

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ



**ATROFİK POSTERİOR MANDİBULAR
KRETLERDE FARKLI BOY ÇAP AÇI VE
DİZAYNLARDA YERLEŞTİRİLEN
İMLANTLARDA VE ÇEVRE KEMİKTE
MEYDANA GELEN STRESLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Orhan Zeki RASTGELDİ

Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Burak CEZİRLİ

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından BU-1704 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU - 2018

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**ATROFİK POSTERİOR MANDİBULAR
KRETLERDE FARKLI BOY ÇAP AÇI VE
DİZAYNLARDA YERLEŞTİRİLEN
İMPLANTLARDA VE ÇEVRE KEMİKTE
MEYDANA GELEN STRESLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Orhan Zeki RASTGELDİ

Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Burak CEZİRLİ

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından BU-1704 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU - 2018

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Orhan Zeki RASTGELDİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eđitimim ve tez çalıŐmam sűresince benden yardımını hiçbir zaman esirgemeyen, bana her tűrlű bilgi ve desteđini sunan deđerli hocam ve tez danıŐmanım sayın Dr. Őđr. Őyesi Burak CEZAIRLİ'ye,

Uzmanlık eğitimim sűresince boyunca bilgi, deneyim ve yardımlarıyla mesleki eğitimime katkıda bulunan değerli hocalarım Doç. Dr. Mehmet Melih ŐMEZLİ ve Dr. Őđr. Őyesi Ferhat AYRANCI'ya,

Beni her zaman destekleyen, sonsuz sevgi ve anlayıŐlarını esirgemeyen babam Enver RASTGELDİ, annem Emine Semra RASTGELDİ ve abim Osman RASTGELDİ'ye,

Doktora çalıŐmam boyunca sabrı, Őzverisi ve sevgisiyle hep yanımda olan sevgili eŐim Műnibe Selin RASTGELDİ'ye,

Berberer gűrev yaptıđımız sűre boyunca benden yardımlarını esirgemeyen ve bana bilgi ve deneyimleriyle yol gűsterici olan Dt. Damla TORUL'a,

Birlikte çalıŐmaktan keyif aldığım, dostluklarından her zaman mutluluk duyduğum arkadaŐlarım Uzm Dt. Efe Can SİVRİKAYA, Dt. Hale YURTYAPAN ve tűm asistan arkadaŐlarıma,

TeŐekkűrlerimi sunarım...

Bu uzmanlık tezi **Ordu Őniversitesi Bilimsel AraŐtırma Projeleri Birimi** tarafından **BU-1704** proje numarası ile desteklenmiŐtir. Tűm destekleri için Bilimsel AraŐtırma Projeleri Birimine teŐekkűrlerimi sunarım.

ÖZET

ATROFİK POSTERİOR MANDİBULAR KRETLERDE FARKLI BOY ÇAP AÇI VE DİZAYNLARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARDA VE ÇEVRE KEMİKTE MEYDANA GELEN STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Atrofiye uğramış mandibular posterior bölgelerde geleneksel yöntemlerle implant uygulanırken anatomik limitasyonlarla karşılaşılabilir. Bu durumun üstesinden gelebilmek için geliştirilen, inferior alveolar sinir lateralizasyonu, distraksiyon osteogenezisi ve blok greft uygulamaları ile değişen oranlarda başarı elde edilebilmektedir ancak bu teknikler çeşitli komplikasyonlara neden olabilmektedir. Kısa implantlar ve açılı implantlar atrofik çenelerde ya da alveolar kemik yüksekliğinin anatomik yapılar nedeniyle sınırlı kaldığı durumlarda ek cerrahi işlemler uygulanmasına gerek kalmadan implant yerleştirilebilmesine olanak tanımaktadır. Çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak implant uzunluğu, çapı ve yerleştirilme açısının; kortikal, spongiöz kemik ve implantlarda oluşturduğu streslerin analiz edilip kıyaslanması amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Mandibular birinci molar dişin kaybına bağlı olarak atrofiye uğramış alveolar kemik segmentini içeren mandibula modeli ve beş farklı implant modeli implant üstü yapılarıyla beraber 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmek üzere sanal olarak oluşturuldu. Açılı implantların 3.75 mm çap, 10 mm uzunluğa sahip ve dişin uzun aksına 15°, 20°, 25° açı ile yerleştirilecek şekilde, kısa implantların da 4.5 mm çap, 6 mm uzunluk ve 5.0 mm çap, 7.5 mm uzunluğa sahip olacak şekilde modellenmesi yapıldı. Her modele 150 N vertikal ve 150 N bukkolingual açılı kuvvet uygulandı. Oluşan stresler Algor Fempro (Algor Inc., ABD) programı ile incelendi.

Bulgular: Kortikal kemikte oluşan asal stresler spongiöz kemikte oluşan asal streslerden daha yüksek değerlerde olmuştur. Oblik kuvvet altında kortikal kemikte, spongiöz kemikte ve implantlarda daha yüksek stres değerleri oluşmuştur. Oblik kuvvet altında kortikal kemik kısmında en yüksek sıkışma ve gerilme stresi değeri

15° açılı implant modelinde görülürken en düşük sıkışma ve gerilme stresi değeri 7.5 mm uzunluk ve 5 mm çapa sahip kısa implant modelinde görülmüştür.

Sonuç: Vertikal ve oblik kuvvet altında modellerin kortikal kemik, spongiöz kemik kısımlarında ve implantlarda kısa implant modellerinde daha düşük stres değerleri oluşmuştur. Tüm modellerde elde edilen sıkışma ve gerilme stres değerleri, kortikal ve spongiöz kemiğin sıkışma ve gerilme eşik değerlerinin altında ölçülmüştür. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri implantın kırılma direncinin altında ölçülmüştür. Mandibular posterior bölgede kısa implant uygulamasının açılı implant uygulamasına göre daha iyi bir seçenek olabileceği değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Atrofik mandibula, kısa implantlar, açılı implantlar, sonlu elemanlar stres analizi

ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF IMPLANTS PLACED IN DIFFERENT LENGTH DIAMETER ANGLE DESIGN AND PERIPHERAL BONE IN ATROPHIC POSTERIOR MANDIBULA

Aim: Atrophic ridges in the posterior mandible present serious limitations for conventional implant placement. Different techniques for dealing with this problem have been developed, with varying results. The most common approaches include block grafts, lateralization of the inferior alveolar nerve, and alveolar distraction osteogenesis techniques, but these procedures are often accompanied by complications. Short implants and tilted implants allow the placement of the implants into the atrophic jaws or cases that alveolar bone height limited by anatomical structures without additional surgical augmentation procedures. Our aim was to analyze and compare the effects of implant length, diameter and tilting on stress distributions of cortical, cancellous bone and implant body using using 3-dimensional (3-D) finite element stress analysis (FESA).

Material and Method: A 3-D FESA model of a atrophic mandibular section of bone with missing first molar tooth was developed, and five different implant models with prosthetic components were developed. The standart implant models with 3.75 mm diameter and 10 mm lenght were placed with 15°, 20°, 25° angulations buccolingually to the long axis of the tooth, while the short implant models with 4.5 mm, 5 mm diameter and 6 mm, 7 mm length respectively were placed perpendicular to the oclusal plane. A vertical load of 150 N and a buccally-oriented (45) oblique load of 150 N was applied to the crown. The stresses created were analyzed with Algor Fempro (Algor Inc., USA) program.

Results: The results demonstrated that the principal stresses in the cortical bone were higher than the principal stresses in the spongius bone. Oblique forces created higher stress values than vertical forces. The highest compressive and tensile stress values in the cortical bone portion under the oblique force were observed in the 15° angle implant model, while the lowest compressive stress and tensile stress

values were found in the short implant model with 7.5 mm length and 5 mm diameter.

Conclusion: Under vertical and oblique force, lower stress values were observed in cortical bone, spongy bone parts and implants in short implant models than tilted implant models. The compressive and stress stress values obtained in all models were below the compressive (~ **-167 Mpa**) and tensile (~**121 Mpa**) threshold values of the cortical and spongy bone. The Von Mises stress values that occur in the implants were below the fracture resistance of the implant (~**900 Mpa**). It has been evaluated that short implant application in mandibular posterior region may be a better option than buccolingually tilted implant application.

Key words: Atrophic mandibula, short implants, tilted implants, finite elements stress analysis

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	Sayfa no
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
TEZ BİLDİRİMİ.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
GRAFİKLER DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon.....	3
2.2. Kemik Değerlendirmesi ve Rezorbsiyon.....	4
2.2.1. Kemik Dokusu.....	4
2.2.2. Kemik Sınıflandırması.....	5
2.2.3. Kemik Rezorbsiyonu.....	6
2.2.3.1. Kemik Miktarı Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırması..	7
2.3. İmplant Çeşitleri.....	7
2.3.1. Subperisotal İmplant.....	7
2.3.2. Transosteal (Transmandibular) İmplant.....	8

2.3.3. Submüköz İmplant.....	8
2.3.4. Endosseoz (Endosteal) İmplant.....	8
2.3.4.1. Blade İmplant.....	9
2.3.4.2. Kök Formundaki İmplantlar.....	9
2.4. İmplantlarda Biyomekanik.....	11
2.4.1. Kuvvet.....	11
2.4.1.1. Kuvvetin Büyüklüğü.....	11
2.4.1.2. Kuvvetin Tipi.....	12
2.4.1.3. Kuvvetin Uygulama Süresi.....	12
2.4.1.4. Kuvvetin Yönü.....	12
2.4.2. İmplantın Makro Tasarımı.....	12
2.4.2.1. İmplant Çapı ve Uzunluğu.....	13
2.4.2.2. Yiv Geometrisi.....	13
2.4.2.2.1. Yiv Adımı.....	13
2.4.2.2.2. Yiv Derinliği.....	14
2.4.2.2.3. Yiv Şekli.....	14
2.5. Biyomekanik Kavramlar.....	15
2.5.1. Stres.....	15
2.5.1.1. Asal Stres (Principal Stress)	17
2.5.1.2. Von Mises Stresi.....	17
2.5.1.3. Gerinim (Strain)	17
2.5.2. Elastisite modülü (Young Modulus)	18
2.5.3. Poisson Oranı.....	18
2.5.4. Lineer Elastik cisim.....	18
2.5.5. İzotrop cisim ve Homojen cisim.....	18
2.5.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	18
2.6. Atrofik Mandibula Mevcudiyetinde İmplant ile Tedavi Seçenekleri...	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27

3.1. Kullanılan Donanımlar.....	27
3.2. Modellerin Oluşturulması.....	28
3.2.1. Mandibula Modelinin Oluşturulması.....	28
3.2.2. İmplant ve Abutmentların Modellenmesi.....	31
3.2.3. Koping ve Kuronların Modellenmesi.....	32
3.2.4. Model Grupları.....	32
3.2.5. Analizin Yapılması.....	36
3.3. Materyal Özellikleri.....	39
3.4. Sınır Koşulları.....	39
3.5. Yükleme Koşulları.....	40
3.6. Ölçümlerin Yapılması.....	41
4. BULGULAR.....	42
4.1 Kortikal Kemik Bulguları.....	42
4.1.1. Sıkışma Tipi Stres Bulguları.....	42
4.1.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları.....	46
4.2. Spongioz Kemik Bulguları.....	50
4.2.1. Sıkışma Tipi Stres Bulguları.....	50
4.2.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları.....	54
4.3. İmplant Bulguları.....	58
4.3.1. Von Mises Bulguları.....	58
5. TARTIŞMA.....	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	74
7. KAYNAKLAR.....	76
8. ÖZGEÇMİŞ.....	88

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°	: Derece
~	: yaklaşık değer
σ	: Asal stres
σ_1	: Maksimum asal stres
σ_2	: Ara asal stres
σ_3	: Minimum asal stres
τ	: Makaslama stresi
ν	: Poisson oranı
ark.	: Arkadaşları
Gpa	: Giga paskal
HA	: Hidroksiapatit
mm	: Milimetre
Mpa	: Mega paskal
Pa	: Paskal
SESA	: Sonlu elemanlar stres analizi
Ti-6Al-4V	: Titanyum alüminyum vanadyum alaşımı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil		Sayfa No
Şekil 2.1.	Osseointegrasyonun buluşuna yol açan tavşan kemiğine yerleştirilmiş vidanın radyografi görüntüsü	4
Şekil 2.2.	Mandibuladaki kortikal ve spongios kemik yapısı	5
Şekil 2.3.	Lekholm&Zarb kemik kalitesi sınıflandırması	6
Şekil 2.4.	Cawood ve Howell'in mandibula rezorbsiyon sınıflaması	7
Şekil 2.5.	Endoosseoz implant çeşitleri	9
Şekil 2.6.	Kök formundaki implantlar	10
Şekil 2.7.	İmplant makrogeometrisini belirleyen özellikler	14
Şekil 2.8.	Günümüzde sıklıkla kullanılan implantların yiv formları	15
Şekil 2.9.	Sıkışma, gerilme ve makaslama-kayma streslerinin cisimlerde oluşturduğu etki	17
Şekil 2.10.	Dişsiz mandibulada subperiostal implant uygulaması	18
Şekil 2.11.	Posterior mandibulada distraksiyon osteogenezi uygulaması	20
Şekil 2.12.	All on 4 sisteminin maksilla ve mandibulada uygulanışı	21
Şekil 2.13.	İmplantların mandibular molar bölgede linguale doğru açılı olarak yerleştirilmesi	22
Şekil 3.1.	Oluşturulan kemik modeli ve 5 farklı şekilde implant yapısının yerleştirilmesinin görüntüsü	27
Şekil 3.2.	Activity 880 smart optics tarayıcısı	28
Şekil 3.3.	Mandibula tomografi kesiti	29
Şekil 3.4.	İnterkatif segmentasyon yöntemi ile alt çene kemik dokusunun ayrıştırılması	29

Şekil 3.5.	Oluşturulan kortikal kemik modeli	30
Şekil 3.6.	Oluşturulan spongioz kemik modeli	30
Şekil 3.7.	İmplant modelleri	31
Şekil 3.8.	İmplant üst yapısının oluşturulması	32
Şekil 3.9.	Model 1	33
Şekil 3.10.	Model 2	33
Şekil 3.11.	Model 3	34
Şekil 3.12.	Model 4	35
Şekil 3.13.	Model 5	35
Şekil 3.14.	Analize hazır hale getirilmiş model	37
Şekil 3.15.	Sonlu elemanlar analizinde kullanılan 4,5,6,7,8 düğüm noktasına sahip yapısal elemanlar	38
Şekil 3.16.	Sınır koşullarının belirlenmesi	40
Şekil 3.17.	Vertikal yükleme	40
Şekil 3.18.	Bukkolingual yönde 45° açılı oblik yükleme	41
Şekil 4.1.	Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi	44
Şekil 4.2.	Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi	45
Şekil 4.3.	Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi	48
Şekil 4.4.	Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi	50
Şekil 4.5.	Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi	53
Şekil 4.6.	Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen	55

sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi

- Şekil 4.7.** Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi 57
- Şekil 4.8.** Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi 59
- Şekil 4.9.** Vertikal yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres dağılımının incelenmesi 61
- Şekil 4.10.** Oblik yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres dağılımının incelenmesi 62

