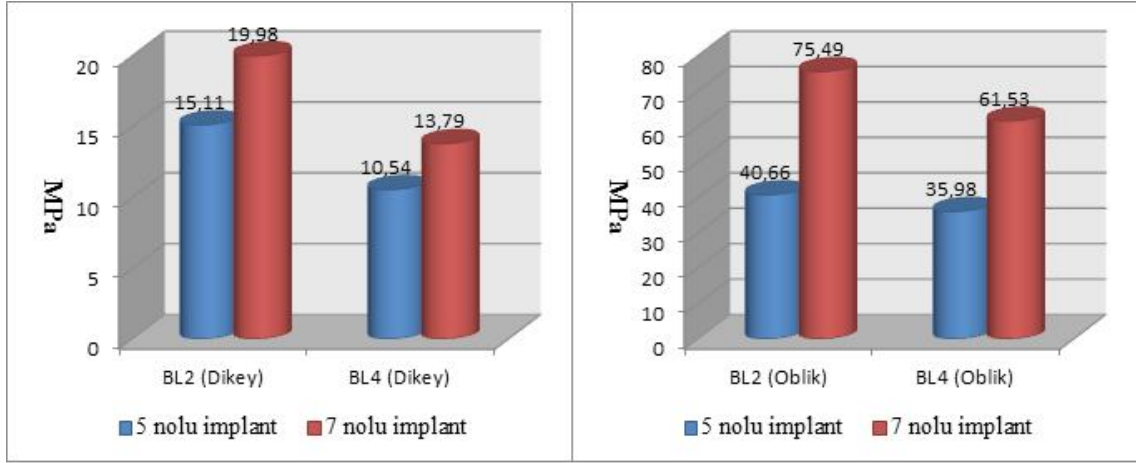


Grafik 4-11: BL1 ve BL3 gruplarının karşılaştırılması

- **BL2 ve BL4 grupları**

7 nolu implantın çapının artırıldığı BL4 grubunda krestal kemikteki gerilmelerde azalma görülmüştür. Gerilmelerde dikey yüklemde 5 nolu implant çevresinde %43,3 , 7 nolu implant çevresinde ise %44,8 oranında azalma tespit

edilmiştir. Oblik yüklemde ise 5 nolu implant çevresinde %13, 7 nolu implant çevresinde ise %22,6 oranında azalmıştır (Grafik 4-12).

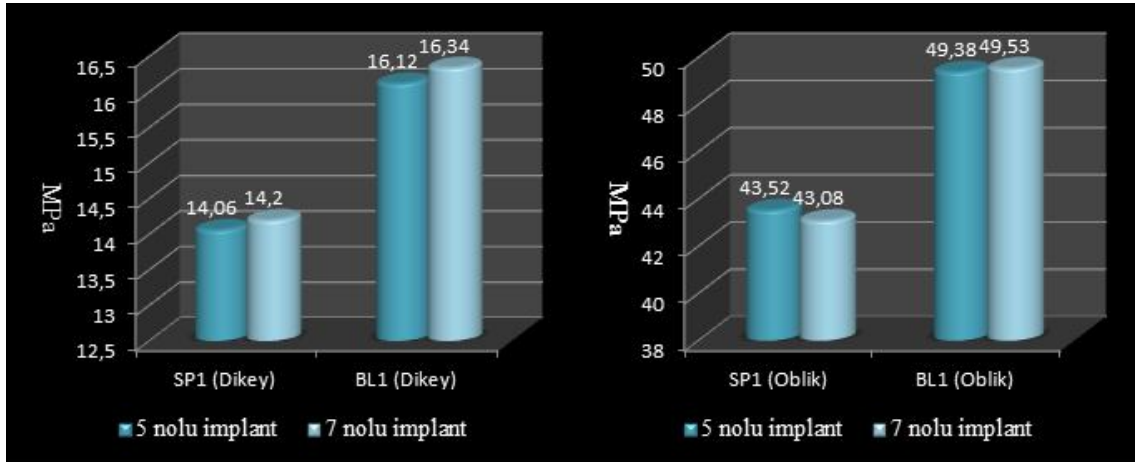


Grafik 4-12: BL2 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması

4.10. Von Misses Gerilmesi Değerlerinin Karşılaştırılması

- SP1 ve BL1 grupları

Hem SP1 hem de BL1 grubunda 5 ve 7 nolu implantın çevresindeki gerilme değerleri birbirine yakın tespit edilmiştir. Platform değişimi uygulanan gruptaki gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %14,6 , 7 nolu implantta %15 oranında artmıştır. Oblik yüklemde ise 5 nolu implantta %13,4 , 7 nolu implantta ise %14,9 oranında artış tespit edilmiştir (Grafik 4-13)



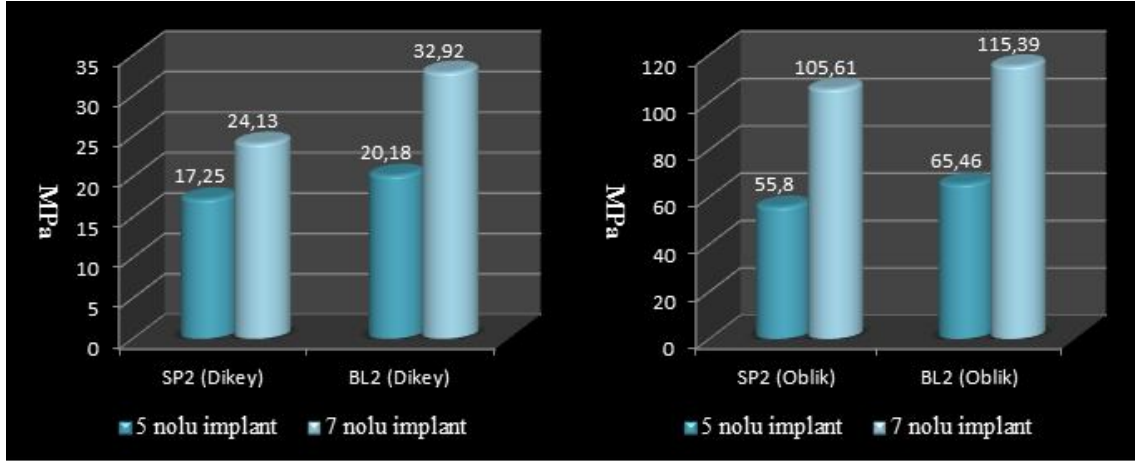
Grafik 4-13: SP1 ve BL1 gruplarının karşılaştırılması

•

SP2 ve BL2 grupları

7 nolu implantın 15° açılı yerleştirilmesi implantlarda Von Misses gerilmelerinin artmasına neden olmuştur. Platform değişimi uygulanan gruptaki gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %16,9 , 7 nolu implantta %36,4 oranında artmıştır. Oblik

yüklemelerde ise 5 nolu implantta %17,3 , 7 nolu implantta ise %14,9 oranında artış tespit edilmiştir (Grafik 4-14).



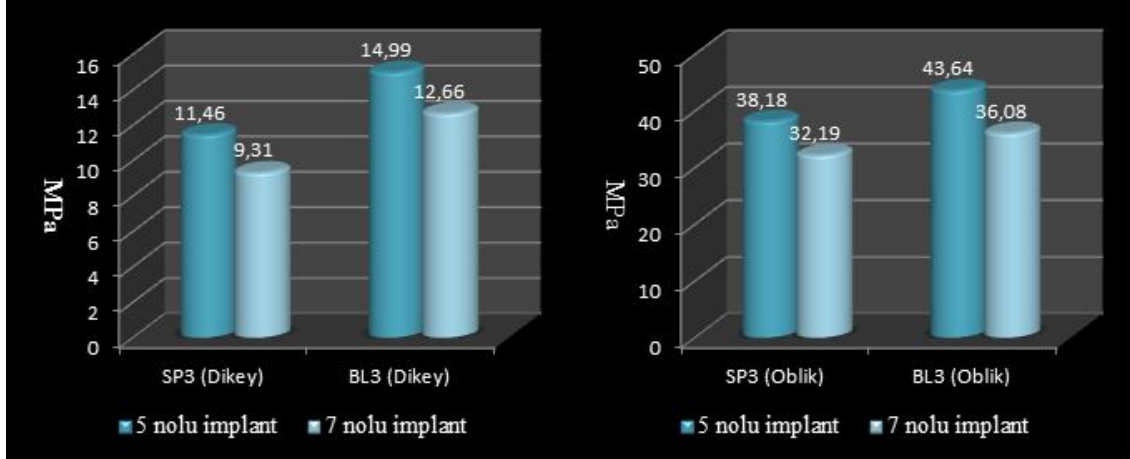
Grafik 4-14: SP2 ve BL2 gruplarının karşılaştırılması

•

SP3 ve BL3 grupları

7 nolu implantın çapının arttırıldığı gruplarda Von Misses gerilmeleri daha dar çaplı olan 5 nolu implantlarda daha yüksek tespit edilmiştir. Platform değişimi

uygulanan gruptaki gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %30,8 , 7 nolu implantta %35,9 oranında artmıştır. Oblik yüklemde ise 5 nolu implantta %14,3 , 7 nolu implantta ise %12 oranında artış tespit edilmiştir (Grafik 4-15).