TABLolar DİZİNİ

Tablo		Sayfa No
Tablo 3.1.	Model düğüm noktası ve eleman sayıları.....	38
Tablo 3.2.	Kemik dokusu implant ve üst yapı elemanlarının materyal özellikleri.....	38
Tablo 4.1.	Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	43
Tablo 4.2.	Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	45
Tablo 4.3.	Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	47
Tablo 4.4.	Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	49
Tablo 4.5.	Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	51
Tablo 4.6.	Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	53
Tablo 4.7.	Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	55
Tablo 4.8.	Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.....	57
Tablo 4.9.	Vertikal yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises tipi streslerin Mpa değerleri.....	59
Tablo 4.10.	Oblik yükleme sonucu implantlarda meydana gelen VonMises tipi streslerin Mpa değerleri.....	61

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik	Sayfa No
Grafik 4.1. Osseointegrasyonun buluşuna yol açan tavşan kemiğine yerleştirilmiş vidanın radyografi görüntüsü.....	43
Grafik 4.2. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	45
Grafik 4.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	47
Grafik 4.4. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	49
Grafik 4.5. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	51
Grafik 4.6. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	53
Grafik 4.7. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	55
Grafik 4.8. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	57
Grafik 4.9. Vertikal yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	59
Grafik 4.10. Oblik yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerlerinin grafik olarak ifadesi.....	61

1. GİRİŞ

Diş kaybı, çiğneme güçlüğü gibi fonksiyonel problemlerden, estetik kaybı sonucu gelişen psikolojik problemlere kadar birçok soruna neden olur. Dental implantlar fonksiyonel ve estetik rehabilitasyonda çığır açan bir gelişme olarak kabul edilmektedir. Her tedavi seçeneğinde bazı gereklilikler olduğu gibi implant uygulayabilmek için gerekli ön koşullardan bir tanesi de yeterli kemik hacmi varlığıdır. Dişsizliğin uzun süre giderilemediği durumlarda kemik hacmindeki azalma ileri boyutlara ulaşmaktadır. İlerleyen atrofi sebebiyle alveolar kret tepesi ile mandibular kanal arasında yetersiz mesafe olmasından dolayı posterior mandibular bölgede implant yerleşimi için dikey yönde yeterli kemik varlığı her zaman mümkün olmayabilmektedir. Bu şekilde alveol kemiğin yetersiz olduğu durumlarda inferior alveolar sinir repozisyonu veya vertikal kemik augmentasyonu gibi ileri cerrahi tedaviler yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bu işlemler tedavi süresini, maliyetini ve komplikasyon riskini arttırmaktadır ayrıca her zaman istenilen kemik hacmi sağlanamayabilmektedir. Son yıllarda implantoloji alanındaki hızlı gelişmeler hastaların ve hekimlerin beklentilerinin artmasına neden olmuştur. Özellikle daha kısa sürede veya daha uygun maliyetle implant tedavisi yaptırmak isteyen hastaların rehabilitasyonunu sağlayabilmek amacıyla kısa implant modellerinin kullanımı ya da implantların açılı yerleştirilmesi yöntemleri yaygınlık kazanmaktadır.

Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak mandibula posterior bölgesinin atrofiye uğramış durumunda implantın yerleştirileceği çene kemiği modeli oluşturuldu. Bu kemik modelinde birinci molar bölgesine farklı çap ve boya sahip 2 ayrı kısa implant ve bukkolingual olarak farklı açılara sahip 3 ayrı standart implant yerleştirilerek analiz edilmek üzere toplam 5 farklı model oluşturuldu. Her modele vertikal ve oblik kuvvet statik olarak uygulanarak çevre kemikte ve implantlarda oluşan stresler analiz edildi.

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), karmaşık geometrilere sahip sistemlerin çözümlenmesi amacıyla kullanılan, cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlere imkan veren numerik bir tekniktir. SESA'da bütü haldeki problem, daha küçük, basit

alt problemlere ayrılmaktadır. Dental sistemler oldukça karmaşık geometriye sahiptir ve bu sistemlerle ilgili problemlerin çözümü için SESA oldukça kullanışlı ve etkili bir yöntem olarak kabul edilmektedir.

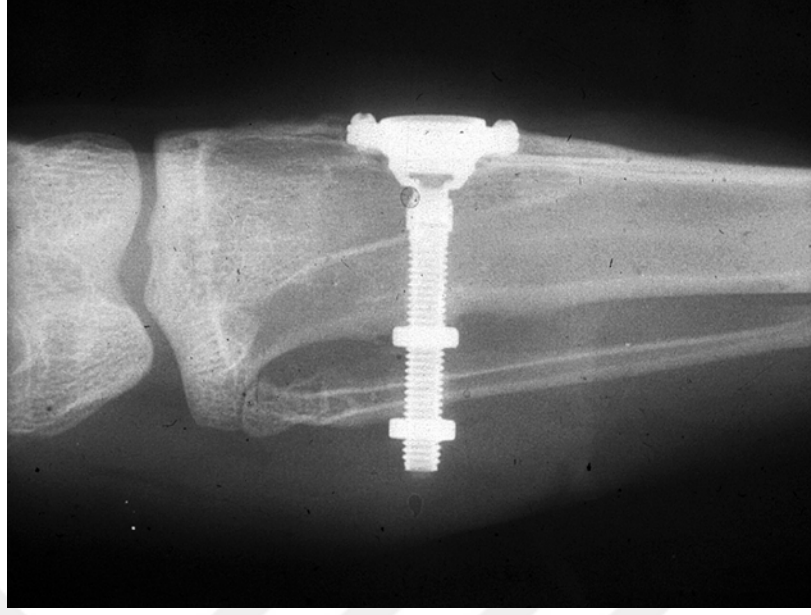


2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon

Diş kaybı probleminin üstesinden gelme ve eksik dişlerin yerine yenisini koyma girişimleri, insanlık tarihinde eski zamanlara kadar uzanmaktadır. Antik zamandan modern çağa kadar, birçok malzeme, birçok geometrik form, cerrahi ve protez yöntemleri günümüzün en güncel diş implantları geliştirilene kadar denenmiştir (Linkow ve Dorfman, 1991; Abraham, 2014). Bulgular, eski Mısırlılar, Yunanlılar, Romalılar, Araplar, Kızılderililer ve Çinlilerin transplantasyon prosedürlerini ve cihazlarını kullandıklarını göstermektedir. Şekillendirilmiş taş, ahşap, dökme demir ve oyma deniz kabukları gibi suni maddelere ek olarak, çeşitli hayvanlardan alınan kemik ve doğal dişler ile yoksullar veya köle tarafından satılan dişler de implantasyon materyali olarak denenmiştir (Linkow ve Dorfman, 1991; Misch, 2008).

İsveç Göteborg Üniversitesi'nden Per-Ingvar Brånemark, tavşanlarda çalışırken daha sonra osseointegrasyon olarak adlandırılan, titanyum implantların doğrudan bir kemik dokusu ile kaynaşmasını 1962 yılında keşfetmiştir. Brånemark, implantlarını kemik mikro sirkülasyonunun travma karşısındaki cevabını görselleştirilmesi için kullanmayı tasarlamış (şekil 2.1) ancak deneyinin bitiminde implantların kemikten çıkarılmasının çok zor olduğunu fark etmiştir (Branemark, 1983). Sadece 3 yıl sonra, 1965 yılında Brånemark, dental implantları ilk hastasına uygulamıştır. Fikirleri başlangıçta diş hekimliği tarafından pek kabul görmemiştir, ancak bu durum 1977'de İskandinavya'da ve 1982'de uluslararası alanda değişmiştir (Branemark ve ark., 1977; Misch, 2008). Osseointegrasyonun farklı tanımları vardı; Bunlardan birisi, "canlı kemiğin ve yükü taşıyan implantın yüzeyi arasında yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı olduğu" şeklindeydi (Mavrogenis ve ark., 2009). Bir diğer erken tanım, osseointegrasyonu "fonksiyonel yükleme esnasında klinik olarak asemptomatik olarak alloplastik materyalin sert fiksasyonuna ulaşıldığı ve sürdürüldüğü bir süreç" olarak belirtmekteydi (Zarb ve Koka, 2012). Günümüzde osseointegrasyon "Kemik dokunun cevabı sonucu implant çevresinde yüzeyiyle çok sıkı temasta olan sert doku oluşumu" olarak tanımlanmaktadır (Albrektsson ve Johansson, 2001; Garg, 2010).



Şekil 2.1. Osseointegrasyonun buluşuna yol açan tavşan kemiğine yerleştirilmiş vidanın radyografi görüntüsü (Branemark'dan, 1983).

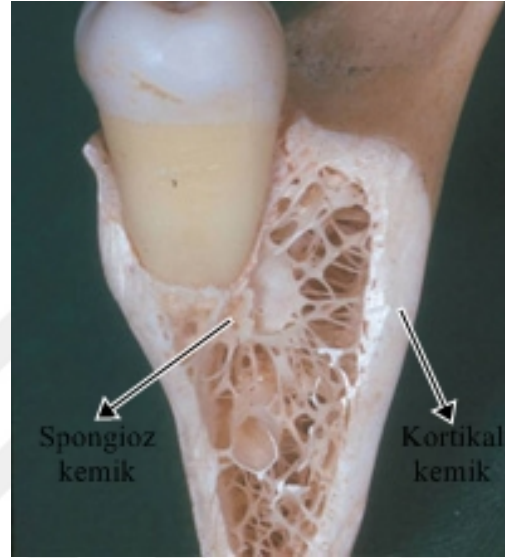
Güvenilir osseointegrasyon sağlamak için kontrol altına alınması gereken altı faktör; İmplant biyouyumluluğu, tasarım ve yüzey özellikleri, konak yatak durumu, cerrahi teknik ve implant yükleme koşullarıdır. Bu parametrelerin bir veya birkaçının kontrol edilmemesi durumu, implantasyonun başarısızlığına neden olur (Albrektsson ve ark., 1981).

2.2. Kemik Değerlendirmesi ve Rezorbsiyon

2.2.1. Kemik Dokusu

Kemik dokusu ile ilgili hücreler; osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlar olmak üzere 4 çeşittir (Clarke, 2008). Osteoprogenitör hücreler kondroblast veya osteoblasta dönüşebilen öncül hücrelerdir. Tip I kollajen, glikoprotein ve proteoglikanlardan oluşan kemiğin organik matriksi osteoblastlar tarafından üretilir ve oluşan matriks daha sonra mineralize olur. Osteoblastlardan türeyen osteositler de kemik dokusunun canlı kalmasını sağlayan yapı hücreleridir. Osteoklastlar rezorbsiyondan sorumludur. Kemik dokusu ömür boyu "remodelling" adı verilen yapım ve yıkım döngüsü içerisinde. Bu döngü sistemik hormonlar ve lokal faktörler tarafından kontrol edilir (Nakamura, 2007; Clarke, 2008).

Kemik spongioz (trabeküler) ve kortikal (kompakt) olmak üzere iki farklı tabakandan oluşur (Şekil 2.2). Merkezdeki spongioz kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Mekanik güç ve korumayı sağlayan kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken spongioz kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (Lindh ve ark., 1997; Clarke, 2008).



Şekil 2.2. Mandibuladaki kortikal ve spongioz kemik yapısı (Isen'den, 2009).

2.2.2. Kemik Sınıflandırması

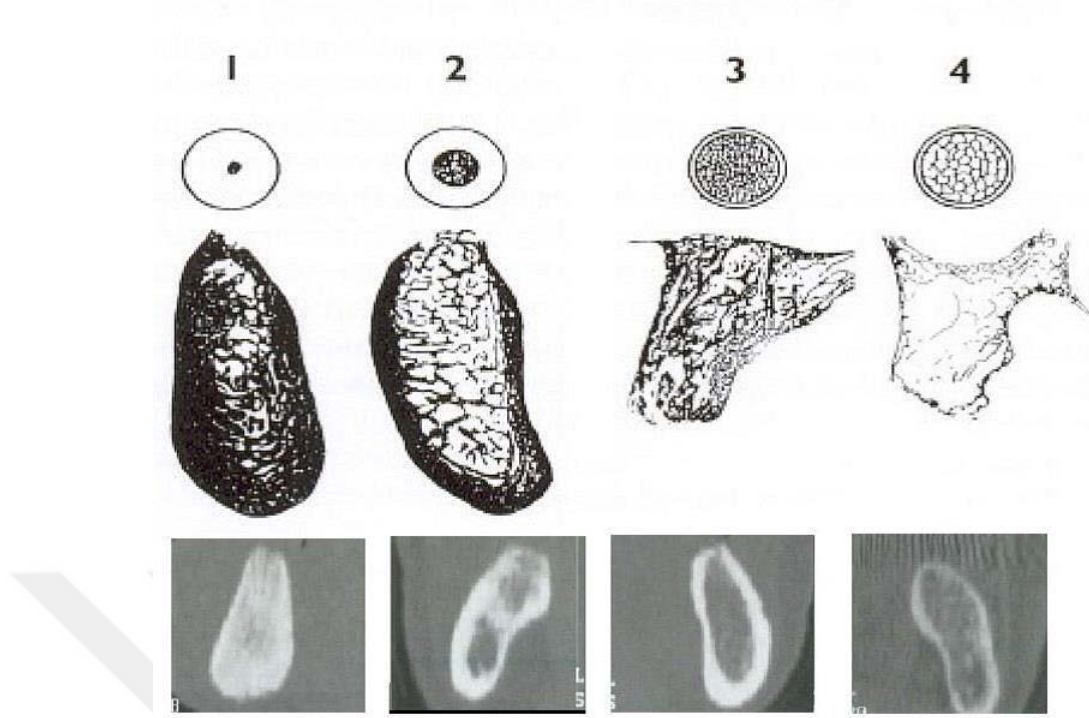
Lekholm ve Zarb'ın tarafından 1985 yılında yapılan kemik kalitesi sınıflamasına göre çene kemiği 4 farklı gruba ayrılmıştır (Şekil 2.3).

Tip 1 (D1) Tüm çene homojen kortikal kemikten oluşur.

Tip 2 (D2) kemik, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun spongioz kemikten oluşur.

Tip 3 (D3) kemik, ince (1 mm) bir kortikal kemikle çevrili yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemikten oluşur.

Tip 4 (D4) kemik ise, ince (1 mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta spongioz kemikten oluşur (Lekholm ve Zarb, 1985).



Şekil 2.3. Lekholm&Zarb kemik kalitesi sınıflandırması (1985).

2.2.3. Kemik Rezorbsiyonu

İnsan yaşamı boyunca kemik dokusu düzenli olarak rezorbe olmakta ve yerine yeni kemik dokusu oluşmaktadır. Bu alanlarda osteoklast hücreleri kemik dokusunu absorbe ederken aynı bölgede osteoblastlar yeni kemik dokusu formasyonunu oluşturmaktadırlar (Lindh ve ark., 1997; Uysal, 1997).

Wolff kanununa göre kemiğe gelen kuvvetler yeniden şekillenmeyi etkilemektedir. Kemik fonksiyon dışı kaldığında dış ve iç yapısında değişiklikler meydana gelir. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılması gerekmektedir. Roberts %4'lük gerilmenin iskelet sistemindeki yıkım ve formasyon aşamalarını dengelediğini ve kemiğin devamlılığını sağladığını belirtmiştir (Chou ve ark., 2010).

Rezorbsiyon; enflamatuvar, hormonal ve mekanik faktörlerin kombinasyonu sonucunda ortaya çıkan çok yönlü biyomekanik bir olaydır. Bir diş çekildiği zaman kalan kemik bölgesindeki uyarı eksikliği; İlgili bölgede trabekül ve kemik yoğunluğunun bölgede azalması ile beraber kemiğin kalınlığının ve yüksekliğinin azalmasına neden olur (Uysal, 1997; von Wowern, 2001).

2.2.3.1. Kemik Miktarı Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırması

Cawood ve Howell'in 1988'de yapmış oldukları maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon sınıflaması halen kullanılmaktadır (Şekil 2.4). Bu sınıflamaya göre 6 grup kret vardır:

Sınıf I: Dişli kret

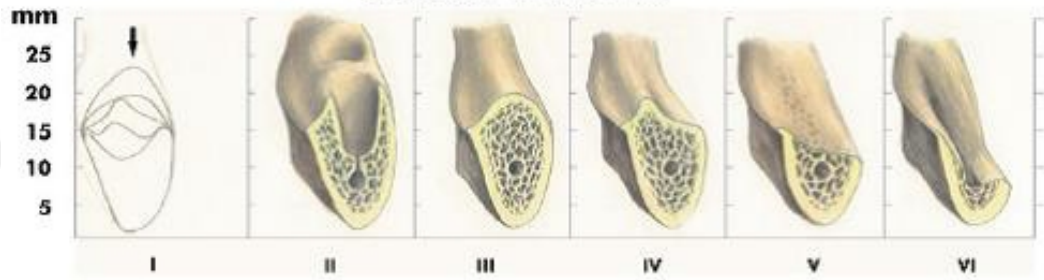
Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz olan bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret (Cawood ve Howell, 1991).



Şekil 2.4. Cawood ve Howell'in mandibula rezorpsiyon sınıflaması (1991).

2.3. İmplant Çeşitleri

2.3.1. Subperisotal İmplant

İlk olarak 1940'lı yıllarda tanıtılan subperiosteal implantlar çiğneme kuvvetlerini çene kemiğine eşit şekilde dağıtan ince bir kafes veya çerçeve şeklinde metalik alaşımlı dökümlerdir. Bireye özgü olacak şekilde çene kemiğinden alından ölçüden hazırlanan bu implant türü periostun altına yerleştirilir (Schou ve ark., 2000). Zamanla implantın etrafının fibröz doku ile sarılmasıyla fibrooseointegrasyon adı verildikten iyileşme gerçekleşmiş olur. Diş etinden ağız içerisine doğru uzantıları olan bu sistemde çiğneme kuvvetleri doğrudan kemik üzerine dağıtılır. Günümüzde

mandibular atrofinin ileri derecede görüldüğü vakalarda nadir olarak uygulanmaktadır (Mioduski ve Guinn, 1990; Schou ve ark., 2000).

2.3.2. Transosteal (Transmandibular) İmplant

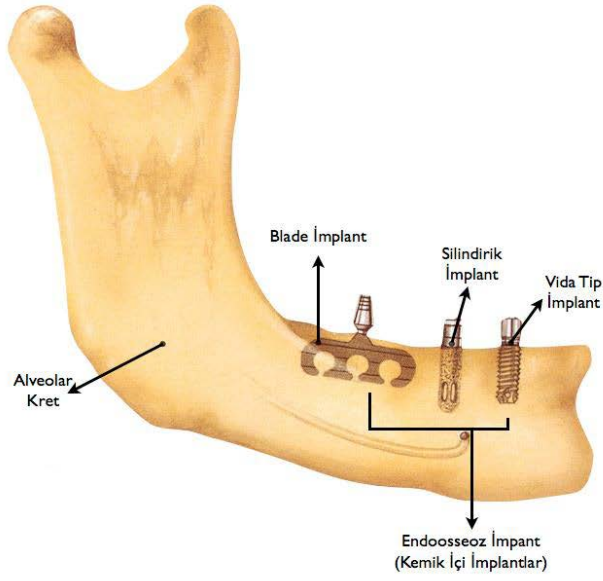
Travma ya da patolojik oluşumlar sonrasında ileri derece atrofiye uğramış mandibular anterior bölgede uygulanmak üzere Bosker tarafından 1983 yılında geliştirilmiş bir sistemdir. İntraoral ve ekstraoral girişimin aynı anda uygulandığı bu sistemde genel anestezi altında operasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Transosteal implantların mandibula alt sınırına yerleştirilen bir plak ve bu plaktan çıkıp simfiz bölgesi boyunca kemik içinde ilerleyen 5 adet kortikal vida ve kret üzerinde oral kaviteye doğru açılan transosteal postlardan oluşan karmaşık bir yapısı vardır (Paton ve ark., 2002). Postlar etrafında aşırı kemik kaybının görülebildiği, yüksek enfeksiyon ve parestezi riskinin bulunduğu, mandibular bölgede fraktür ve post etrafında hiperplazi gibi komplikasyonların görülebildiği bu sistemin günümüzde zorunlu vakalar haricinde rutin bir kullanımı yoktur (Stellingsma ve ark., 2004).

2.3.3. Submüköz İmplant

Atrofik maksilla varlığında kullanılmak üzere 1940'lı yıllarda geliştirilen implant sistemidir. Tasarımı subperiostal implanta benzeyen bu sistem daha küçük iskelet yapsına sahiptir ve keratinize gingivadan destek olarak mekanik bir kilitlenme sağlar. Ancak bu stabilitenin sağlanabilmesi için implant etrafındaki yumuşak dokunun implantı sıkı saracak şekilde iyileşmesi gerekmektedir. Günümüzde fazla tercih edilen bir sistem değildir (Evasic, 1983; Misch, 2005a).

2.3.4. Endosseoz (Endosteal) İmplant

Çekim boşluğuna veya dişsiz bir bölgede alveolar kret içine açılan yuvaya yerleştirilen, ossointegrasyon oluşumu sayesinde stabilizasyon sağlayan, günümüzde en yaygın olarak kullanımı olan implant çeşididir (Şekil 2.5) (Misch, 2005a; Garg, 2010; Dağ ve Karaçaylı, 2015).



Şekil 2.5. Endosseoz implant çeşitleri (Taylor ve Laney'den, 2013).

2.3.4.1. Blade İmplant

İlk olarak 1966 yılında Linkow tarafından uygulamaya başlanmış olan ve titanyum, vanadyum ve nikelden oluşan endosteal çeşididir. Blade implantlar; yumuşak doku enflamasyonları, hızlı kemik kayıpları ve de 10 yıllık başarı oranlarının %50 civarında kalması nedeniyle başarılı sayılmamakta ve günümüzde pek kullanılmamaktadır (Stellingsma ve ark., 2004; Garg, 2010).

2.3.4.2. Kök Formundaki İmplantlar

Kök formundaki endosteal implantların 3 farklı ana dizaynı vardır: Silindirik , vidalı ya da bu formların kombinasyonu (Şekil 2.6) (Misch, 2008; Glossary of Implant Dentistry, 2017).



Şekil 2.6. Kök formundaki implantlar: Şeklin en üstünde silindirik implantlar orta kısmında vida tipi implantlar ve alt kısmında bu iki formun kombinasyonu olarak dizayn edilmiş implantlar görülmektedir (Misch'den, 2008).

Silindirik kök formu implantların, kemiğe mikroskobik bir tutunma sağlaması için bir üretim aşamasında yüzeylerine genellikle hidroksiapatit kaplama veya plazma sprej uygulanır (Misch, 2008; Dağ ve Karaçaylı, 2015). Bunun yanında çeşitli makro retantif özellikler de eklenmiştir. Silindirik implantlar vidalı implantlara benzer bir şekilde boyutu implant hacmine uyumlu olacak şekilde önceden hazırlanmış kemik içindeki boşluğa manuel olarak ya da mikromotor yardımıyla saat yönüne doğru rotasyon yapacak şekilde yerleştirilir. Duvarları birbirine paralel silindir ya da açılı implant formuna sahip olabilirler. İmplant yuvasına yerleştirilmesi esnasında konik implantlara göre daha az sıkışma kuvvetine maruz kalmaktadır. Her türlü dişsizlik durumunda kullanım endikasyonu bulursa da maksilla ve mandibulada posterior bölgede başarılı sonuçların elde edildiği bildirilmektedir (Misch, 2008).

Doğal diş köküne benzeyen tasarıma sahip olan vida tipi implantlar yivlerin arasında kemik dokusu oluşup retansiyonu arttırmaya yönelik hazırlanmıştır. İmmediat implant uygulamalarında konik tasarıma sahip implantlar kompresyon

kuvveti oluşması nedeniyle daha fazla tercih edilir (Misch, 2008). Diş yakınına yerleştirilmesi durumunda kök perforasyonu meydana getirme riski daha düşüktür ve bu tip implantlar daha erken yüklenebilme özelliğine sahiptir. Estetiğin öne çıktığı bölgelerde silindirik implantlara göre avantajlıdır (Garg, 2010).

Silindirik ve vida tipi implantların kombinasyonu formundaki implantlar ise silindirik implantların mikroretantif özellikleri ile vida tipi implantların makroretantif özelliklerinden faydalanmak amacıyla tasarlanmıştır. Günümüzde en çok olarak silindirik ve vida tipi implant formunun kombinasyonu olan implant tasarımları kullanılmaktadır (Misch, 2008).

2.4. İmplantlarda Biyomekanik

Biyomekanik, mühendislik prensiplerinin biyolojik problemlerin çözümünde uygulanmasıdır (Brunski, 1988). İmplantların uzun dönemdeki başarısında biyomekanik faktörlerin etkisi belirleyici derecede önemlidir. Kemik dokusu mekanik gerilmelere cevap olarak yapısını yeniden şekillendirmektedir. Dental implantların etrafında oluşan düşük gerilme seviyesi diş çekimi sonrası alveolar kretin kaybına benzeyen şekilde fonksiyonsuzluk atrofisine sebep olabilir. Diğer yandan aşırı yüksek gerilme seviyeleri de çevre destek dokularda basınç nekrozuna ve bunu takiben implant başarısızlığına sebep olabilir. Osseointegrasyon oluştuktan sonra implanta aşırı yük gelmesini önlemek fonksiyonel streslerin implanta ve çevresindeki kemiğe nasıl iletildiğinin bilinmesine bağlıdır (Bidez ve Misch, 1992; Sahin ve ark., 2002; Y. Kim ve ark., 2005).

2.4.1. Kuvvet

Protezlerin implantlara aktardığı kuvvetleri büyüklüğü, tipi, uygulama süresi, yönü olarak irdelemekte fayda vardır (Çetin, 2012).

2.4.1.1. Kuvvetin Büyüklüğü

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar osseointegrasyon sayesinde kemik ile doğrudan temas halinde olduklarından çiğneme kuvvetleri doğrudan çevre kemiğe iletilirler. Kemiğin fizyolojik yük taşıma kapasitesini aşan yükler kemikte rezorbsiyona yol açarken mekanik kuvvetlerin yetersiz olarak kemiğe iletilmesi de

benzer etkiyi oluşturmaktadır (Stegaroiu ve ark., 1998). Haraldson ve Carlsson 1977 yılında yaptıkları çalışmada erkeklerde maksimum ısırma kuvveti ortalama değerini 186,6 N kadınlarda ise 115,9 N olarak ölçmüşlerdir (Haraldson ve Carlsson, 1977).

2.4.1.2. Kuvvetin Tipi

Baskı (sıkışma), çekme (gerilme) ve makaslama (kesme) implantlar üzerine etki eden kuvvetlerdir. Kemik dokusu en fazla sıkışma tipi kuvvetlere karşı dirençlidir. Bu direncin makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında %65; çekme kuvvetlerine maruz kaldığında ise %30 oranında azaldığı bildirilmiştir. Makaslama kuvvetlerinin yüksek olmasının implantlarda yüksek kayıp oranına neden olduğu bildirilmiştir (Misch, 2005a; Chou ve ark., 2010).

2.4.1.3. Kuvvetin Uygulama Süresi

İdeal durumlarda dişler sadece kısa temaslar için yutkunma ve çiğneme sırasında bir araya gelir. Toplamda bu temasların bir günde 30 dakikadan az olduğu belirtilmiştir. Ancak bruksizm veya diğer parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar 2-3 saati aşan bir sürede dişlerini temasta tutabilirler (Geng ve ark., 2001).

2.4.1.4. Kuvvetin Yönü

Oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü implant ve çevre dokulara etki eden çekme-basma kuvvetlerinin özelliklerini etkilemektedir (Mericske-Stern ve ark., 2000).

Dik gelen kuvvetler apikal yöne doğru harekete neden olurken, yatay hareketler bukkolingual veya mesiodistal yönde harekete neden olur. Weinberg, vertikal kuvvetlerin, horizontal kuvvetlerden yaklaşık 10 kat daha büyük olmasına rağmen daha iyi tolere edildiğini bildirmiştir (Weinberg, 2001).

2.4.2. İmplantın Makro Tasarımı

İmplantların çevresinde doğal dişteki gibi periodontal ligament yapısı bulunmamaktadır, kemik ile doğrudan temas halindedir. Çeşitli yönde gelen kuvvetleri absorbe edebilecek bir yapıya sahip olmadığından kuvvetler karşısında doğal dişe göre daha savunmasız durumdadır. İmplant gövdesinin makro geometrisi

implant-kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir (Misch, 2005a).

İmplantın makro tasarımı; implantın çapı ve boyu, yiv yapısı özellikleriyle bütün olarak incelenmelidir (Çetin, 2012).