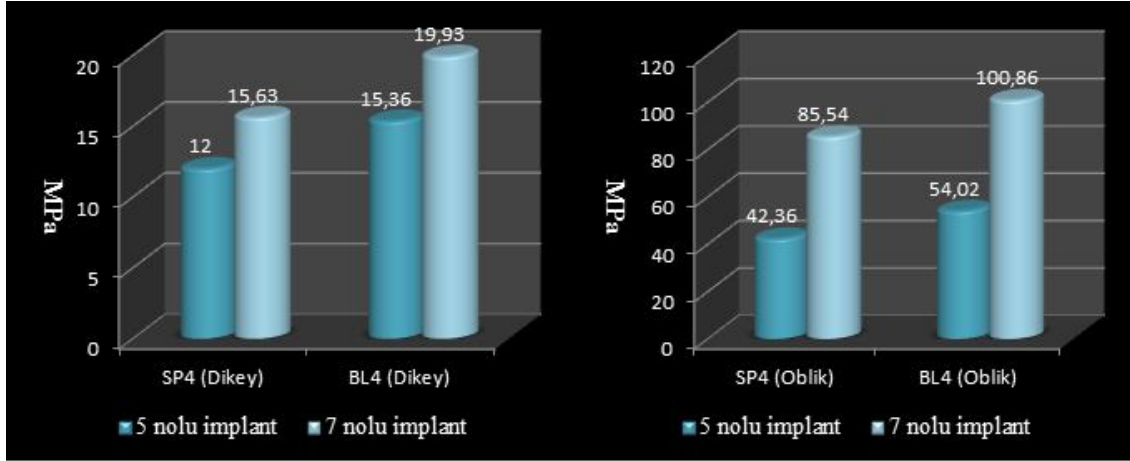


Grafik 4-15: SP3 ve BL3 gruplarının karşılaştırılması

- **SP4 ve BL4 grupları**

7 nolu implantın 15° açılı yerleştirilmesi implantlarda Von Mises gerilmelerinin artmasına neden olmuştur. Platform değişimi uygulanan gruptaki gerilmeler dikey yüklemde 5 nolu implantta %28 , 7 nolu implantta %27,5 oranında artmıştır. Oblik

yüklemede ise 5 nolu implantta %27,5 , 7 nolu implantta ise %17,9 oranında artış tespit edilmiştir (Grafik 4-16).



Grafik 4-16: SP4 ve BL4 gruplarının karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda alt çene arka bölgede farklı boyun tasarımlarına sahip implantların, bukkio-lingual olarak açılı yerleşimlerinin, çene kemiğinde ve implant-post birleşiminde meydana getirdikleri gerilmeler incelendi. Gerilme değerleri ve dağılımları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak gerçekleştirildi.

Osseointegre olmuş bir implantın kaybedilmesindeki en önemli neden, biyomekanik kavramların tam olarak anlaşılamamasıdır (Kirsch ve Mentag 1986; Lautenschlager ve Monaghan 1993; Rangert ve ark. 1995; Richter 1995). İmplant-kemik arayüzünde olduğu gibi farklı elastiklik modülüne sahip iki materyal bir araya getirilip yüklendiklerinde gerilmeler materyallerin ilk temas bölgelerinde yani krestal kemikte yoğunlaşacaktır (Lemons ve Phillips 1993; Baumeister ve Avallone 1978).

Krestal bölgedeki kemik kaybının miktarı oklüzal kuvvetlerin uygun bir şekilde dağıtılmasına ve krestal kemikte aşırı gerilmelerin oluşumunun önlenmesine bağlıdır. Yapılan çalışmalarda implantların uzun dönem başarısının osseointegrasyona ve özellikle krestal kemik yüksekliğinin korunmasına bağlı olduğu bildirilmiştir (Misch 2005).

İmplant ve implant üstü protezlerin biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalarda çeşitli gerilme analizi yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bunlar kırılğan vernik, fotoelastik gerilme, strain gauge, lazer ışını, radyotelemetri ve sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemleridir. Bütün analiz yöntemleri kendine özgü zorlukları ve sınırlamaları mevcuttur (Holmgren ve ark. 1998; Hancı ve ark. 2000; Van Staden ve ark. 2006; DeTolla ve ark. 2000).

Kırılğan vernik metodunda sayısal değerler elde edilememesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, strain gauge metodunda sadece belirli bölgelerde ölçüm yapılabilmesi, lazer ışını ve radyotelemetri yöntemlerinin uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunması sonlu elemanlar analizi yöntemini diğer yöntemlerden daha üstün hale getirmektedir (Akça ve ark. 2002, Balatlıoğlu 2000, Hancı ve ark. 2000).

Fonksiyonel kuvvetler altında implant-kemik arayüzünde oluşan gerilmelerin dağılımlarını araştırabilmek için iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanılmaktadır. Üç boyutlu analizlerde, gerilmelerin sadece dikey ve yatay yöndeki gerilmelerin yanı sıra üçüncü boyutta yani bukkal-lingual yönde oluşan gerilmeler de hesaplanabilmektedir. İki boyutlu analizlerde, modellerin hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazanıldığı, fakat daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Bu nedenle üç boyutlu analiz yönteminin implant ve protezlerde ortaya çıkan gerilmeleri iki boyutlu yöntemle oranla çok daha gerçekçi ve detaylı bir şekilde simüle ettiği belirtilmektedir (Cook ve ark. 1982; Mailath ve ark. 1989; Meijer ve ark. 1993b; DeTolla ve ark. 2000).

Sevimay SEA yönteminde sonuçların doğruluğunun modellerin çene kemiği gibi doğal yapılara benzerliği oranında arttığını belirtmektedir (Sevimay 2002). Bu nedenle çalışmamızda doğal bir alt çene kemiği bilgisayarlı tomografi ile taranarak modellenmiştir. Bu yöntemin, anatomik yapıların birebir olarak simüle edilebilmesinden dolayı klinik koşulları daha doğru şekilde yansıttığı düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj ağız içinde büyük değişkenlikler gösteren bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (Akça ve İplikçioğlu 2001a). Çalışmamızda alt çene kemiği, homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip bir yapı olarak kabul edildi. Oysa alt çene kemiği anizotropiktir ve homojen olmayan bir yapıdır (Akça ve İplikçioğlu 2001a).

Çalışmamızda model oluşturma amacıyla kullanılan tomografik görüntülerde kortikal kemik kalınlığı kemiğin değişik bölgelerinde 1 ve 2 mm arasında değişiklik göstermektedir. Kortikal kemikteki bu farklılıkların hazırlanan modele aktarılması teknik olarak mümkün olmadığından kortikal kemik kalınlığı her bölgede 1,5 mm olarak kabul edilmiştir. Buna bağlı olarak çalışmamızdan elde edilen sonuçlar değerlendirilirken kortikal kemik kalınlığı arttığında kemikte oluşacak gerilmelerin azalacağı, kalınlık azaldığında ise gerilmelerin artacağı göz ardı edilmemelidir. Buna ilave olarak implantların % 100 oranında osseointegre olduğu düşünülmüştür. Oysa histolojik veriler hiçbir zaman % 100 kemik-implant birleşiminin olmadığını göstermektedir (Teixeria ve ark. 1998; Zyl ve ark. 1995). Bu yüzden diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da sonlu elemanlar metodunun, yöntemine ait bir takım kısıtlamaları olduğu kabul edilmelidir.

Meijer ve Clelland 3D sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir (Meier ve ark. 1993a; Clelland ve ark. 1991). Eleman ve düğüm sayılarının fazlalığı modelde gerçeğe daha yakın bir geometrinin elde edilmesi açısından önemlidir. İlerleyen bilgisayar teknolojisi modellerin daha detaylı hazırlanabilmesinin yanısıra eleman ve düğüm sayılarının da arttırılmasına imkan sağlamıştır. 2010 yılına ait analiz çalışmalarında Gashi tek modelde 222,633 eleman, 44,588 düğüm uygulamış, Çimen ise 63,581 eleman ile 94,293 düğüm kullanmıştır. Çalışmamızda modeller ortalama 541762 eleman ve 80310 düğüm sayısına sahiptir (Gashi 2009; Fanuscu ve ark. 2004, Türkoğlu 2006).

Kemikte oluşan gerilmeleri etkileyen diğer bir faktör de implantların yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğudur. Kemik yoğunluğu arttıkça kemikte oluşan gerilmeler azalmaktadır (Sevimay ve ark. 2005). Yapılan çalışmalar alt çene posterior bölgede D2 ve D3 kemik yoğunluklarıyla sıklıkla karşılaşıldığını göstermektedir (Misch 2005; Sevimay ve ark. 2005). Bu yüzden çalışmamızda D2 kemik yoğunluğuna tekabül eden elastiklik modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır.

Çalışmamızda analizler foramen mentalenin distalinden itibaren alt çenenin belli bir kemik bölgesinde gerçekleştirilmiştir. Analizin alt çene kemiğinin tamamı yerine önceden belirlenmiş bölgesinde yapılması literatürde yaygın olarak kullanılan bir yöntem olup, temelde analizlerin basitleştirilmesini ve daha kısa sürede yapılabilmesini sağlamaktadır. Meijer ve ark. mandibulanın tamamını içeren modele ait sonuçların, sadece interforaminal bölgeyi içeren mandibula kesitinin sonuçları ile benzer olduğunu kanıtlamışlardır (Meijer ve ark. 1993a). Teixeira ve ark. ise modelin dış sınırı ile implant arasında en az 4,2 mm'lik kemik varlığında kemikteki gerilme değerlerine ait sonuçların güvenli olduğunu göstermiştir (Teixeria ve ark. 1998). Çalışmamızda bu mesafe 5 mm olarak modellenmiş ve yapılan çalışmalar ile uyum sağlanmıştır.