2.4.2.1. İmplant Çapı ve Uzunluğu

İmplant çapı kemiğe iletilen kuvvetlerin dağıtılmasında belirleyici olan bir faktördür. İmplant-kemik birleşim alanı implant çapı ve uzunluğu ile bağlantılıdır. Yüzey alanı genişlemesi açısından implant çapının 1 mm artması, implant uzunluğunun 1 mm artmasına göre daha etkili olmaktadır (Ivanoff ve ark., 1999; Misch, 1999; Pierrisnard ve ark., 2003; Himmlöva ve ark., 2004; Lee ve ark., 2005).

İmplant uzunluğu implant platformu ile implant apeksi arasındaki mesafeyi ifade etmektedir (Şekil 2.7). Alveol kemiğinde meydana gelen atrofi sonucu kret tepesinin mandibular kanala, mental foramene ve maksiller sinüse olan mesafesi implant uzunluğunun belirlenmesinde etkili olmaktadır. Bunun yanında implantın çapı, ilgili bölgedeki kemik tipi ve gelen kuvvetlerin miktarı implant uzunluğu belirlenirken etkili olan faktörlendir (Sahin ve ark., 2002; Lee ve ark., 2005).

2.4.2.2. Yiv Geometrisi

İmplant yivlerinin işlevi implantların kemik içerisinde temas alanını ve primer stabilizasyonu sağlamak ve implant kemik ara yüzeyindeki stresleri azaltmaktır.

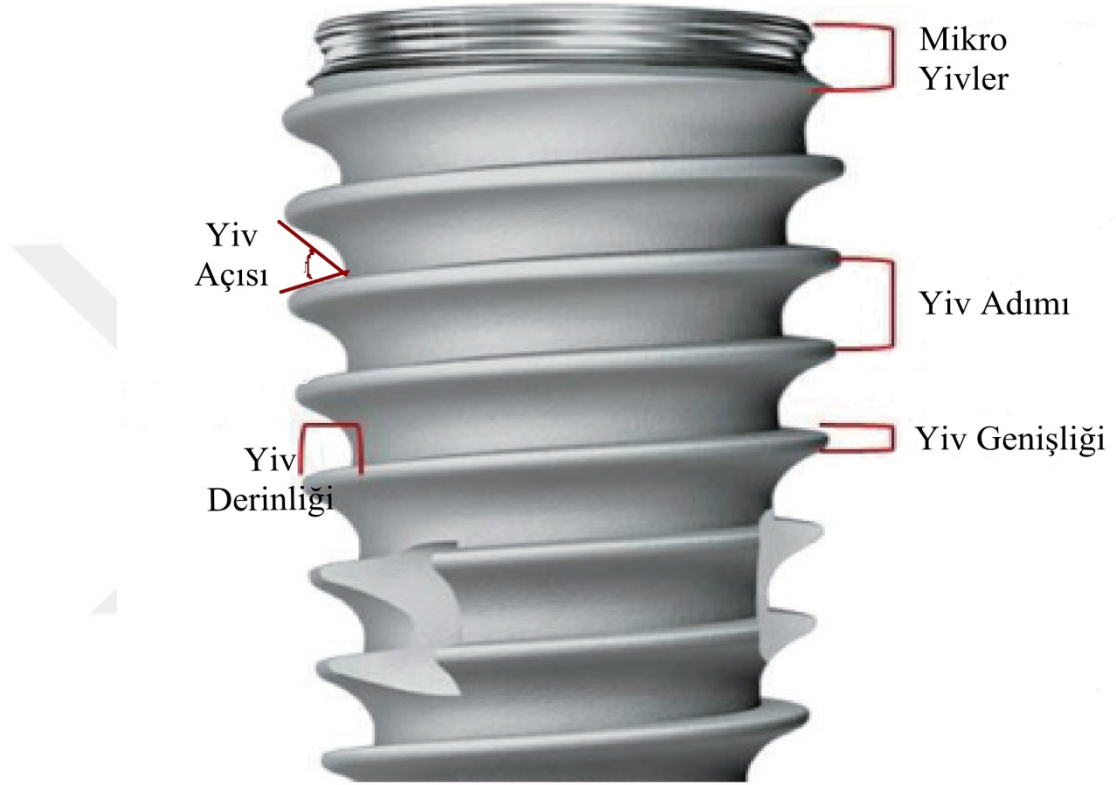
Yiv geometrisi üç parametreden oluşur; yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliği (Misch, 2008).

2.4.2.2.1. Yiv Adımı

Yiv adımı komşu iki yiv arasındaki mesafedir (Abuhusseini ve ark., 2010). Yiv sayısı ile ters orantılıdır. Yiv adımı arttıkça diğer değişkenler sabit iken implantın fonksiyonel yüzey alanı azalır ancak yoğun kemiklerde cerrahi yerleşime daha kolay gerçekleştirilebilir.

2.4.2.2.2. Yiv Derinliği

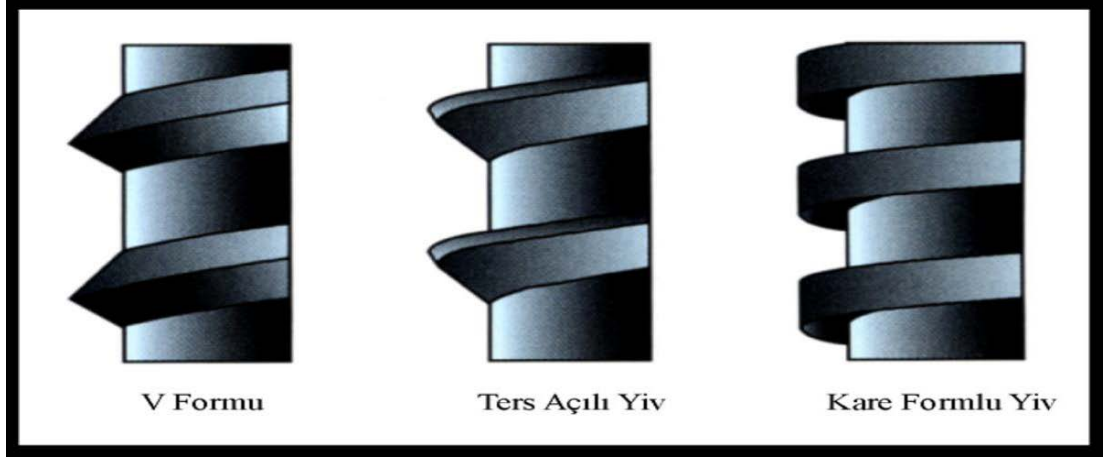
Yiv derinliği implantın major ve minör çapı arasındaki mesafedir (Şekil 2.7). Yiv adımı ve yiv derinliği, stres dağılımlında ve yüzey alanının artmasında etkilidir (Geng ve ark., 2004). Yiv derinliği farklı marklar ve bu markaların farklı modellerinin makro tasarımına göre değişiklik gösterebilmektedir (Gümüş, 2007).



Şekil 2.7. Yiv Özellikleri (Ryu'dan, 2014).

2.4.2.2.3. Yiv Şekli

Yiv geometrileri çok fazla çeőitlilik göstermekle beraber, kare, üçgen (v) şeklinde ve ters açılı olan yiv şekilleri (Şekil 2.8.) en sık kullanılan yiv formlarındandır (Misch, 2008).



Şekil 2.8. Günümüzde sıklıkla kullanılan implantların yiv formları (Steigenga'dan, 2004).

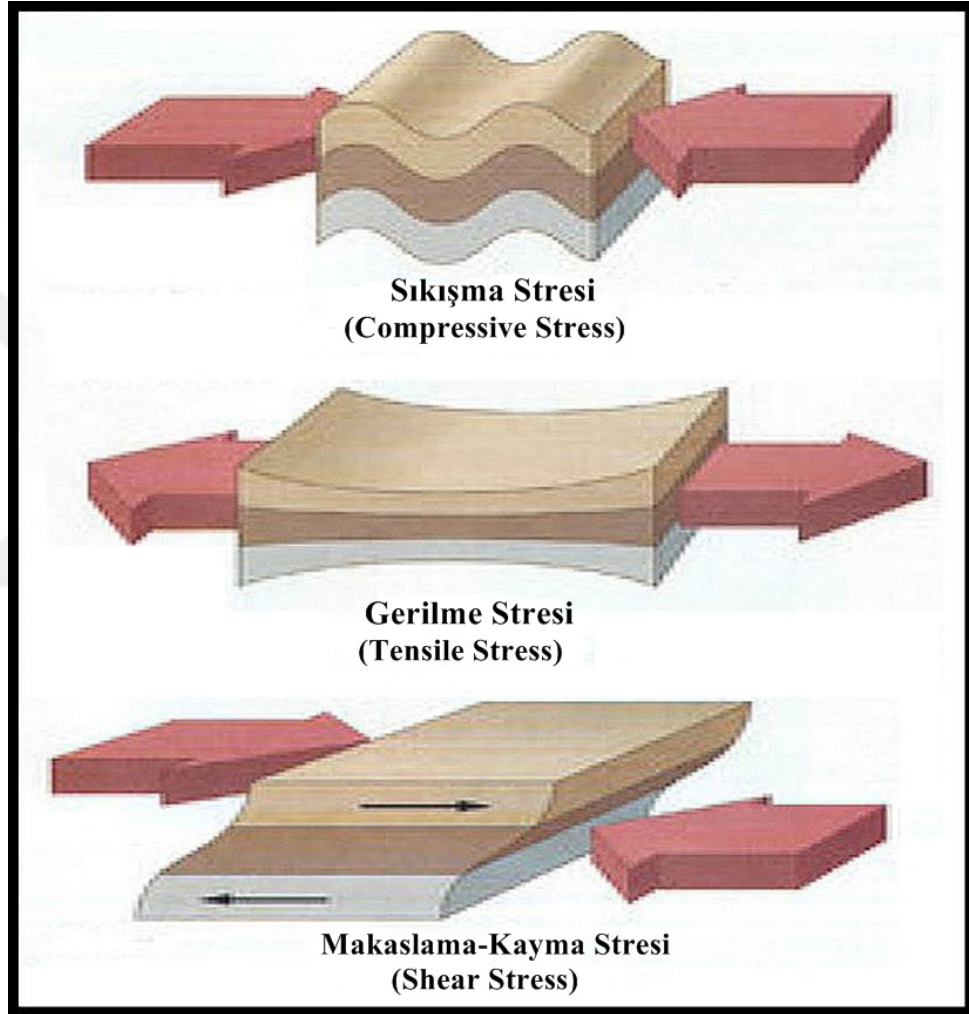
Geng ve ark. (2004), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında üçgen yivli ve geniş kare yivlere sahip implantların spongioz kemikte ince kare yivli implantlara göre daha az stres meydana getirdiğini kortikal kemikte ise birbirine yakın stres değerlerinin elde edildiğini bildirmişlerdir. Gümüş de 2007 yılında sonlu elemanlar analizi metodunu kullandığı tez çalışmasında kortikal kemikte benzer üçgen, kare ve ters açılı yivlere sahip implantların kortikal kemikte birbirine yakın asal stresler meydana getirdiğini, spongioz kemikte ise üçgen yivli implantların daha düşük stres oluşumuna sebep olduğunu belirtmiştir (Gümüş, 2007).

2.5. Biyomekanik Kavramlar

2.5.1. Stres

Stres, birim alana uygulanan kuvvet miktarını ifade eder. Bir yapı deformasyon oluşturabilen bir kuvvet tarafından etkilendiğinde, bu kuvvete karşı bir direnç oluşur. Meydana gelen iç reaksiyon dış kuvvet ile aynı büyüklüktedir, ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır. Oluşan iç reaksiyon pratikte ölçülemediği için kesit alanına uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi yoluna gidilir. Stres σ ya da S harfleriyle gösterilir. Stres, birimi kuvvetin birim alana oranıyla ifade edilir. ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$) Bilimsel makalelerde sıklıkla Mpa (Mega paskal) olarak ifade edilmektedir. ($1 \text{ Mpa} = 10.6 \text{ Pa}$) (Zaimoğlu ve ark., 1993; Soykan ve ark., 2013)

Kuvvet bir cisme herhangi bir doğrultudan gelebilir ve çoğu zaman birden fazla doğrultudaki kuvvetler aynı anda etki edebilir. Bu kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Dik doğrultuda etkileyen kuvvetler sıkıştırma ya da çekme bileşenlerini meydana getirirler. Alana teğet olanlar ise makaslama-kayma bileşenlerini meydana getirirler (Şekil 3.9) (Zaimoğlu ve ark., 1993; DeTolla ve ark., 2000).



Şekil 2.9. Sıkışma, gerilme ve makaslama-kayma streslerinin cisimlerde oluşturduğu etki (Jones'dan, 2001).

Sıkışma ve gerilme streslerine asal stresler denir ve σ sembolü ile belirtilir. Makaslama stresleri ise τ simgesi ile belirtilir. Yük uygulanan cisimlerde basma, çekme ve makaslama streslerinin beraber bulunduğu bileşik gerilme durumları oluşmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.5.1.1. Asal Stres (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bir eleman bu durumda olduğu zaman normal streslere asal stres denir. Asal stres; maksimum asal stres (σ_1), ara asal stres (σ_2) ve minimum asal stres (σ_3) olarak üçe ayrılır. Maksimum asal stres gerilme stresini, minimum asal stres sıkışma stresini ifade eder (Adıgüzel, 2010).

Asal stresler fizyolojik kemik yıkımının ve kemik rezorbsiyonunun lokal risk göstergesidir. O'Brien (1997) kortikal kemiğin en yüksek sıkışma direncini ~ -167 Mpa; en yüksek gerilme direncini ise ~ 121 Mpa olarak belirlemiştir. Spongioz kemiğin en yüksek sıkışma direnci ~ -5 Mpa, gerilme direnci ise ~ 5 Mpa olarak belirlenmiştir (Martin ve ark., 1998). Bu değerler aşıldığı zaman kortikal ve spongioz kemikte rezorbsiyon meydana gelmektedir.

2.5.1.2. Von Mises Stresi

Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak ifade edilir. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir eşik değerini aşarsa, yapı bu noktada şekil değişimine uğrar. Bu, Von Mises ve ark. tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak nitelendirilmiştir. Birimi Pascal'dır (Adıgüzel, 2010). Von Mises stresi metal gibi bükülebilir özelliklere sahip materyallerin dayanıklılık analizinde kullanılan bir değerdir. Titanyum alaşımının geri dönüşümsüz deformasyona uğrama eşiği 900 Mpa olarak belirtilmiştir (Tepper, 2002).

2.5.1.3. Gerinim (Strain)

Gerinim (strain) bir yapıyı etkileyen stresin bu yapıda meydana getirdiği uzunluk değişimidir. Gerinim bir ölçü birimine sahip değildir. Ancak gerinim, oluşan deformasyonun orjinal uzunluğa olan oranı olarak tanımlanabilir (Adıgüzel, 2010).