Platform değişimi yapılan implant tasarımlarının kullanımı giderek artmaktadır. Literatürde platform değişimi yapılan implantlar ile geleneksel implantların karşılaştırıldığı çalışma sayısı oldukça azdır. Çalışmamızda Straumann (Institut Straumann AG) firmasının tasarladığı Bone Level implant sistemi (platform değişimi özelliğine sahip) ile uzun yıllardır güvenilirliği ve başarısı literatürde ispatlanmış olan Standard Plus implant sistemini (platform değişimi özelliğine sahip olmayan) karşılaştırdık. Çalışmamızda Straumann firmasına ait implant sistemlerini tercih etmemizin nedeni, uzun yıllardır kullanılmakta olan, güvenilir ve başarısını kanıtlamış olmasındandır.

İmplant uzunluğunun krestal kemik rezorpsiyonu üzerine etkisi yapılan araştırmalarda incelenmiştir. Meijer ve ark. çalışmalarında alt çenede farklı implant uzunluklarının etkisini incelemişler ve implant uzunluğunun kemik üzerindeki gerilme oluşumunda önemli bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varmışlardır (Meijer ve ark 1982). Sertgöz ve Güvener üç boyutlu gerilme analizi uyguladıkları çalışmada maksimum Von-Mises gerilmelerinin implant uzunluğuna bağlı olarak değişmediğini belirtmişlerdir (Sertgöz ve Güvener 1996).

İmplant uzunluğu krestal kemik rezorbsiyonu üzerinde önemli bir etkiye sahip olmamakla birlikte yeterli primer stabilitenin elde edilmesinde ve implantın tork kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olmasında etkili bir faktördür (Himmlova ve ark. 2004; Meijer ve ark 1982; Sertgöz ve Güvener 1996). Çalışmamızda implant uzunluğu sabit tutularak, kullandığımız kemiğin anatomik koşullarının elverdiği en uzun implant boyu olan 10 mm'lik implantlar modellenmiştir.

Yapılan çalışmalarda molar dişler için en az 4 mm çapındaki implantların kullanılması tavsiye edildiğinden (Ivanoff ve ark. 1997) çalışmamızda mevcut kemiğin bukkal-lingual genişliğine bağlı olarak bütün gruplarda 5 nolu implantlar 4.1 mm çapında modellenmiştir. 7 nolu implantlar ise grupların bir kısmında (SP1, SP2, BL1, BL2) 4,1 mm çapında, diğer gruplarda ise (SP3, SP4, BL3, BL4) 4,8 mm çaplı olarak modellenmiştir.

İmplant üstü protezlerde kullanılan alt yapı ve üst yapı materyalinin kemiğe iletilen gerilme miktarını etkileyip etkilemediği tartışmalı bir konudur. Skalak (Skalak 1983) akrilik reçine gibi elastiklik modülü düşük materyallerin üst yapıda kullanımı ile kemiğe daha az gerilme iletileceğini ileri sürülmüşse de gerilme miktarının altın, porselen veya akrilik reçine gibi farklı sertlikteki materyallerinin kullanımı ile değişmeyeceğini ifade eden çalışmalar da literatürde mevcuttur (Hobkirk ve Psarros 1992; Cibirka ve ark. 1992).

Karataşlı ise farklı alt yapı materyallerinin kullanımının gerilme miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa neden olmadığı sonucuna varmıştır (Karataşlı 2010). Bu nedenle çalışmamızda bütün gruplarda tek tip üst yapı protezi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde analizlerin doğru sonuçlar verebilmesi için kuvvetler gerçeğe yakın büyüklükte ve doğrultuda uygulanmalıdır. Bu nedenle analizde sadece dikey kuvvetler değil aynı zamanda oblik kuvvetler de uygulanmalıdır (Holmgren ve ark. 1998). Kuvvetin yönünün yanısıra büyüklüğü konusunda da literatürde farklı değerlere rastlanmaktadır. Tada ve ark. çalışmasında tek diş üzerine 100 N, Geramy ve Morgano 75 N, Kitamura 100 N, Chun ve ark. 100 N uygulamış, Eskitaşçıoğlu ise üç üyeli köprü protezine toplam 300 N'luk kuvvet uygulamıştır (Tada ve ark. 2003; Geramy ve Morgano 2004; Kitamura ve ark. 2005; Chun ve ark. 2002; Eskitaşçıoğlu ve ark. 2004). Bu değerler ve çalışmalar göz önüne alınarak çalışmamızda modellediğimiz 3 üyeli köprü protezindeki her üyeye 100 N olmak üzere toplam 300 N'luk kuvvet dik ve 30 derecelik açılarla uygulanmıştır.

Çalışmamızda Türkoğlu'nun çalışmasına paralel olarak, dikey kuvvetler sentrik oklüzyonda temas bölgesi olarak belirlenen santral oluk bölgelerinden üç dişe aynı anda uygulanmıştır (Türkoğlu 2006). Oblik kuvvetler ise eğimleri 30 derece olarak modellenen bukkal tüberküllere dik gelecek şekilde uygulandı. Böylece oblik kuvvetlerin dişlere 30 derecelik açıyla etki etmesi sağlandı. Modellerin oklüzal yüzeylerinin gerçeğe yakın şekilde düzenlenmeleri klinik şartları temsil etmesi açısından çalışmamızı diğer çalışmalardan ayıran önemli farklılıklardan biridir.

Alt çene serbest sonlanan dişsizlik vakalarında implant uygulamalarının yaygınlaşması ile birlikte, literatürde dayanak implant sayısı ile ilgili net bir yaklaşım bulunmadığı bildirilmektedir. (Taylor ve ark. 2000). Sıklıkla kaybedilen 3 dişin 2 veya 3 implant dayanaklı köprü protezi ile restorasyonu birinci tedavi seçeneği olarak tercih edilmektedir (Buser 1998b). Araştırmacılar kaybedilen her diş için bir implant dayanağın uygulanmasının biyomekanik olarak en avantajlı seçenek olduğunun üzerinde durmuşlardır (Stegariou 1998; Akça ve İplikçioğlu 2001a). Rangert ve ark. biyomekanik komplikasyonların azaltılması amacıyla kaybedilen her diş için bir implant uygulanmasının yanısıra tripod yerleşimin avantajlı olacağını belirtmiştir (Rangert ve ark. 1989). Ancak alt çene arka bölgedeki sınırlı kemik dokusunun tripod yerleşimin uygulama alanını sınırladığını belirtilmiştir (Buser ve ark. 1991).

Öte yandan Sullivan alt çenede 3 implant yerleşimi için yetersiz kemik dokusu olduğu durumlarda iki adet implantın üç üyeli bir köprü protezine yeterli dayanak sağlayabileceğini belirtmiş (Sullivan 1986), Buser ve ark. ise arka bölgede kaybedilen üç dişin 4,1 mm çapında iki adet implant dayanağına sahip üç üyeli bir köprü protezi ile restore edilebileceğini bildirmiştir (Buser ve ark. 1991). Buna ek olarak İplikçioğlu ise üç üyeli köprü protezine dayanak olarak iki implant kullanıldığı durumlarda, implant çaplarının en az 4,1 mm implant boyunun ise en az 8 mm olması gerektiğini vurgulamıştır (İplikçioğlu ve Akça 2002). Çalışmamızda alt çene arka bölgede modellediğimiz köprü protezine dayanak implant çapı ve sayısını saptarken belirtilen literatür bilgilerine başvurulmuştur. SP1, SP2, BL1 ve BL2 gruplarında 4,1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implantlar modellenerek, yapılan çalışmalar ile paralellik sağlanmıştır.

Alt çenede diş çekimini takiben ortaya çıkan kemik rezorpsiyonunun ilk aşaması kemiğin bukko-lingual genişliğinin azalmasıdır. Bukkal kemiğin rezorpsiyonu ile birlikte sublingual fossa, altında ise submandibuler bezin yerleştiği submandibuler fossa gibi anatomik yapıların varlığı nedeni ile kemikte 2. küçük azı dişinden başlayarak 3. büyük azı dişine doğru giderek artan bir bukko-lingual açılanma söz konusudur (Abrahams 1993; Som ve Curtin 1996; Gray ve Goss 1967).

Araştırmaların sonuçlarına göre alt çene posterior bölgede kemiğin oklüzal düzlem ile açılanma değerleri ortalama olarak ikinci premolar bölgesinde 5 derece, ikinci molar bölgesinde ise 15 derecedir (Misch 1993; Akça ve İplikçioğlu 2001b). Bu verilerin ışığında SP2, SP4, BL2 ve BL4 gruplarında 7 nolu implant kemiğe bukko-lingual yönde 15 derece açılı olarak yerleştirilmiştir ve açılı yerleşimin gerilme dağılımına etkisi incelenmiştir.

Oklüzal kuvvetlerin etkisi altındaki doğal diş, kökün apikal 1/3'ünde oluşan rotasyon merkezi etrafında hareketlilik kazanır ve kuvvetler periodontal ligament aracılığı ile diş kökü boyunca alveol kemiğine iletilir. Dental implantlarda ise rotasyon merkezi, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte oluşur. Kemik-implant arasındaki doğrudan temas nedeniyle implantta hareketlilik görülmemektedir (Misch 2005; Hosny ve ark. 2000).

Ayrıca kortikal kemiğin elastiklik modülü (13,4 GPa) spongiöz kemiğe (1,37 GPa) göre oldukça yüksektir. Bu etkenler nedeniyle implantlarda gerilmeler doğal dişteki benzer dağılım göstermezler. Farklı elastiklik modülüne sahip maddeler arasında gerilmeler daha yüksek elastiklik modülüne sahip maddede yoğunlaşır. Ek olarak implantın rotasyon merkezi kortikal kemikte olduğundan gerilmeler kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (Tada ve ark. 2003; Saab ve ark. 2007).