Gerinim, plastik ya da elastik veya her ikisi birden olabilir. Plastik gerinim yapıyı oluşturan atomların kalıcı bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer oluşan stres birim alanda belli bir değeri aşarsa enerji ya da çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Elastik gerinim ise geri dönüşümlüdür. Stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler (Adıgüzel, 2010; Özgen, 2012).

2.5.2. Elastisite modülü (Young Modulus)

Elastisite modülü, esneme ve deformasyona karşı materyalin gösterdiği direnci belirtir. Stresin gerinime oranıdır. Materyalin sertliği ile doğru orantılıdır. Yani elastisite modülü yüksek olan materyaller kuvvetler karşısında daha az deforme olurlar (Zaimoğlu ve ark., 1993). Homojen materyaller için elastisite modülünün sabit olduğu kabul edilir. Homojen olmayan materyallerin elastisite modülünün belirlenmesi daha zordur (DeTolla ve ark., 2000; Geng ve ark., 2001).

2.5.3. Poisson Oranı

Poisson oranı kuvvet karşısında bir cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranıdır. Sembolü ν 'dir. Bu oran bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişir ve cisme ait ayırt edici bir özelliktir. Kuvvet ile sıkıştırılan bir silginin boyunun ksalmasına karşılık enine genişlemesi örnek olarak gösterilebilir (Adıgüzel, 2010).

2.5.4. Lineer Elastik cisim

Uygulanan kuvvetler sonucu yapısında oluşan gerinim ya da deformasyonun bu kuvvetler ile doğru orantılı olarak değiştii cisimler lineer elastik cisimler olarak kabul edilir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Özgen, 2012).

2.5.5. İzotrop cisim ve Homojen cisim

İzotrop cisim farklı doğrultularda gelen kuvvetler karşısında aynı elastik özellikleri gösteren cisimdir. Homojen cisim ise elastik özellikleri her noktasında aynı olduğu kabul edilen cisimdir (Özgen, 2012).

2.5.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi karmaşık geometrik yapılar içeren mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir metoddur. Komplike yapıların matematiksel modeli hazırlanarak yapısal elementlere bölünmesi ve her bir elementin stres ve geriniminin bilgisayar programlarıyla ölçülmesini içerir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

SESA 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir ve bu teknoloji daha sonra geniş bir kullanım alanına yayılarak inşaat, elektrik, hidrodinamik gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanında tıpta ve diş hekimliğinde de son dönemlerde stres analizi amacıyla kullanılmaktadır (Ramoğlu ve Ozan, 2014; Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Diş hekimliğinde SESA ilk olarak amalgam dolgulardaki gerilmelerin incelenmesi ile uygulanmıştır (Mathewson ve ark., 1967). İmplantoloji alanında kullanımı ise Tesk ve Widera'nın 1973 yılında blade ve pin implantlar üzerinde yaptığı çalışma ile olmuştur (Tesk ve Widera, 1973).

Bu yöntem parçadan bütüne gitme genel prensibine dayanır. Kompleks problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözüme yaklaşma amaçlanır. Stres davranışı incelenecek modelin küçük alt elemanlardan oluşan bir modeli hazırlanır. Her geometrik alt eleman için yükleme ve yer değiştirme arasındaki ilişkiyi tanımlayan bir denklem oluşturulur. Bu denklemlerin birleştirilmesi ve çözümlenmesi bilgisayar yardımıyla yapılır (DeTolla ve ark., 2000; Geng ve ark., 2001).

Kompleks bir cisme (ör. maksilla, mandibula) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle bu yapı hesaplanması daha kolay üçgen, dörtgen, dörtgen prizması, piramit gibi küçük geometrik birimlere bölünmektedir. Bütün yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere "eleman" elemanlara bölünmüş geometrik cisme "matematiksel model" ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına "düğüm" (node) adı verilir. Geometrik şekli oluşturan bütün elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson oranı ve elastisite modülü değerlerinin bilgisayar analiz programına tanıtılması gerekmektedir (Adıgüzel, 2010; Özgen, 2012).

Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulur. Bu şekilde sonlu elemanlar stres analizinde kuvvetler karşısında her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki stres ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur. Gerçeğe çok yakın model, yazılımlar sayesinde oluşturulabilir. Uygulanan kuvvetlerin malzeme özelliklerinin,

geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür (Geng ve ark., 2001; Özgen, 2012; Soykan ve ark., 2013).

2.6. Atrofik Mandibula Mevcudiyetinde İmplant ile Tedavi Seçenekleri

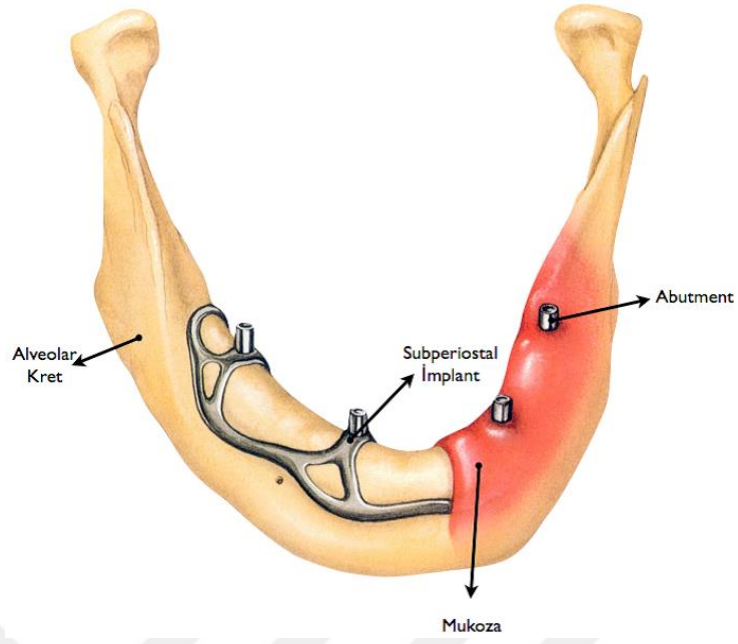
Genellikle, uzun süre dişsiz olan hastalarda veya ekstraksiyon öncesinde periodontal hastalığı olan hastalarda, alveolar kemik geleneksel implant yerleştirilmesine izin vermek için yeterli yükseklikte değildir. Bu anatomik limitasyonların üstesinden gelebilmek ve başarılı dental implant yerleşimi ile birlikte protez diş restorasyonuna izin vermek için çeşitli tedavi yöntemleri denenmiştir (Stellingsma ve ark., 2004; Pancko ve ark., 2010). Bu yöntemlerden biri inferior alveoler sinirin üzerindeki kemik yüksekliğini arttırmaktır. İliak krest, tibia ve kostalardan elde edilen otojen kemik greftleri kullanılarak dişsiz posterior mandibulanın rekonstrüksiyonu birçok araştırmacı tarafından tarif edilmiştir (Lew ve ark., 1991; McGrath ve ark., 1996; Vermeeren ve ark., 1996; Verhoeven ve ark., 1997). Bu yöntemlerin etkili olduğu gösterilmiş olmakla birlikte, bunlar hasta morbiditesi, tedavi süresi, maliyet, verici alan morbiditesi ve sürekli kemik greft rezorpsiyonu da dahil olmak üzere bir takım olumsuz faktörlerle ilişkilendirilmiştir (Friberg ve ark., 1991; Cricchio ve Lundgren, 2003). Örneğin Baker ve ark. (1979), mandibulanın otojen kaburga onlay grefti kullanarak greft malzemesinin tamamen kaybedilmesiyle beraber seyreden %15'lik bir dehisens oranı kaydetmiştir. Greft konsolidasyonlu hastalarda bile 18 ay içerisinde yüksek oranda greft rezorpsiyonu gözlemlenmiştir (Friberg ve ark., 1991).

Ekstraoral bölgelerden otojen greft elde etme işlemlerine göre morbiditesi daha düşük olan intraoral kaynaklı otojen greftleme teknikleri de vertikal dikey boyut kazancı elde etmek amaçlı uygulanmıştır (Misch, 1997; Cordaro ve ark., 2002; Stellingsma ve ark., 2004; von Arx ve Buser, 2006) İnaoral bölgelerden elde edile greft miktarı ekstraoral bölgeye göre daha kısıtlı olmaktadır. Bu tekniklerle uzun dönemde başarı sonuçlar elde edildiği bildirilse de greft rezorpsiyonu görülebilmektedir. Alıcı sahada enfeksiyon ve geçici ya da kalıcı his kaybı problemleri de görülebilmektedir (Cordaro ve ark., 2004; Stellingsma ve ark., 2004; Pikos, 2005). Ayrıca bu uygulamalar da tedavi süresini uzatan ve maliyet artışına

sebepler olan uygulamalardır. Eş zamanlı endosseöz implant yerleştirilmesi girişimleri de osseointegrasyonun başarısız olması ile sonuçlanmıştır (Simion ve ark., 2007). Hidroksiapatit kullanarak bir dizi alloplastik kemik greftleme işlemi de vertikal kemik kemik kazancı sağlamak amaçlı uygulanmıştır. Bu yöntemler, donör alan morbiditesi ile ilişkili negatif sekillere sahip olmamasına rağmen, daha önce tarif edilen otojen yöntemlere kıyasla daha fazla miktarda greft rezorbsiyonuna ve cerrahi bölgede dehissens düzeylerinde artışa neden olmuşlardır (Kent ve ark., 1982; Block ve Kent, 1984; Hupp ve McKenna, 1988).

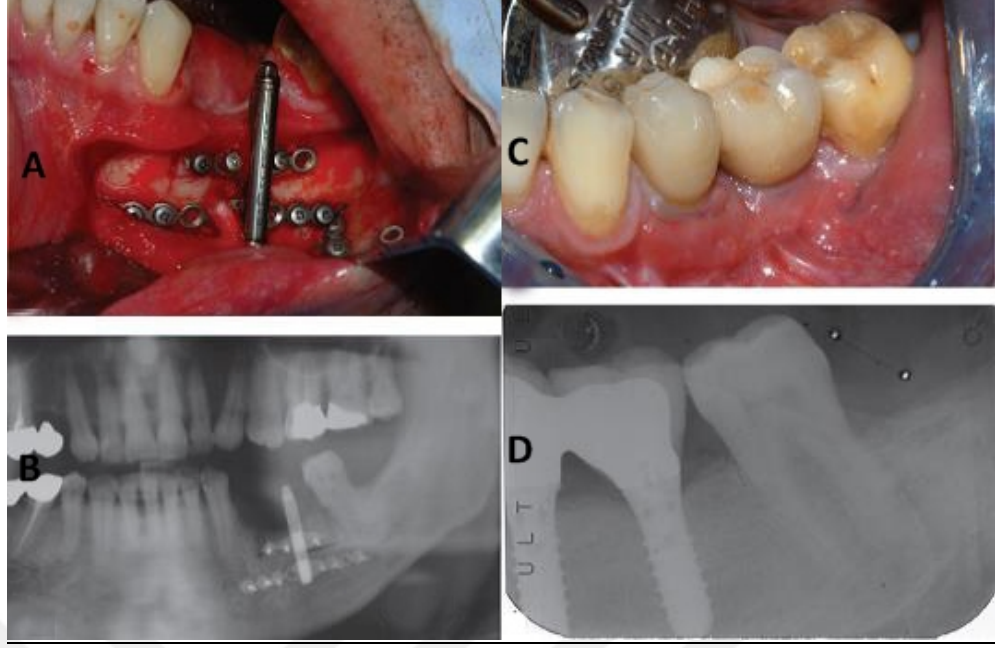
İnferior alveoler sinirin konvansiyonel implant yerleşimini engelleyen pozisyonu olduğu için, bazı araştırmacılar pozisyonu değiştirmek için gayret göstermişlerdir. inferior alveoler siniri lateralize etmek ve uygun uzunlukta implant yerleştirmek için ortaya konan lateral sinir transpozisyonu uygulaması yüksek teknik hassasiyet gerektiren ve çeşitli sekillere neden olabilen cerrahi bir prosedürdür. Hemen hemen tüm hastalarda mental sinirin dağılım alanında postoperatif parestezi gözlenmektedir. Yapılmış çalışmalar hastaların %20 sinden fazlasında kalıcı his kaybı olduğunu göstermiştir (Ferrigno ve ark., 2005). Karlis ve ark. (2003), vaka raporundan belirtildiği üzere mandibular fraktür de meydana gelebilecek komplikasyonlar arasındadır.

Greftleme işlemleri ya da sinir lateralizasyonu tercih edilmeyen olgularda uygulanabilen yöntemlerden biri de subperiosteal implantların uygulanmasıdır (Şekil 2.10). (Moore ve Hansen, 2004). Bir takım çalışmalar iyi sonuçlar vermiş olmakla birlikte, subperiosteal implantların genel olarak endosseöz implantlara göre anlamlı olarak daha düşük uzun dönem sağ kalım oranlarının ve daha fazla komplikasyon oranlarının olduğu gösterilmiştir. Örneğin, Yanase ve ark. (1994), subperiosteal implantlar için 15 yılda% 60 sağ kalım oranını göstermişlerdir. Bu oran Lindquist ve ark. (1996), tarafından rapor edilen endosseöz implantlar için 15 yıl takip süresi sonunda %99 hayatta kalma oranından önemli derecede düşüktür.



Şekil 2.10. Dişsiz mandibulada subperiosteal implant uygulaması (Taylor ve Laney'den, 2013).

Distraksiyon osteogenezi yöntemi, mandibulada tam ve parsiyel dişsizlik durumlarında atrofik mevcudiyetinde kullanılabilen bir yöntemdir. (Şekil 2.11) Bu yöntem; kemik transplantasyonu gerektirmemesi, enfeksiyon riskinin düşük olması, çevre yumuşak dokuların devamlı uzaması sırasında yaranın açığa çıkma ve kemiğin ekspoze olma riskinin az olması gibi avantajları olması nedeniyle gelecek vaadeden bir tedavi şekli olarak nitelendirilmektedir (Uckan ve ark., 2002; Chiapasco ve ark., 2006). Ancak posterior mandibulada distraksiyon osteogenezi ile ilgili yeteri kadar uzun dönem çalışmaları mevcut değildir.



Şekil 2.11. Posterior mandibulada distraskiyon osteogenezi uygulaması A) İntra-operatif klinik görüntü; B) Post-operatif radyografi görüntüsü; C) Protetik işlemler tamamlandıktan sonraki klinik görüntü; D) Protetik işlemler tamamlandıktan sonraki radyografi görüntüsü (Chipasco'dan, 2006).

Kısa implantların kullanımı ya da implantların açılı yerleştirilmesi atrofiye uğramış mandibulanın rehabilitasyonunda kullanılabilecek alternatif tedavi yöntemlerindedir.

Kısa implantların tanımı için literatüre bakıldığında tam bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bazı yazarlar 10 mm'den az uzunluğa sahip implantları kısa implant olarak nitelendirirken (das Neves ve ark., 2006; Morand ve Irinakis, 2007). bazı yazarlar da kısa implantları 8 mm ya da daha az uzunluğa sahip implantlar olarak nitelendirmiştir (Renouard ve Nisand, 2006).

Kısa implantlar ilk olarak 1979 yılında 7 mm boy ve 3.75 mm çapa sahip olarak atrofik çene kemiklerinde kullanılmaya başlanmıştır. Elde edilen düşük başarı oranları sonrasında kısa implantların çapını artırma yoluna gidilmiştir. Kısa boy ve geniş çapa sahip implantlar özellikle düşük kemik kalitesi varlığında ve başarısız olan implantların yerine aynı bölgeye tekrar implantasyon yapılacağı durumlarda kullanılabilecek implantlar olarak tanıtılmıştır (Karthikeyan ve ark., 2012).

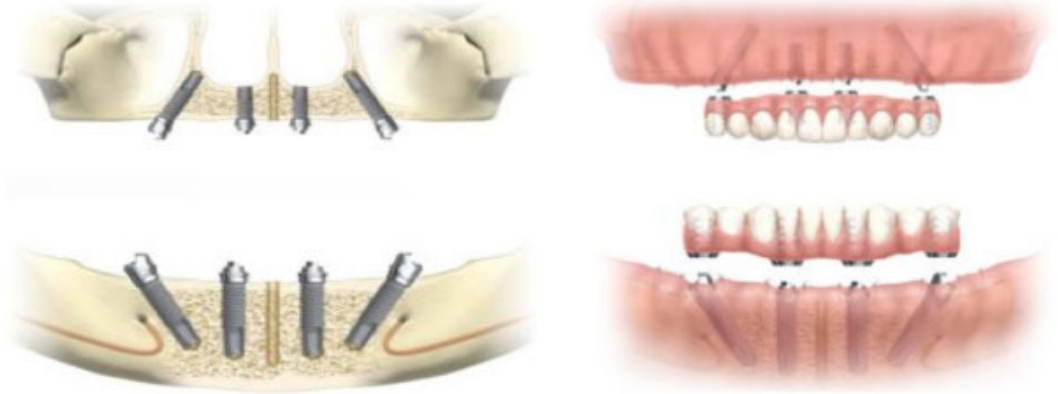
Misch (2005b) implant yapısı ve peri-implant bölgedeki kemikte oluşabilecek yoğun stres miktarını azaltmak adına bir takım düzenlemere gidilmesini önermiştir.

Bunlar;

- Posterior implant destekli protezlerde lateral kuvvetleri azaltmak
- Restorasyonlardaki kantilever alanlarını elimine etmek
- İmplant çaplarını arttırmak
- Daha geniş yüzeyli implantlar kullanmak
- Birden çok implantın yanyana kullanıldığı durumlarda implantları splintlemektir.

İmplantların aksiyal yerleştirilmesi için yeterli kemik genişliği ve uzunluğunun bulunmadığı durumlarda açılı implantların kullanılması cerrahi ve protetik açıdan çeşitli faydalar sağlayabilmektedir. Bu faydalar arasında kemik-implant temas alanını artırması, posterior kantilever mesafesinin kısılmasının sağlanabilmesi, daha iyi stres dağılımının sağlanması, greftleme teknikleri ve ileri cerrahi işlemlere gerek kalmadan implant uygulamanın mümkün olabilmesi sayılabilir.

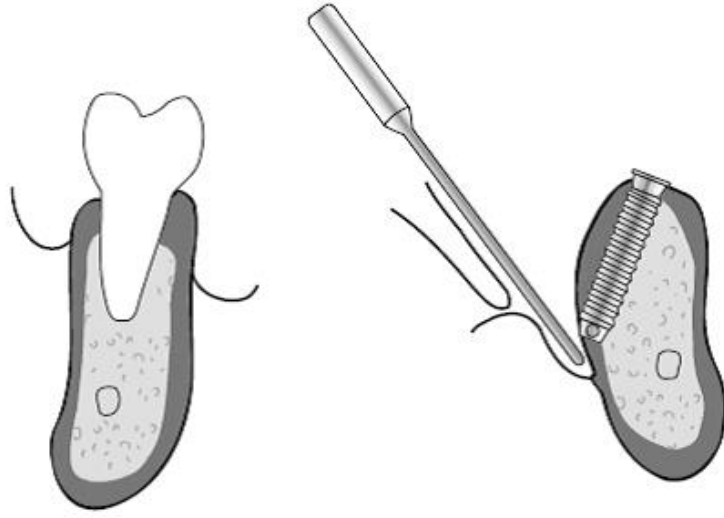
Açılı implantların yaygınlık kazanması 2003 yılında Malo'nun tanıttığı All-on-4 sistemi sayesinde olmuştur (Malo ve ark., 2003). Bu sistemde maksillada maksiller sinüsten, mandibulada inferior alveolar sınırdan kaçınmak için posteriordaki implantlar, koronal kısmı distale doğru olacak şekilde 45 dereceye kadar eğimli yerleştirilerek bütün ark restorasyonu yapılması yoluna gidilmektedir. (Şekil 2.12). Oldukça başarılı sonuçlar alınan All-on-4 sistemi immedat protez yükleme olanağının olmasının da etkisiyle günümüzde popüler hale gelmiş ve sıklıkla kullanılan bir sistem olmuştur (Capelli ve ark., 2007; Testori ve ark., 2008; Agliardi ve ark., 2010; Cavalli ve ark., 2012).



Şekil 2.12. All on 4 sisteminin maksilla ve mandibulada uygulanışı (Malo'dan, 2009).

Bütün ark restorasyonlarının yanında parsiyel dişsizlikte özellikle üst çenede maksiller sinüsten sakınmak için mesiodistal olarak implantların açılı yerleştirilmesi birçok vaka serisi çalışmasının konusu olmuştur (Calandriello ve Tomatis, 2005; Testori ve ark., 2008; Pozzi ve ark., 2012).

Krekmanov ise 2000 yılında implantları bukkolinual ya da bukkopalatinal yönde açılarla yerleştirdiği çalışmasını yayınlamıştır. Bu çalışmada maksiller sinüsten sakınmak için implantı sinüsün anterior ya da posteriorunda açılı olarak konumlandırmak yerine implantları maksiller sinüsün palatinaline yerleştirme tekniğini uygulamıştır. Mandibulada ise mandibular kanal ya da mental forameninden sakınmak için implantlar apeks kısımları linguale doğru açılı olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 2.13).

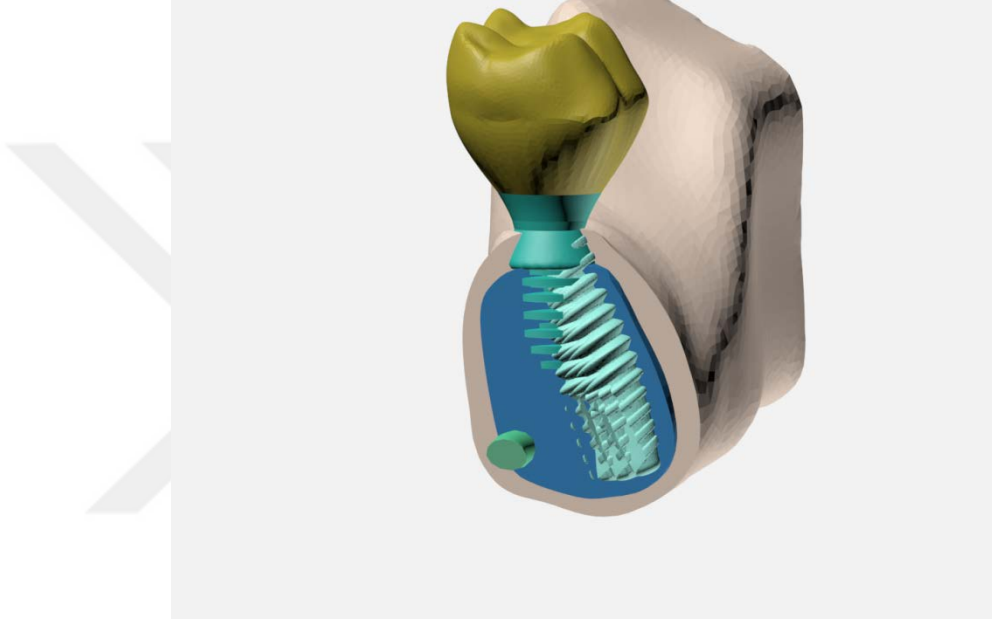


Şekil 2.13. İmplantların mandibular molar bödede linguale doğru açılı olarak yerleştirilmesi (Krekmanov'dan, 2000).

Posterior mandibulada implantların bukkal ya da linguale açılı verilerek yerleştirildiği çalışmalar ilerleyen yıllarda Özkan ve ark. (2012), Pancko ve ark. (2010), Kawasaki ve ark. (2011), Flanagan (2011) tarafından da yayınlanmıştır. Bu çalışmalarda mandibular kanaldan sakınılarak daha uzun implantların yerleştirilebildiği ayrıca cerrahi morbidite, zaman ve maliyet kaybı vb. durumlardan sakınılabilmesi gibi avantajların bulunduğu vurgulanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak atrofiye uğramış mandibular ramus modeli oluşturuldu. Mandibula modelinde birinci molar bölgesine farklı çap ve boya sahip 2 ayrı kısa implant ve bukkolingual olarak farklı açılara sahip 3 ayrı standart implant yerleştirilerek analiz edilmek üzere toplam 5 farklı model oluşturuldu (Şekil 3.1). Her modele vertikal ve oblik kuvvet statik olarak uygulanarak çevre kemikte ve implantlarda oluşan stresler analiz edildi.



Şekil 3.1. Oluşturulan kemik modeli ve 5 farklı şekilde implant yapısının yerleştirilmesinin görüntüsü.

3.1. Kullanılan Donanımlar

Mandibulanın 3 boyutlu modelinin oluşturulması için 3D-Doctor (Able Software Corp, ABD) medikal veri rekonstrüksiyon yazılımından, implantların 3 boyutlu modellerinin oluşturulması için Activity 880 optik tarayıcısı (Smart Optics, ABD) ile 3 boyutlu tarama cihazından yararlanıldı (Şekil 3.2). Kemik dokusu, implantlar ve üst yapılarının sistemde birleştirilip kuvvet aktarımının sağlanması için Rhinoceros 4.0 (McNeel, ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından yararlanıldı. Üç boyutlu ağ yapısının oluşturulması, düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi için VRMesh Studio (Virtual Grid Inc, ABD) yazılımından ve sonlu elemanlar stres analizi için Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımı kullanıldı.

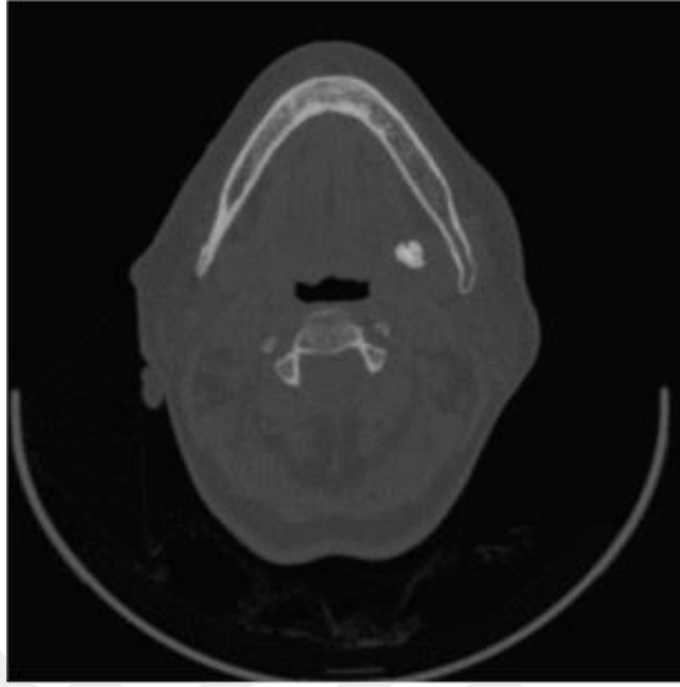


Şekil 3.2. Activity 880 smart optics tarayıcısı.

3.2. Modellerin Oluşturulması

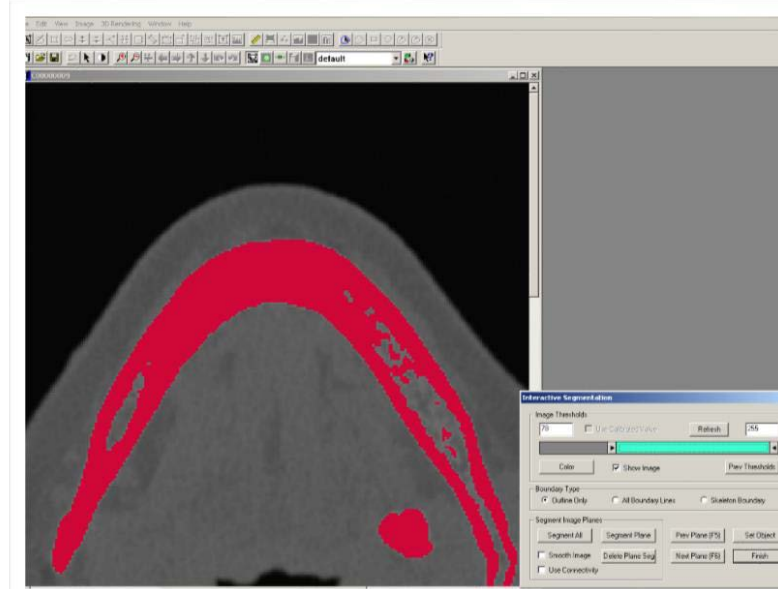
3.2.1. Mandibula Modelinin Oluşturulması

Yazılım firmasının veri tabanında bulunan mandibula tomografi kesitlerinden yararlanıldı (Şekil 3.3). Daha sonra 0.2 mm aralıklı kesitler birleştirilerek hacimsel veri oluşturuldu. Biçimlendirme sonucunda elde edilen veri, DICOM 3.0 formatında dışarıya aktarıldıktan sonra 3D-Doctor (Able Software Corp, ABD) yazılımına alındı.