Literatürdeki çalışmalarda, spongiöz kemikte ölçülen gerilme miktarları kortikal kemiğe oranla oldukça düşük olduğu belirtilmektedir (Clelland ve ark. 1995; Balatlıoğlu 2000; Tosun 1997; Himmlöva ve ark. 2004; Sağat 2002; Barbier 2008; Türkoğlu 2006; Papavasiliou ve ark. 1996). Çalışmamızda da benzer şekilde gerilmelerin kortikal kemikte yoğunlaştığı saptanmıştır.

Çalışmamızda oblik kuvvetlerin dikey kuvvetlere oranla kemikte daha yüksek gerilmelere neden olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuç Lan ve ark.'larının çalışmasıyla da örtüşmektedir (Lan ve ark. 2010). Yapılan SEA çalışmasında modeller üzerine dik ve 45 derece açılı yükler uygulanmıştır. Araştırmacı maksimum gerilmelerin açılı yüklenen modellerin çevresinde olduğunu bildirmiştir.

Ayrıca implant çevresinde oluşan gerilmeleri etkileyen temel faktörün yükleme koşulları olduğunu belirtilmektedir. Benzer şekilde çalışmamızda diğer çalışmalara paralel olarak oblik yükleme koşulunda tüm modellerde dikey yükleme koşuluna göre daha fazla gerilme olduğu tespit edilmiştir (Watanabe ve ark. 2003; Lan ve ark. 2010; Türkoğlu 2006).

Yapılan çalışmalarda açılı yerleştirilen implantların çevresindeki gerilmelerin arttığı belirtilmektedir. Bu durum implantın uzun dönem başarısını olumsuz yönde etkileyen bir risk faktörü olarak değerlendirilmelidir (Akça ve İplikçioğlu 2001; Akça 1998).

Akça ve İplikçioğlu çalışmasında 2 ve 3 implant dayanaklı köprü protezi, ayrıca 2 implant dayanaklı kanatlı köprü protezi modellemiştir. Bütün modellerde en distal implant bukko-lingual olarak 15 derece açılarak analizler gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda kemikte ölçülen en yüksek gerilme miktarları iki implant dayanaklı tasarımda açılı yerleştirilen implantta tespit edilmiştir. Araştırmacılar dikey yüklemelerde gerilmelerin açılı implantın lingual, oblik yüklemelerde ise bukkal boyun bölgesinde yoğunlaştığını belirtmiştir (Akça ve İplikçioğlu 2001b). Watanabe ve ark. bukko-lingual olarak 0, 5 ve 15 derece yerleştirilen silindirik implantlarda, dikey ve 45 derecelik yükleme durumunda ortaya çıkan gerilmeleri incelemişlerdir. En yüksek gerilmeler 15 derece açılı yerleştirilen implantın 45 derece yükleme yapıldığı modelde bulunmuştur (Watanabe ve ark. 2003).

Çalışmamızda krestal kemikte oluşan en yüksek gerilme değerleri bütün yükleme koşullarında 15 derece açılı yerleştirilen implantın boyun bölgesinde tespit edilmiştir. Açılı yerleşim gerilmelerin dikey yüklemede ortalama %34,25 oblik yüklemede ise %40,52 artmasına neden olmuştur. Gerilmeler dikey yüklemelerde implantın lingual, oblik yüklemelerde ise bukkal bölgesinde yoğunlaşması konu ile ilgili yapılan diğer çalışma ile paralellik göstermektedir.

Literatürde implant çapının artırılması implant çevresinde oluşan gerilmelerin azaltılmasında etkili faktör olduğu belirtilmektedir (Matsushita ve ark. 1990; Holmgren ve ark. 1998; Tada ve ark. 2003). Lee ve ark.'nın 2005 yılında yapmış oldukları çalışmada, implant çapının 1 mm artmasının yüzey alanını %35 oranında arttırdığını hesaplamışlardır.

Araştırmacılar implant çapının artmasına bağlı olarak implant–kemik temas yüzeyinin arttığını ve birim alana düşen gerilmelerin azaldığını vurgulamışlardır (Lee ve ark. 2005). İmplant çapının ve uzunluğunun krestal kemikte oluşan gerilmelere etkisinin incelendiği araştırmada, implant çapları 3,5 – 6 mm, uzunlukları ise 5,75 – 23,5 mm arasında değiştirilerek modellenmiştir. Yapılan SEA analizi sonucu implant çapının arttırılmasının gerilmelerin azaltılmasındaki en etkili faktör olduğu belirtilmiştir. İmplant uzunluğunun arttırılmasının kortikal kemikte kayda değer bir etki yaratmadığı bildirilmiştir (Petrie ve Williams 2005).

Himmlova ve arkadaşlarının (Himmlova ve ark. 2004) çalışmasında implant çapının 3,6 mm’den 4,2 mm’ye çıkarılmasının gerilmelerde %31,5 oranında, 4,2 mm’den 5 mm’ye çıkarılmasının ise %16,4 oranında azalmaya neden olduğu belirtilmiştir. Benzer şekilde çalışmamızda 7 nolu implantların çapının 4,1 mm’den 4,8 mm’ye çıkarılması ile krestal kemikte ölçülen gerilmeler dikey yüklemde ortalama % 26, oblik yüklemde ise % 24,77 oranında azalmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar literatürdeki çalışmaların sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Dental implantların başarısında osseointegrasyonun sürdürülmesi önemli bir faktördür. Öte yandan protetik yapının başarısı ise yapıyı oluşturan parçaların bütünlüğünün korunması ile ölçülür. El Askary ve ark. implant üstü yapılarda oluşabilecek vida gevşemesi, kırılması ve protetik parçaların kırılması gibi faktörleri başarıyı olumsuz yönde etkileyen kriterler içinde sınıflamışlardır (El Askary ve ark. 1999). Benzer şekilde Esposito ve ark. implantta, post vidasında ve postta oluşan komplikasyonları mekanik başarısızlık olarak nitelendirilip sınıflamalarına dahil etmişlerdir (Esposito ve ark. 1998).

İki farklı yapının bir vida aracılığı ile bir arada tutulması vida bağlantısı olarak adlandırılmaktadır. Vida tork uygulanarak sıkılaştırılır. Uygulanan tork vida içinde bir kuvvet oluşturur bu kuvvete ön yükleme denir (McGlumphy ve ark. 1998; Alkan ve ark. 2004).

Bağlantının stabilitesi ön yükleme miktarına bağlıdır. İmplantlar üzerine gelen kuvvetlerin parçaları birarada tutan bağlanma kuvvetinden daha büyük olması sonucu vidada gevşeme meydana gelir (Jorneus ve ark. 1992; Haack ve ark. 1995). Rangert fonksiyonel veya parafonksiyonel kuvvetler nedeniyle oluşan gerilmelerin kemik dokusuna etkisinin yanında implant parçalarını da etkilediğini belirtmiştir. İmplant postu, bağlantı vidası gibi parçalarda oluşabilecek yüksek gerilme değerlerinin vida gevşemesi riskini arttıracak olduğunu bildirmiştir (Rangert ve ark. 1989; Rangert ve Sullivan 1993).

Dental implantlarda karşılaşılan mekanik sorunların başında implant-post bağlantısında görülen vida gevşemesi ve kırılması gelmektedir (Carlson ve Carlsson 1994; Carlsson ve Lindquist 1994; Hemmings ve ark. 1994; Yıldırım 2007). Jemt ve ark. yaptığı araştırmada, 23 tek diş implantının 3 senelik takibi sonucu, post vidalarının %57'sinin ilk sene, %30'unun ikinci sene ve %5'i üçüncü sene sonunda gevşediğini belirtmiştir (Jemt ve ark. 1990). Yine 50 hastaya uygulanan 70 implantın takibinin yapıldığı çalışmada post vidalarının %44,9'unun üç senelik süre sonunda en az bir kere gevşediği bildirilmiştir (Jemt ve Petersson 1993).

Literatürde platform değişiminin implant parçalarına etkisinin araştırıldığı çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Maeda ve ark. platform değişimi uygulanmış implanta dikey yönde 10 N kuvvet uygulayarak yaptıkları çalışmada krestal kemikte meydana gelen gerilmelerin azaldığını ve implantın merkezine doğru kaydığını belirtmişlerdir. Öte yandan platform değişimi uygulanan modelde implant-post birleşim bölgesinde oluşan gerilmelerin arttığı bildirilmiştir (Maeda ve ark. 2007). Benzer şekilde, Çimen 2010 yılında yaptığı çalışmada platform değişimi uygulanmış implantlarda gerilmelerin implant-post birleşiminde ve tutucu vidada yoğunlaştığını tespit etmiştir. Araştırmacı gerilmelerin artmasını mekanik bir dezavantaj olarak belirtmiştir (Çimen 2010). Tabata ve ark.'ları da 2010 yılında yaptığı çalışmanın sonucunda aynı çaplı post ve implanta sahip modelde gerilmelerin implantın ilk yivi çevresinde yoğunlaştığını, buna karşılık platform değişimi uygulanan modelde ise gerilmelerin implantın merkezine doğru kayarak post ve bağlantı vidasında yoğunlaştığını saptamıştır (Tabata ve ark. 2010).

Bu sonuçlarla uyumlu olarak, çalışmamızda implant-post birleşiminde ölçülen gerilmeler platform değişimi özelliğine sahip gruplarda dikey yüklemde %23,5 oblik yüklemde ise %18 oranında daha yüksek miktarda ölçülmüştür. Bu nedenle platform değişiminin mekanik komplikasyon oranını arttırabileceğini düşünmekteyiz. Ancak bu sonucun klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerektiği göz önünde bulundurulmalıdır.

Yapılan klinik ve histolojik çalışmalarda, platform değişiminin krestal kemik üzerindeki farklı biyolojik etkileri üzerinde durulmuştur. Bazı araştırmacılara göre krestal kemik rezorbsiyonunun nedeni implant-post birleşimi çevresindeki yumuşak dokuda görülen lokalize inflamasyondur. Diğer bir görüşe göre ise rezorbsiyon implantın çevresinde mukozal bir bariyer olan biyolojik genişliğin oluşma sürecinden kaynaklanmaktadır. Platform değişimi sayesinde implant-post birleşiminde oluşan enflamasyonun ve biyolojik genişlik oluşum sürecinin krestal kemikteki yıkıcı etkisinin azaltıldığı belirtilmiştir (Lazzara 2006; Becker ve ark 2007; Degidi ve ark. 2008; Guirado 2008; Hürzeler ve ark. 2007).

Başka bir görüşte ise araştırmacılar platform değişimi sayesinde mikroaralığın krestal kemikteki olumsuz etkisinin azaldığını savunmaktadırlar. Mikroorganizmalar implant-post bağlantısındaki mikroaralığa yönelmektedirler. Krestal kemik ile mikroaralık arasında uzun mesafenin olmasının, mikroaralığın etkisini azalttığı bildirilmektedir (Cappiello ve ark. 2008; Gültekin 2009).

Cappiello ve ark. çalışmalarında 131 implantın 56'sına implant ile aynı çaplı, 75'ine ise dar çaplı post yerleştirmişler ve yüklemekten bir yıl sonraki kemik miktarlarını ölçmüşlerdir. Platform değişimi uygulanan grupta krestal kemik kaybı 0,6-1,2 mm olarak ölçülürken, standard implantlar çevresindeki kayıp ortalama 1,3-2,1 mm olarak ölçülmüştür (Cappiello ve ark. 2008).

Calvo-Guirado ve ark., diş çekimini takiben yerleştirilen ve hemen yüklenen platform değişimi özelliğine sahip 105 adet implantı takip etmişlerdir. Araştırmacılar 16 ay sonunda ortalama krestal kemik kaybının 0,6 mm olduğunu bildirmişlerdir (Calvo-Guirado ve ark. 2008). Hürzeler ve ark., platform değişimi özelliğine sahip implantlarda 12 ay sonunda krestal kemik rezorbsiyonunu $0,12 \pm 0,40$ mm, standard implantlarda ise $0,29 \pm 0,34$ mm olarak ölçmüşlerdir. (Hürzeler ve ark. 2007). Aynı çalışmada post çapında her iki taraftan 0,45'er mm daralmanın implant etrafındaki kemik kaybını engellemek için yeterli olduğu belirtilmiştir.

Maeda ve ark.'nın çalışmasında 4 mm çaplı implantlar üzerine 4 mm ve 3,25 mm çaplara sahip postlar modellenmiştir. İmplant ile aynı çaplı postun uygulandığı standart modelde gerilmeler krestal kemikte yoğunlaşırken, dar çapa sahip platform değişimi uygulanmış modelde gerilmeler daha çok implant-post birleşiminde yoğunlaşmıştır. Standart modelde krestal kemikte meydana gelen gerilmeler, platform değişimi özellikli modelde llen gerilmelerden daha yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak platform değişimi özellikli implantlarda gerilmeler daha az miktarda lldğ, krestal kemikten uzakta ve implant merkezine doğru yoğunlaştığı bildirilmiştir (Maeda ve ark. 2007).

Çalışmamızda platform değişiminin biyomekanik etkilerini araştırmakla birlikte platform değişiminin biyolojik etkilerinin gözardı edilmemesi gerektiğini düşünmekteyiz. Krestal kemikte meydana gelen rezorpsiyonun nedeni olarak tek başına bir faktörü sorumlu tutmak doğru bir yaklaşım değildir. Biyolojik aralık oluşum süreci, mikroaralık, oklüzal kuvvetler, implant tasarımı, cerrahi travma, hastanın lokal ve sistemik durumu gibi bir çok faktör krestal kemik seviyesinin değişiminde etkilidir (Gültekin 2009; Lazzara ve Porter 2006; Berglundh ve Lindhe 1996; Misch 2005).

Hansson ve Werke çalışmalarında, implantın boyun bölgesinin yivli olarak hazırlanmasının çevre dokulara iletilen gerilmelere etkisini araştırmıştır. Araştırmacı yiv yapısının gerilme dağılımında önemli faktör olduğunu belirtmiş, boyun bölgesi yivli implantlarda düz yüzeyli implantlara oranla gerilmelerde azalma olduğunu bildirmiştir (Hansson 1999; Hansson ve Werke 2003). Bununla birlikte Rahimi ve ark. farklı kortikal kemik kalınlıklarında yivli ve yivsiz boyun yüzeyine sahip implantları modellemişlerdir. Araştırmacılar kortikal kemik kalınlığına bağlı olmaksızın yivli boyun yüzeyine sahip implantlarda gerilmelerin düz yüzeyli implantlara oranla daha düşük miktarda olduğunu tespit etmişlerdir (Rahimi ve ark. 2009).

Çalışmamızda analiz sonuçlarının klinik koşulları yansıtması açısından implant modelleri klinikte sıklıkla kullanılan sistemlerden seçilmiş ve formlar birebir olarak modellenmiştir. Platform değişimi özelliğine sahip Bone Level implantların boyun kısmı yivli tasarıma, Standard Plus implantların boyun kısmı ise yivsiz tasarıma sahiptir. Bu nedenle Standard Plus implantların çevresinde oluşan gerilmelerin daha büyük miktarda ölçülmesinde yivsiz boyun yüzeyine sahip olmasının da etkisi olduğunu düşünmekteyiz.

Benzer bir çalışmada Baggi ve arkadaşları piyasada mevcut bulunan 3 farklı tasarımdaki implantın gerilme dağılımına etkisini sonlu elemanlar analizi uygulayarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada Straumann Standard Plus, Nobel Biocare ve platform değişimi özelliğine sahip Ankylos implantları modellenmiş ve bukkal-lingual olarak 100 N ve dikey olarak da 220 N kuvvet uygulanmıştır. SEA sonucunda kortikal ve spongioz kemikte en düşük gerilmeler platform değişimi özelliğine sahip olan Ankylos implantta ölçülmüştür. En yüksek gerilmeler ise Straumann Standard Plus implantların çevresinde tespit edilmiştir (Baggi ve ark. 2008b).

Diğer bir araştırmada piyasada mevcut 5 farklı implant tasarımının modellenmesi gerçekleştirilerek boyun geometrisi farklılıklarının implant-kemik arayüzündeki gerilmelere etkisi incelenmiştir (Bozkaya ve ark. 2004). İki adet platform değişimi özelliğine sahip implant (Ankylos, Bicon) ile 3 farklı geleneksel implantın (Straumann, Astra, Nobel Biocare) modellenmesi yapılmıştır. Araştırmacı aşırı yükleme koşullarının da simüle edilmesi amacıyla dikey yönde 0-2500 N arası, oblik yönde 11,3 derece açı ile 0-500 N arasında farklı yükler uygulamışlardır. Analizler sonucu gerilmelerin implantın boyun geometrisine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Platform değişimi özelliğine sahip Ankylos ve Bicon implantların gerilmelerde azalmaya sebep olduğu sonucuna varılmış, dar çaplı post kullanımı ile oklüzal yüklemenin kemik dokusuna etkisinin azaltılabildiği bildirilmiştir. Benzer şekilde çalışmamızda platform değişimi özelliğine sahip BL gruplarında gerilmelerin dikey yüklemde %17,5 oblik yüklemde ise %19,9 oranında azaldığı tespit edilmiştir.

Öte yandan Schrottenboer ve ark.'larına ait iki boyutlu SEA çalışmasında ise platform değişiminin krestal kemikte oluşan gerilmeleri dikey kuvvetler altında %2,1 , oblik kuvvetler altında ise %7,1 azalttığı bildirilmiştir. Bu sonuçlar çalışmamızla kısmi olarak paralellik göstermekle birlikte, çalışmamızda platform değişiminin krestal kemikteki etkisi çok daha belirgindir (Schrottenboer ve ark. 2009). Bu farklılığın Schrottenboer ve ark. tarafından yapılan çalışmada 2 boyutlu SEA yöntemi kullanılmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

Platform değişiminin incelendiği 2011 yılına ait bir derlemede dar çaplı post kullanılmasının krestal kemik rezorbsiyonuna olumlu etkisi olduğu ve bunun 4 farklı mekanizma ile gerçekleştiği belirtilmiştir. Araştırmacı bunları; (1) iltihabi hücre infiltrasyonunun implant merkezine doğru konumlanarak krestal kemikten uzaklaşması , (2) biyolojik genişliğin yatay yönde konumlanması sonucu krestal kemikteki olumsuz etkisinin azalması, (3) implant-post arasındaki mikroaralığın krestal kemikten uzaklaşarak olumsuz etkisinin azalması, (4) krestal kemikte oluşan gerilmelerin azalması olarak sınıflamıştır (Prasad ve ark. 2011) .