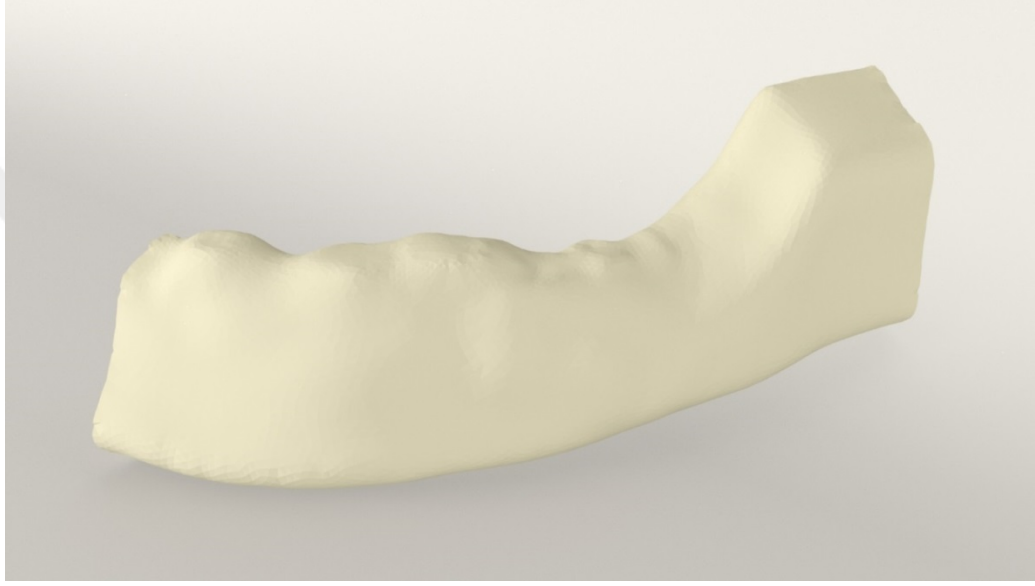
Şekil 3.3. Mandibula tomografi kesiti.

3d-Doctor yazılımı bünyesindeki “İnteraktif segmentasyon” yöntemi ile 400-1500 Hounsfield (HU) değeri arasında kalan bölgeler kemik dokusunu temsil edecek şekilde alt çene kemiği çevre dokulardan ayrıştırıldı (Şekil 3.4).

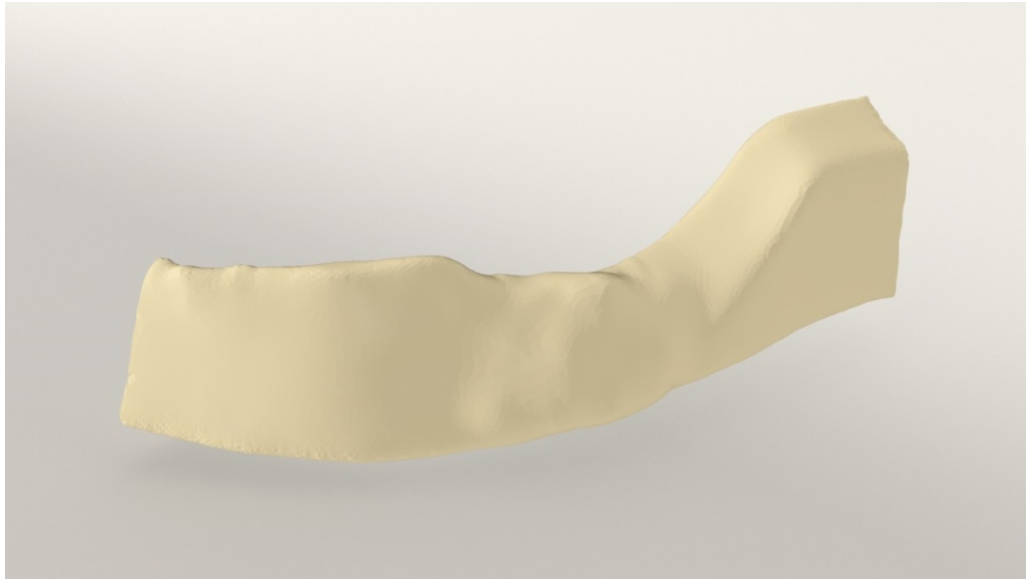


Şekil 3.4. İnteraktif segmentasyon yöntemi ile alt çene kemik dokusunun ayrıştırılması.

Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Spongioz kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde dişsiz posterior bölgede ilgili anatomi çalışmaları sonucunda (Katranji ve ark., 2007) bildirilen ortalama kortikal kemik kalınlığı değerleri göz önünde bulundurularak modelin dış sınırında 1.5-2.4 mm arası rastgele değişen ölçüde küçültme yapıldı ve trabeküler kemiğin sınırları belirlendi (Şekil 3.5). Oluşturulan modeller STL formatında Rhinoceros 4.0 yazılımında aktarıldı.



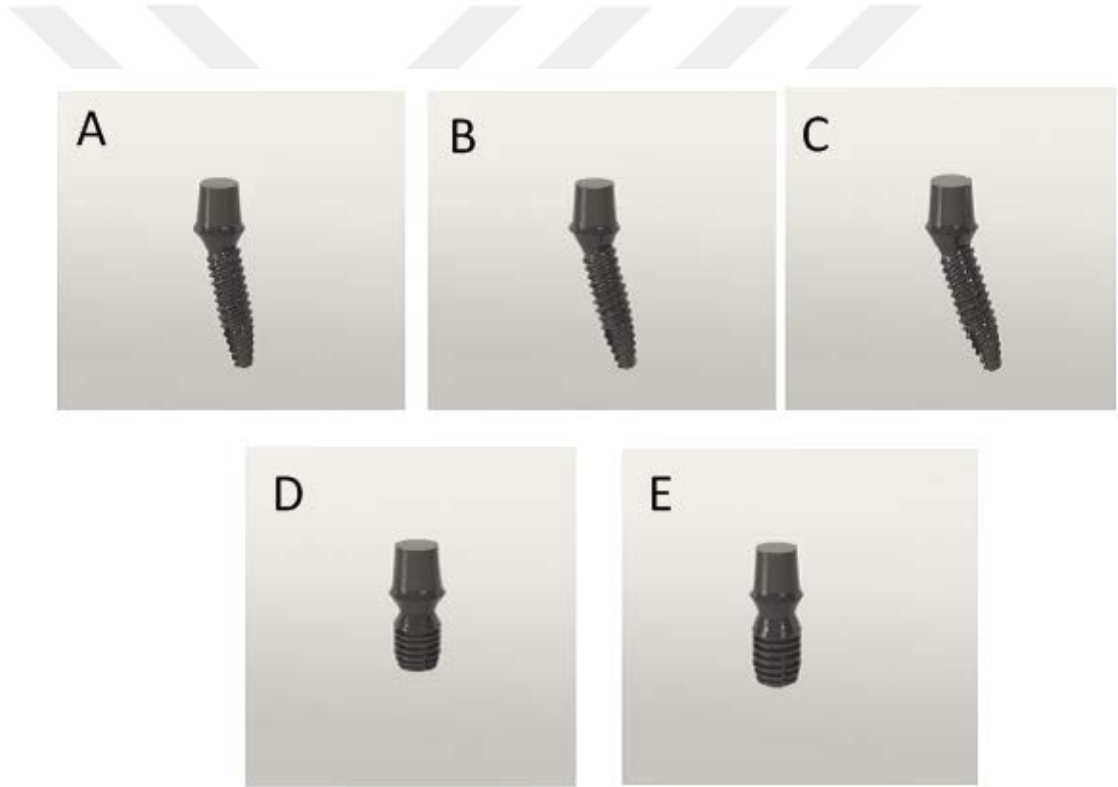
Şekil 3.5. Oluşturulan kortikal kemik modeli.



Şekil 3.6. Oluşturulan spongioz kemik modeli.

3.2.2. İmplant ve Abutmentların Modellenmesi

Çalışmamızda standart implant modelleri için Nobel Biocare firması (Nobel Biocare, İsveç) ve kısa implant modelleri için i-system firmasına (I-system implants, İsviçre) ait implant modellerinin kemik modeline sanal olarak yerleştirilmesi planlandı. Branemark ve i-system firma temsilcilerinden tedarik edilen büyük boyuttaki implant modelleri Smartoptics tarayıcısında taranarak 3 boyutlu implant modelleri elde edildi. Elde edilen veriler STL formatında geometrik olarak son şeklinin verilip (Şekil 3.7) ardından kemik dokusu ve protetik komponentler ile birleştirilip kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için Rhinceros 4.0 programına aktarıldı.

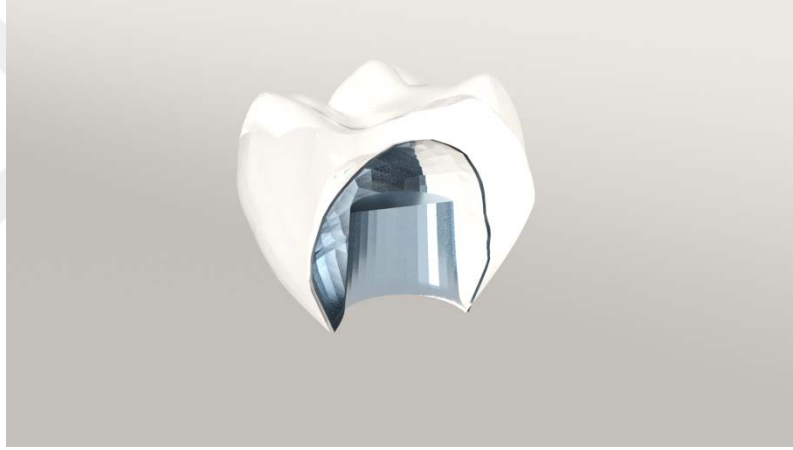


Şekil 3.7. İmplant modelleri. **A.** Model 1: 15° açılı implant modeli **B.** Model 2: 20° açılı implant modeli **C.** Model 3: 25° açılı implant modeli **D.** Model 4: 4.5x6 mm ebatlarındaki kısa implant modeli **E.** Model 5: 5x7.5 mm ebatlarındak kısa implant modeli.

3.2.3. Koping ve Kuronların Modellenmesi

Wheeler diş anatomisi atlasından elde edilen veriler Rhinoceros 4.0 modelleme yazılımına aktarılarak kron modeli elde edildi (Nelson, 2009). Bu kron modeli yüzeyden eksiltme yöntemi ile küçültüldü ve altındaki abutment ile uyumlandırılarak yapılarak elde edildi.

İmplant üstü protez tipi olarak metal destekli porselen restorasyonlar seçildi. Alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, ABD) kullanılmıştır. Koping kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı ise; kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlandı. Elde edilen metal destekli seramik restorasyon ile abutment Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılarak uyumlandırıldı (Şeki 3.8).

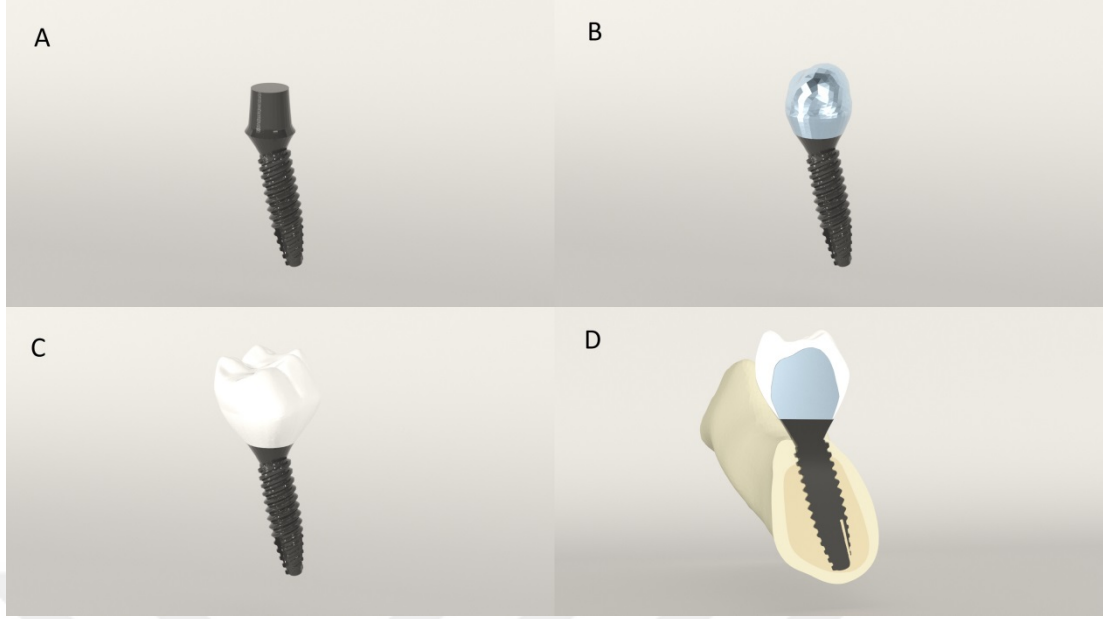


Şekil 3.8. İmplant üst yapısının oluşturulması.

3.2.4. Model Grupları

Model 1

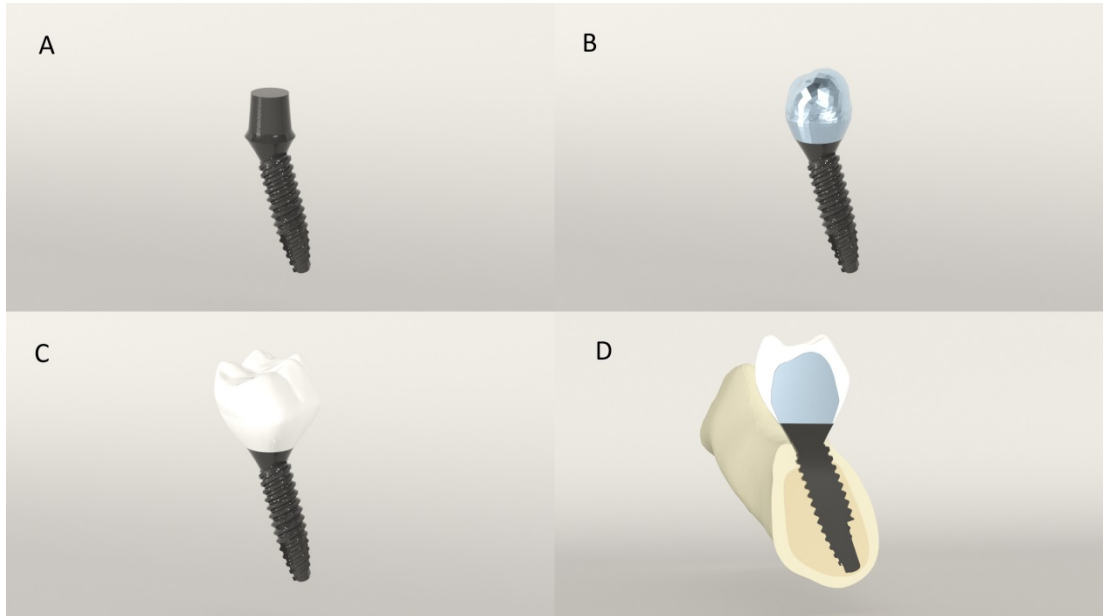
Diş kronu uzun eksenine göre apeksi 15 derece bukkale doğru açlandırılmış 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modeli (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Model 1. **A.** implant abutment birleşimi. **B.** Metal alt yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **C.** Seramik üst yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **D.** Oluşturulan modelin kesit görüntüsü.