Buna göre çalışmamızda sonlu elemanlar gerilme analizi uygulanarak bu dört faktörden yalnızca biri olan kemik dokusundaki gerilme miktarlarındaki değişimleri araştırdık. Araştırmamızın sonuçlarına göre;

- Platform değişimi uygulanan gruplarda gerilmelerin, geleneksel implantlara oranla hem dikey hem de oblik yüklemde azaldığı tespit edilmiştir. Kortikal kemikte gerilmelerin azalması ile platform değişiminin biyomekanik açıdan avantaja sahip olduğunu ve krestal kemik kaybının azaltılmasında etkili bir yöntem olduğunu düşünmekteyiz.

- Anatomik kısıtlamalar nedeni ile açılı yerleştirilen implantlar çevresinde gerilmelerin arttığı tespit edilmiştir. Köprü protezinde en distal dayanağın bukkal-lingual olarak 15 derece açılı yerleşimi gerilmeleri hem distal hem de mezial dayanak çevresinde arttırmaktadır. Bu nedenle açılı yerleştirilmesi planlanan implantların platform değişimi özellikli olmasının avantajlı olduğunu düşünmekteyiz.

- Alt çene arka bölgede implant çapı 4,1 mm'den 4,8 mm'ye arttırıldığında krestal kemikte oluşan gerilmelerin hem dikey hem de oblik yüklemde azaldığı tespit edilmiştir. Bu bölgede implantın oklüzal plana dik olarak yerleştirilemediği durumlarda mümkün olan en geniş çaplı implant kullanılmasının biyomekanik olarak avantajlı olduğu görüşündeyiz.

- Platform değişimi özelliğine sahip implantlarda implantın boyun bölgesinde oluşan Von Misses gerilmeleri hem dikey hem de oblik yüklemde artmaktadır. Bu durumun protetik komplikasyon riskini arttırabileceği düşünülmekle birlikte, bu sonuç konu ile ilgili yapılan klinik çalışmalar ile desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

Abrahams, J.J. (1993). *Anatomy of the Jaw Revisited with a Dental CT Software Program*. AJNR, **14**, 979-990

Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P.O., Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*, **25**, 721-727.

Abrahamsson, I., Berglundh, T., Linde, J. (1998). Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res*, **9**, 73-79.

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, **10**, 387-416

Akça, K., Çehreli, MC, İplikçioğlu H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int. J Prosthodont*, **15**, 115-121.

Akça, K. (1998). *Mandibuler Kennedy I ve II Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kemiğin Bukko-Lingual Açılanmasından Kaynaklanan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Araştırılması*. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara.

Akça, K., İplikçioğlu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int j Oral Maxillofac Implants*, **16**, 722-730

Akça, K., İplikçioğlu, H. (2001). Evaluation of the Effect of the Residual Bone Angulation on Implant-Supported Fixed Prostheses in Mandibular Posterior Edentulism. Part I: Spiral Computed Tomography Study. *Implant Dentistry*, **10**, 216-222

Albrektsson, T., Branemark, PI., Zarb, G. (1985). Bone tissue response In Tissue Integrated Prostheses, *Quintessence*

- Albrektsson, T., Zarb, D., Worthington, P., Eriksson, A.R. (1986). The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1**, 1-25.
- Alkan, I., Sertgöz, A., Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*, **91**, 319-25
- Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*, USA:Elsevier.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **100(6)**, 422-431.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Maceri, F., Vairo, G. (2008) Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, **16**, 971–987.
- Balathioğlu, A. (2000). *Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi*. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul
- Barbier, L., Van der Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E., Van der Perre G. (2008). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehab*, **25**, 847-858.
- Bassit, R., Lindström, H., Rangert, B. (2002). In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17(1)**, 17-23.
- Baumeister, T., Avallone, EA. (1978). *Marks' standard handbook of mechanical engineers*. Ed 8, New York: McGraw-Hill.
- Becker, J., Ferrari, D., Herten, M., Kirsch, A., Schaer, A., Schwarz, F. (2007). Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol*, **34(12)**, 1089-96.
- Berglundh, T., Lindhe, J. (1996). Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *Journal of Clinical Periodontology*, **23**, 971–973.

- Bidez, M.W., Misch, C.E. (1992) Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*, **1**(4): 289–294.
- Binon, P.P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Imp*, **15**(1), 76-94.
- Block, M.S., Delgado, A., Fontenot, M.G. (1990). The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*, **48**(2), 174-8.
- Bobyn, J.D., Mortimer, E.S., Glassman, A.H., Engh, C.A., Miller, J.E., Brooks, C.E. (1992). Producing and avoiding stress shielding. *Clin Orthop Rel Res*, **274**, 79-96.
- Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, **92**(6), 523-30.
- Branemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J., Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, **3**(2), 81-100.
- Brauer, J.,R. (1993). *What every engineer should know about finite element analysis*. Second Ed. New York: Marcel Dekker, Inc.
- Brunski, J.B. (1988). Biomechanical considerations in dental implant design. *Int J Oral Imp*, **5**(1), 31-4.
- Brunski, J.B., Puleo, D.A., Nanci, A. (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. The *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15**(1),15-46.
- Burns, D.R., Crabtree, D.G., Bell, D.H. (1988). Template for Positioning and Angulation of Intraosseous Implants. *J Prosthet Dent*, **60**, 479-483
- Buser, D., Weber, H.C., Bragger, U. (1991). Tissue integration of one-stage ITI implants: 3 year results of a longitudinal study with hollow cylinder and hollow screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implant*, **6**, 405-12.
- Buser, D., Nydegger, T., Hirt, H.P. (1998). Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implant*, **13**, 611–619.

- Buser, D., Belser, U.C., Lang, N. (1998). The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology 2000* 1998, **17**, 106–118.
- Calvo-Guirado, J.L., Ortiz Ruiz, A.J., Go'mez Moreno, G., Lo'pez Mari, L., Bravo Gonza'lez, L.A. (2008). Immediate loading and immediate restoration in 105 expanded-platform implants via the Diem System after a 16-month follow-up period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **13**, 576—81.
- Cappiello, M., Luongo, R., Di Iorio, D., Bugea, C., Cocchetto, R., Celletti R. (2008). Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **28**, 347—55.
- Caputo, AA., Standlee, J. (1987). *Biomechanics In Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc.
- Carlson, B., Carlsson, G.E. (1994). Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **9**, 90-4.
- Carlsson, G.E., Lindquist, L.W. (1994). Ten-year longitudinal study of masticatory function in edentulous patients treated with fixed complete dentures on osseointegrated implants. *Int J Prosthodont*, **7**, 448–53.
- Carranza, F.A., Newman, M.G. (1996) *Clinical Periodontology*. Philadelphia: Saunders Company.
- Castellani, R., de Ruijter, A., Renggli, H. ve Jansen, J. (1999). Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clinical Oral Implants Research*, **10(5)**, 369–78.
- Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehab*, **29(6)**, 565-74.
- Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Stohler, C.S. (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*, **67(3)**, 361-4.
- Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S., Pipko, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **6(4)**, 391-8.

- Clelland, N.L., Lee, K.L., Bimbenet, O.C., Brantley, W.A. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, **4**(2), 95-100.
- Cochran, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, **11**(1), 33-58.
- Cook, S.D., Klawitter, J.J., Weinstein, A.M. (1982). The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res*, **16**(4), 369-79.
- Cowin, S.C. *Bone Mechanics*. (1989) Boca Raton, Fla: CRC Press.
- Craig, J. M., Powers, J.M. (2002) *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby.
- Craig, R.G. (1980) *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby Co.
- Çağlar, A., Aydın, C., Yılmaz, C., Korkmaz, T. (2006). Effects of mesio-distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **21**(1), 36-44.
- Çankaya, M.Ö. (2005). *Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul.
- Çimen, H. (2010). *Platform Switch Uygulamasının Çevre Kemik Dokusunda Oluşturduğu Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi*. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul. 2010
- David, A., Barry, M., Amir, H. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*, **4**, 285–291.
- De Vree, J.H., Pires, M.C. (1983). Plasschaert, A.J. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehab*, **10**(6), 505-517.
- Degidi, M., Iezzi, G., Scarano, A., Piattelli, A. (2008) Immediately loaded titanium implant with a tissue stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clin Oral Implants Res*, **19**, 76—82.

- DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella B. (2000). The role of finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, **26(2)**, 77-81.
- Duyck, J, Ronold, H.J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander, S.J., Ellingsen, J.E. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*, **12**, 207–218.
- El Askary, A.S., Meffert, R.M., Griffin, T. (1999). Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dentistry*, **8**, 173–85,
- English, C., Bahat, O., Langer, B., Sheets, C.G. (2000) What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15(2)**, 293-6.
- Ericsson, I., Persson, L.G., Berglundh, T., Marinello, C.P., Lindhe, J., Klinge, B. (1995). Different types of inflammatory reactions in periimplant soft tissues. *J Clin Periodontol*, **22**, 255–261.
- Eskitaşçıoğlu, G., Üşümez, A., Sevimay, M., Soykan, E., Ünsal, E. (2004) The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, **91**, 144-50.
- Eskitaşçıoğlu, G., Yurdukoru, B. (1995) Dişhekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi *AÜ Diş Hek Fak Derg*, **22**, 201-205
- Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U. (1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, **106**, 527–51.
- Ettinger, R.L., Spivey, J.D., Han, D.H., Koobusch, G.F. (1993) Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: A pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **8(4)**, 420-7.
- Fanuscu, M.I., Vu, H.V., Poncelet, B. (2004) Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis, *J Oral Implantol*, **30(2)**, 59-68.
- Farah, J.W., Craigh, R.G., Sikarskie. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomechanics*, **6**, 511–520.

- Franklin, F.E. (1998). *Stress Analysis. Mechanical Engineers' Handbook*. Wiley Interscience.
- French, A.A., Bowles, C.Q., Parham, P.L., Eick, J.D., Killoy, W.J., Cobb, C.M. (1989). Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **9(3)**, 221–230.
- Friberg, B., Jemt, U., Lekholm, U. (1991). Early Failures in 4641 Consecutively Placed Bränemark Implants: A Study From Stage 1 Surgery to the Connection of Completed Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **6**, 142-146
- Frost, H.M. (2004) A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*, **74(1)**, 3–15.
- Frost, H.M. (1992). Perspectives: Bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*, **19(3)**, 257–271.
- Frost, H.M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage. Redefining Wolff's law: The bone modelling problem. *Anatomical Records*, **226**, 403-13.
- Frost, H.M. (1994). Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*, **64**, 1775-1788.
- Fung, YC. (1993). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. Second ed.* New York: Springer-Verlag:
- Gardner, D.M. (2005) Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *NY State Dent J*, **71**, 34-7.
- Gargiulo, A.W., Wentz, F.M., Orban, B. (1961) Dimensions and the relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol*, **32**, 261-267.
- Gashi, B. (2009). *Posterior Maksillada Yeterli Kemik Hacminin Olmadığı Durumlarda İmplant Uygulamasında kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul.
- Geng, J.P., Tan, K.B., Liu, GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **85(6)**, 585-98.
- Geramy, A., Morgano, S.M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*, **92(5)**, 434-40.

- Gray, H, Goss, C.M. (1967). *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Gültekin, B.A. (2009). *Farklı Platform Boyutlarına Sahip İmplantların Peri-İmplanter Dokular Üzerindeki Etkilerinin Klinik incelenmesi*. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- Gümüş, H.Ö. (2007). *Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının Ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması*. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara.
- Haack, J.E., Sakaguchi, R.L., Sun, T., Coffey, J.P. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10**, 529-36.
- Hagiwara, Y. (2010). Does platform switching really prevent crestal bone loss around implants? *Japanese Dental Science Review*, **46**, 122—131
- Hancı, M., Bozdağ, E., Arpacı, A. (2000) *Biyomekanik*. İstanbul: Logos Yayıncılık.
- Hansson, S., Werke, M. (2003) The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*, **36**, 1247–1258
- Hansson, S. (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res*, **10**, 394–405.
- Haraldson, T., Carlsson, GE. (1977) Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*, **85(3)**, 200-208.
- Hemmings, K.W., Schmitt, A., Zarb, G.A. (1994) Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **9**, 191-6.
- Henry, P.J., Tolman, D., Bolender, C. (1993) The Applicability of Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Patients: Three-year Results of a Prospective Multicenter Study. *Quintessence Int*, **24**, 123-129
- Hermann, J., Buser, D., Schenk, R.K., Schoolfield, J.D., Cochran, D.L. (2001). Biologic width around one- and two-piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res*, **12**, 559–571.

Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Nummikoski, P.V., Buser, D., Schenk, R.K., Cochran, D.L. (2001) Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **16**, 475–485.

Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Schenk, R.K., Buser, D., Cochran, D.L. (2001). Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, **72**, 1372–1383.

Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., Konvickova, S. (2004) Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **91**, 20-5.

Hobkirk, J.A. ve Psarros, K.J. (1992) The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *The Int J Oral Maxillofac Impl*, **7(3)**, 345-52.

Hofschneider, U., Tepper, G., Gahleitner, A., Ulm C. (1999) Assessment of the blood supply to the mental region for reduction of bleeding complications during implant surgery in the interforaminal region. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **14**, 379-83.

Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M., Mante, F. (1998) 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. *J Oral Implantol*, **24(2)**, 80–88.

Hosny, M., Duyck, J., Van, S.D., Naert, I. (2000) Within-Subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial prostheses: Up to 14-year follow up study. *Int J Prosthodont*, **13**, 340-346.

Huiskes, R., Weinans, H., Van Rietbergen, B. (1992) The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Rel Res*, **274**, 124-34.

Hürzeler, M., Fickl, S., Zuhr, O., Wachtel, H.C. (2007) Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral and Max.Surg*, **65(7)**, 33-39

Ivanoff, C.J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B., Lekholm, U. (1997) Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **26(2)**, 141-8.

Ivanoff, C.J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C. ve Lekholm, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Impl*, **14(2)**, 173-80.

İnan, M. (1988) *Cisimlerin mukavemeti* 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 12-342.

İplikçioğlu, H., Akça, K. (2002) 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*, **30(1)**, 41-46.

Ismail, Y.H., Azarbal, M., Kapa, S.F. (1995). Conventional Linear Tomography: Protocol for Assessing Endosseous Implant Sites. *J Prosthet Dent*, **73**, 153-157

Jemt, T., Carlsson, G.E. (1986). Aspects of mastication with bridges on osseointegrated implants. *Scandinavian Journal of Dental Research*, **94**, 66–71.

Jemt, T., Lekholm, U., Grondahl, K. (1990). 3-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **10**, 341-50

Jemt, T., Lekholm, U. (1993). Oral Implant Treatment in Posterior Partially Edentulous Jaws: A 5-Year Follow-up Report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **8**, 635-640

Jemt, T., Pettersson, P. (1993). A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent*, **21**, 203-8.

Jorneus, L., Jemt, T., Carlsson, L. (1992) Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **7**, 353-9.

Karataşlı, B. (2010). *Farklı Altyapı Materyallerinin Kullanımının Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ve Mekanik Testler ile Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi*. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Kayabaşı, O. (2003). Kalça Eklemleri Protezinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, *Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü*. Kocaeli.

- Keyak, J.H., Meagher, J.M., Skinner, H.B., Mote, C.D. Jr. (1990). Automate three dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomedical Engineering*, **12** (5), 389-397.
- Kirsch, A., Mentag, P. (1986). The IMZ endosseous two phase implant system: A complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol*, **12**, 576-589.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S. ve Miyakawa, O. (2005) Influence of marginal bone resorption on stress around an implant — a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32**(4), 279-86.
- Kohn, D.H. (1992) Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol*, **18**(3), 204-19.
- Kuroe, T., Caputo, A.A., Ohata, N., Itoth, H. (2001). Biomechanical effects of cervical lesion and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence*, **32**, 111–118.
- Kurtay, T. (1980). *Sonlu Elemanlar Yöntemine Giriş*. İTÜ Makine Fakültesi Ziraat Makineleri Kürsüsü Ders Notları.
- Lan, T.H., Pan, C.Y., Lee, H.E., Huang, H.L., Wang, C.H. (2010). Bone Stress Analysis of Various Angulations of Mesiodistal Implants with Splinted Crowns in the Posterior Mandible: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25**, 763–770.
- Landolt, M., Blatz, M. (2008). The concept of platform switching. *Pract Proced Aesthet Dent*, 20:55.
- Langer, B., Langer, L., Herrmann, I., Jorneus, L. (1993) The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **8**(4), 400-8.
- Lautenschlager, E.P., Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, **43**, 245-253.
- Lazzara, R.J., Porter, S.S. (2006). A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **26**(1), 9-17.
- Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., Wright, R. F. (2005) Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **94**(4), 377-81

- Leimola, R., Peltola, J., Oksala, E. (1995). ITI titanium plasma-sprayed screw implants in the treatment of edentulous mandibles: A follow-up study 39 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10**, 373-378.
- Leinfelder, K.F., Lemons, J.E. (1988). *Clinical restoration materials and techniques*. Philadelphia: Lea&Febiger.
- Lekholm, U., Zarb, G.A. (1985) Patient Selection And Preparation. *Quintessence Pub Co*, 199-209
- Lemons, J.E., Philips, R.W. (1993). *Biomaterials for dental implants*. St Louis, Mosby.
- Li D.H., Liu B.L., Zou J.C., Xu K.W. (1999). Improvement of osseointegration of titanium dental implants by amodified sandblasting surface treatment: an in vivo interfacial biomechanics study. *Implant Dentistry*, **8**, 289–294.
- Linderholm, H., Wennstrom, A. (1997). Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontol Scan*, **28**, 679-689.
- Lobezoo, F., Brouwers, J.E.I.G., Cune, M.S., Naeije, M. (2006). Dental implants in patients with bruxing habits. Review Article. *J Oral Rehabil*, **33**, 152–159.
- Lohmann, C.H., Bonewald, L.F., Sisk, M.A., Sylvia, V.L., Cochran, D.L., Dean, D.D. (2000). Maturation state determines the response of osteogenic cells to surface roughness and 1,25-dihydroxyvitamin D3. *J Bone Miner Res*, **15(6)**, 1169-1180.
- Lum, L.B. (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, **17(2)**, 126-131.
- Maeda, Y., Miura, J., Taki, I., Sogo, M. (2007). Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*, **18(5)**, 581-4.
- Mailath, G., Stoiber, B., Watzek, G., Matejka, M. (1989). Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Z Stomatol*, **86(4)**, 207-16.
- Martin, J.Y., Schwartz, Z., Hummert, T.W., Schraub, D.M., Simpson, J., Lankford, J. (1995) Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res*, **29(3)**, 389-401.

- Matsushita, Y., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H. & Suetsugu, T. (1990) Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *Journal of Oral Implantology*, **16**, 6–11.
- Mc Neill, C. (1997). *Fundamental occlusal therapy consideration science and practice of occlusion*. Quintessence Publishing Co. Inc.
- McGlumphy, E.A., Mendel, D.A., Holloway, J.A. (1998) Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*, **42**, 71-89.
- Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F., Steen, W.H. (1993). A Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehab*, **20(2)**, 147-57.
- Meijer, H.J., Starmans, F.J., Steen, W.H., Bosman, F. (1993). A three-dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*, **38(6)**, 491-6.
- Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starmans, F.J.M., Bosman, F. (1982) Stress distribution around dental implants. Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, **68**, 96–102.
- Misch, C.E. (1993). *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby.
- Misch, C.E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. *Int J Oral Implantol*, **6**, 23-31.
- Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. Missouri: Elsevier Mosby.
- Misch, C.E. (2002). The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today*, **21**, 76-81.
- Naert, I.E., Duyck, A., Hosny, M.M., Quirynen, M., Van, SD. (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*, **12**, 245-251
- Nyström, E., Legrell, P.E., Forssell, A., Kahnberg, K.E. (1995). Combined use of Bone Grafts and Implants in the Severely Resorbed Maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **24**, 20-25

Özgövde, N.O. (2003). *Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul.

Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1996) Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function. *J Prosthet Dent*, **76(6)**, 633–640.

Parnia, F., Mahboub, F., Gavgani, F.E. (2010). Tomographic volume evaluation of submandibular fossa in patients requiring dental implants *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **109**, 32-36

Petrie, C.S., Williams, J.L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*, **16(4)**, 486-494.

Pillar, R.M., Deporter, D.A., Watson, P.A., Valiquette, N. (1991). Dental implant design: Effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res*, **25**, 467–483.

Prasad, K.D., Shetty, M., Bansal, N., Hegde, C. (2011). Platform switching: An answer to crestal bone loss. *J Dent Implant*, **1**, 13-7

Quirynen, M., Naert, I., Van Steenberghe, D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res*, **3(3)**, 104–111.

Raadsheer, M.C., Van Eijden, T.M., Van Ginkel, F.C., Prahl-Andersen, B. (1999) Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res*, **78(1)**, 31-42.

Rahimi, A., Bourauel, C., Jager, A., Gedrange, T., Heinemann, F. (2009) Load transfer by fine threading the implant neck – a FEM study. *Journal of Physiology and Pharmacology*, **60 (8)**, 107-112

Rangert, B., Jemt, T., Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxil Implants*, **4**, 241-7

- Rangert, B., Krogh, P.H.J., Langer, B., Roedel, V.N. (1995) Bending Overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis. *Int J Oral Maxill Implants*, **10**, 326-34
- Rangert, B., Sullivan, R. (1993) Biomechanical principles preventing prosthetic overload induced by bending. *Nobelpharma News*, **7(3)**, 4-5.
- Richter, E.J. (1995) In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10**, 99-108.
- Saab, X.E., Griggs, J.A., Powers, J.M., Engelmeier, R.L. (2007) Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*, **97(2)**, 85-92.
- Sağesen, L.E. (2000). *İçi boş silindir (Hallow Cylinder) implant destekli overdenture'lerde iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımlarına etkileri*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara,
- Sağat, G. (2002) *Üstçene total dişsizlik vakları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implant çevresindeki stres dağılımına etkisinin FEM analizi yöntemiyle araştırılması*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul
- Sauberlich, S., Klee, D., Richter, E.J., Hocker, H. ve Spiekermann, H. (1999). Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, **10(5)**, 379-93.
- Schrotenboer, J., Tsao, Y.P., Kinariwala, V., Wang, H.L. (2009). Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent*, **18(3)**, 260-9.
- Schwartz, Z., Lohmann, C.H., Vocke, A.K., Sylvia, V.L., Cochran, D.L., Dean, D.D., Boyan, B.D. (2001). Osteoblast response to titanium surface roughness and 1alpha,25-(OH)(2)D(3) is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway. *J Biomed Mater Res*, **56(3)**, 417-426.
- Sclar, A.G. (2003) *Soft tissue and esthetic considerations in implant therapy*. Quintessence Publishing Co.

- Sertgöz, A., Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*, **76**, 165-169.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kılıçarslan, M.A., Eskitaşçıoğlu, G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, **93**, 227-34.
- Sevimay, M. (2002). *İmplant Üstü Kron Tasarımlarında Farklı Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi*. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul
- Skalak, R. (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, **49(6)**, 843-848.
- Som, P.M., Curtin, H.D. (1996). *Head and Neck Imaging*. St. Louis: Mosby.
- Somborac, M. (2007). Platform Switching to Improve Implant Performance; Myth or Fact?. *Oral Health*, **97**, 10
- Sonugelen, M., Artunç, C. (2002) *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*. İzmir: Ege Üniv. Dişhek. Fak. Yayınları.
- Stanford, C.M., Brand, R.A. (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *J Prosthet Dent*, **81**, 553-61.
- Steigenga, J., Al-Shammari, K.F., Nociti, F.H., Misch, C.E., Wang, H.L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*, **12(4)**, 306-17.
- Stella, J.P., Tharanon, W. (1990). A precise radiographic method to determine the location of the alveolar canal in the posterior edentulous implants. Part 1: Technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **5**, 130-141.
- Sullivan, D.Y. (1986). Prosthetic Considerations for the Utilization of Osseointegrated Fixtures in the Partially Edentulous Arch. *Int J Oral Maxill Implants*, **1**, 39-45
- Sütpideler, M., Eckert, S., Zobitzs, M., An, K.N. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **19(6)**, 819-825.

- Şahin, S., Çehreli, M., Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. Review. *J Dent*, **30**, 271-282.
- Tabata, L.F., Assuncao, G.W., Barao, V.A.R., De Sousa, E.A.C., Gomes, E.A., Delben, J.A. (2010). Implant platform switching: Biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*, **21**, 182-187
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **18**(3), 357-68.
- Tarnow, D.P., Cho, S.C., Wallace, S.S. (2000) The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*, **71**(4):546–549.
- Taylor, T., Agar, J.R., Vogiatzi, T. (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxill Implants*, **15**, 66-77
- Teixeria, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, **25**, 299-303.
- Tepper, G., Hofschneider, U.B., Gahleitner, A., Ulm, C. (2001). Computed tomographic diagnosis and localization of bone canals in the mandibular interforaminal region for prevention of bleeding complication during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **16**, 68-72.
- Todescan, F., Pustiglioni, F., Imbronito, A., Albrektsson, T., Gioso, M. (2002). Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: A histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implant*, **17**, 467–472.
- Tosun, T. (1997). *Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul.
- Tunalı, B. (1996). *Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş*, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul.

- Türkoğlu, P. (2006). *Alt Çeneye Uygulanan İmplantların Lineer Ve Doğrusal Olmayan Yerleşimlerinin Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi.
- Ulusoy, M., Aydın, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 23, Baskı, Ankara,
- Vacek, J.S., Gher, M.E., Assad, D.A. (1994). The dimensions of the human dentogingival junctions. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **14**, 155-165.
- Valen, M. (1983). The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional Flexi-Cup blades. *Journal of Oral Implantology*, **11(1)**, 49- 71.
- Van Eijden, T.M. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*, **36(7)**, 535-9.
- Van Staden, R.C., Guan, H., Loo, Y.C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Com Meth Biomech Biomed Eng*, **4**, 257- 270.
- Van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrman, I., Higuchi, K., Laney, W., Linden, U., Astrand, P. (1990). The Application of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **5**, 272-281
- Van Steenberghe, D. (1989). A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent*, **61**, 217-222.
- Van Steenberghe, D, De Mars G, Quirynen M. (2000). A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self- tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Imp. Res*, **11**, 202-209.
- Wagenberg, B., Froum, S.J. (2010) Prospective Study of 94 Platform-Switched Implants Observed from 1992 to 2006. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **30**, 9–17.
- Wang. R.R., Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence International*, **27(6)**, 401-8.

- Wataha, J.C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, **23**(2), 79-90.
- Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, T.C., Fukuda, H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position and load direction on stress distribution. *Odontology*, **91**, 31-36.
- Watzak, G., Zechner, W., Ulm, C., Tangl, S., Tepper, G., Watzek, G. (2005). Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res*, **16**(4), 408-416.
- Wheeler, R.C. (1969) *An atlas of tooth form*. Toronto: Saunders Co.
- Wyatt, C.C.L., Zarb, G.A. (1998). Treatment Outcomes of Patients with Implant Supported Fixed Partial Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**, 204-211
- Yıldırım, E.E. (2007). *Ağız içi implantlarda açılı abutman kullanılmasının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine etkisinin in vitro incelenmesi*. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E., Aksu, L. (2003). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: A. Ü. Basımevi.
- Zarb, G.A., Albrektsson, T. (1985) *Tissue integrated Prostheses, "Nature of implant abutments"*. Chicago: Quintessence Publishing.
- Zarb, G.A., Albrektsson, T. (1998). Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*, **80**, 641-64.
- Zyl, P.P., Grundling, N.L., Jooste, C.H., Terblanche E. (1995) Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10**, 51-57.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Murat Mehmet	Soyadı	Dinç
Doğ.Yeri	Aksaray	Doğ.Tar.	21.06.1982
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	57757546220
Email	mumedi@gmail.com	Tel	05336537127

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2005
Lisans		
Lise	Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesi	2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma görevlisi	İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi	2009-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi	59	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	78	78	78
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Adobe Photoshop	Çok iyi

Microsoft Office	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri**Özel İlgi Alanları (Hobileri):**