Model 2

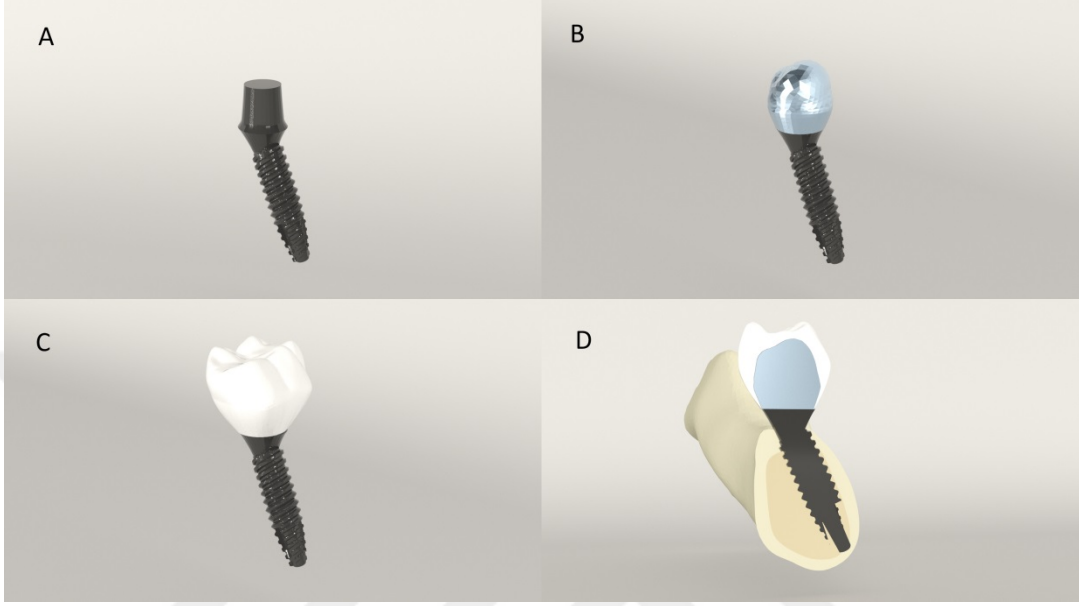
Diş kronu uzun eksenine göre apeksi 20 derece bukkale doğru açlandırılmış 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modeli (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Model 2. **A.** implant abutment birleşimi. **B.** Metal alt yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **C.** Seramik üst yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **D.** Oluşturulan modelin kesit görüntüsü.

Model 3

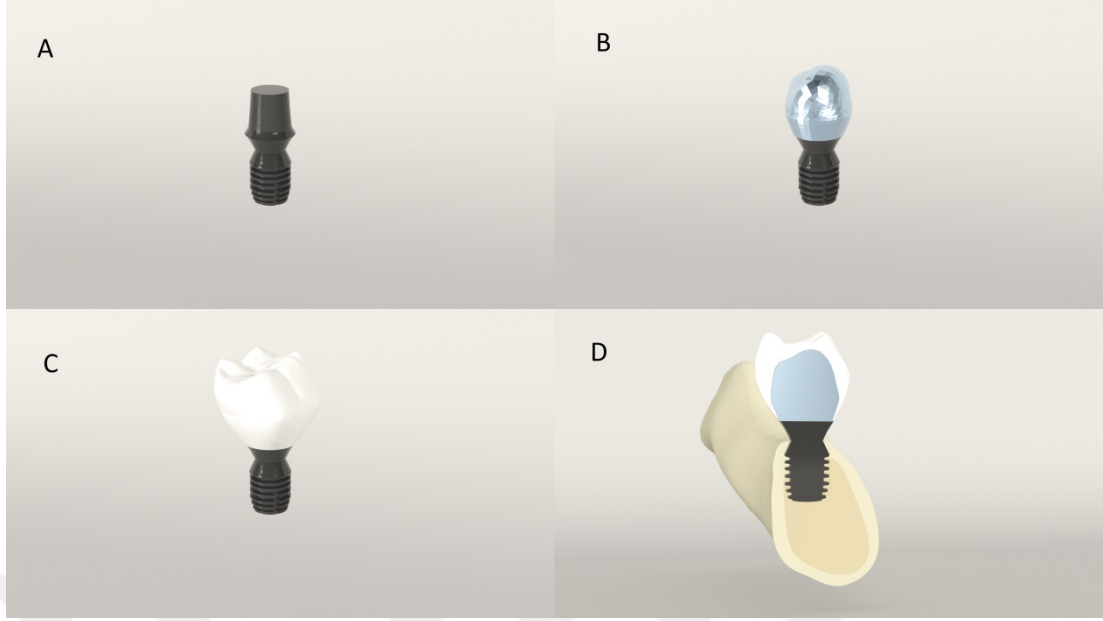
Diş kronu uzun eksenine göre apeksi 25 derece bukkale doğru açlandırılmış 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modeli (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Model 3. **A.** implant abutment birleşimi. **B.** Metal alt yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **C.** Seramik üst yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **D.** Oluşturulan modelin kesit görüntüsü.

Model 4

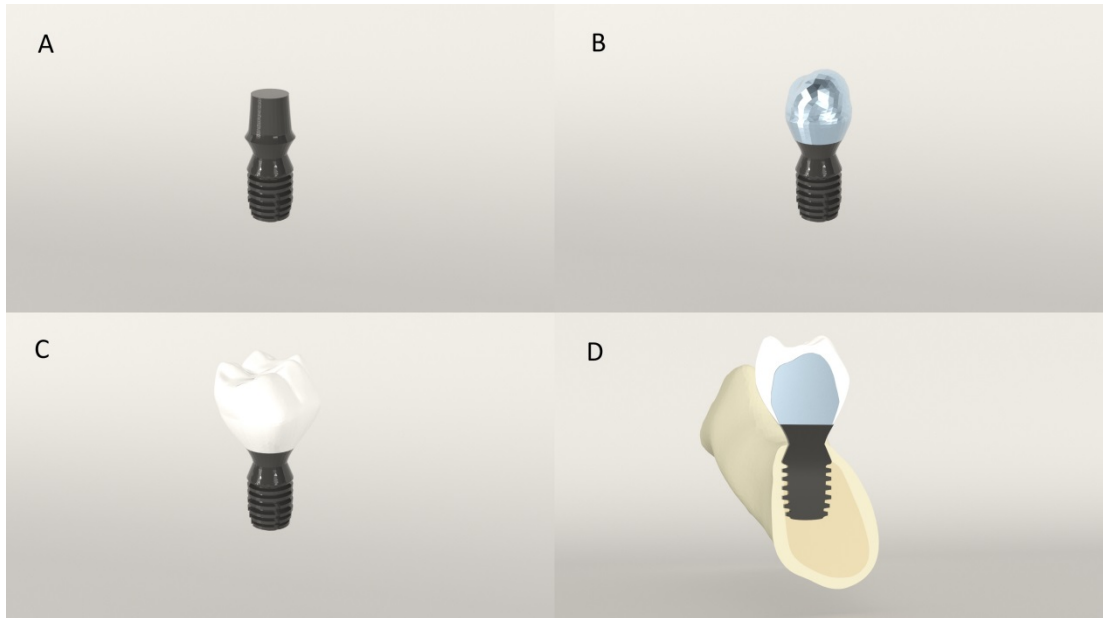
Okluzyon düzlemine göre dik olarak yerleştirilen 4.5 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda kısa implant modeli (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Model 4. **A.** implant abutment birleşimi. **B.** Metal alt yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **C.** Seramik üst yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **D.** Oluşturulan modelin kesit görüntüsü

Model 5

Okluzyon düzlemine göre dik olarak yerleştirilen 5 mm çapında ve 7.5 mm uzunluğunda kısa implant modeli (Şekil 3.13).

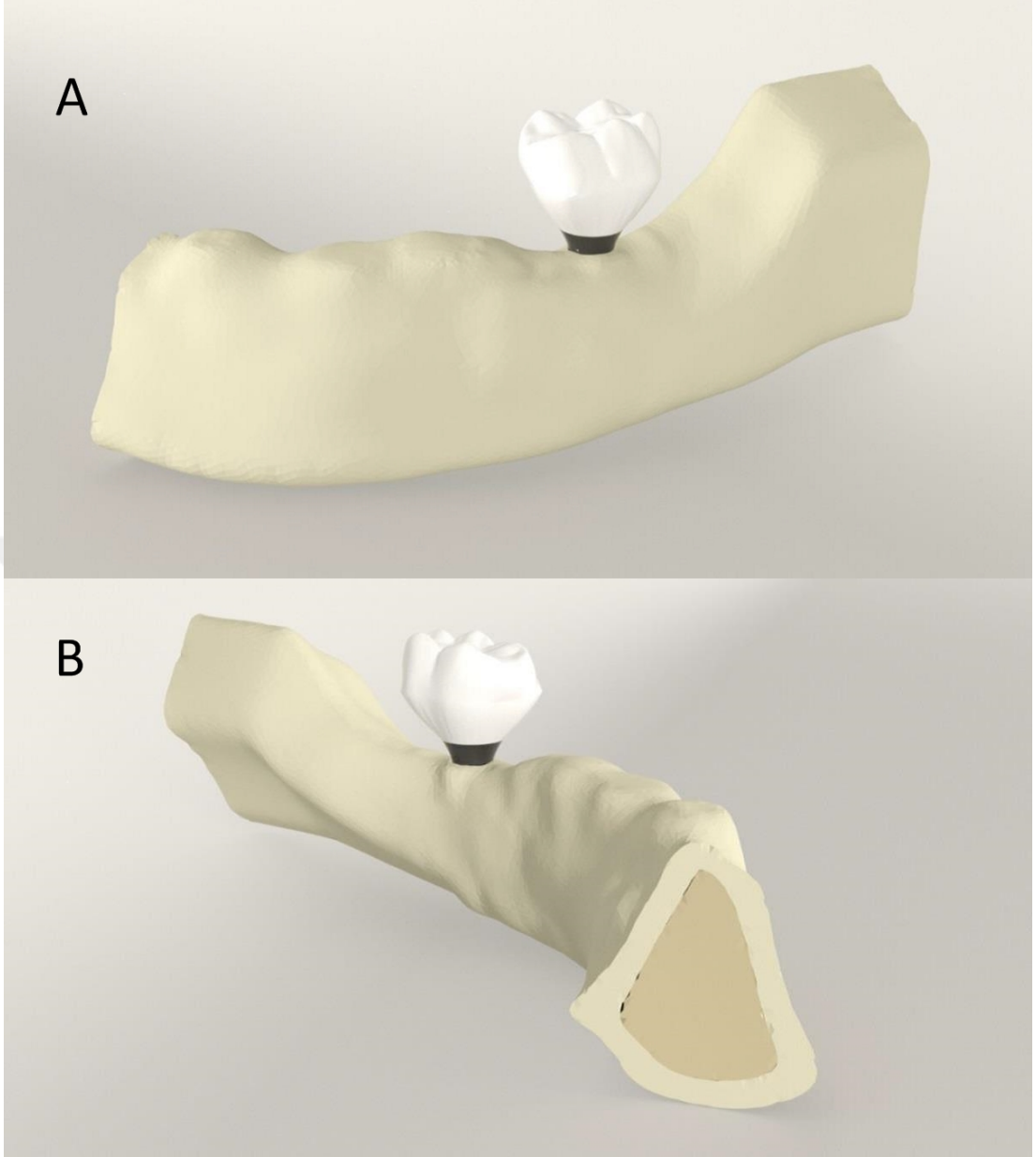


Şekil 3.13. Model 5. **A.** implant abutment birleşimi. **B.** Metal alt yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **C.** Seramik üst yapının sistme eklenmiş görüntüsü. **D.** Oluşturulan modelin kesit görüntüsü.

3.2.5. Analizin Yapılması

Kortikal kemik, spongiöz kemik, implantlar ve protetik komponentlerin modellemeleri STL formatında Rhinoceros 4.0 programına aktarıldıktan sonra bu yazılımda modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu (Şekil 3.14).

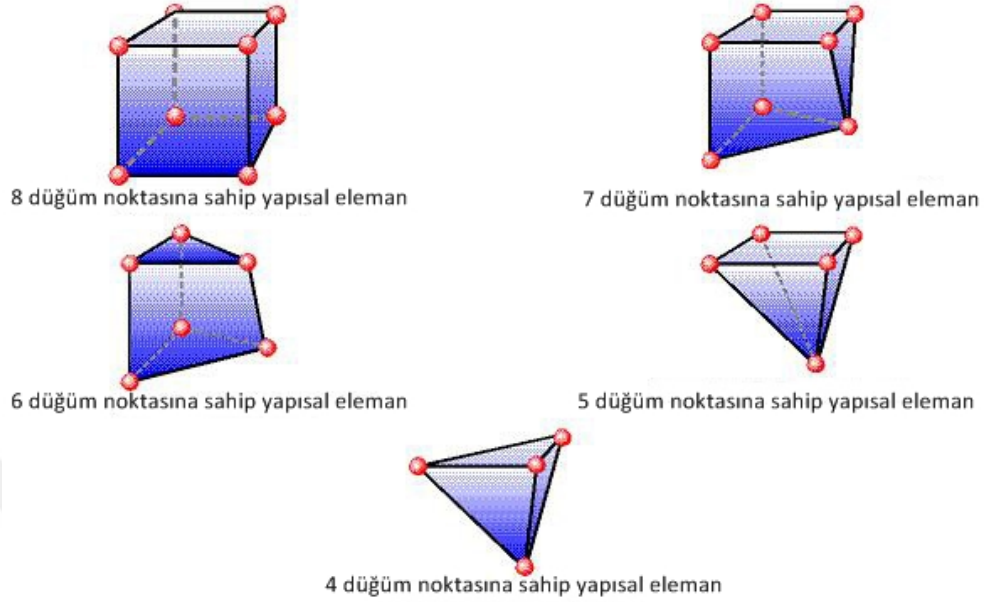




Şekil 3.14. Analize hazır hale getirilmiş model **A.** Bukkal görünüm **B.** Lingual görünüm.

Rhinoceros 4.0 yazılımında yapılan modellemeler, üç boyutlu ağ yapısının oluşturulması, düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi için VRMesh Studio programına aktarıldıktan sonra 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller yapısal elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Yapısal katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 düğüm noktasına sahip elemanlar kullanıldı. 8 düğüm noktasına sahip elemanların

gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7, 6, 5 ve 4 düğüm noktasına sahip elemanlar kullanıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan 4,5,6,7,8 düğüm noktasına sahip yapısal elemanlar.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.

Modeller üzerinde oluşturulan düğüm noktası ve eleman sayıları tabloda gösterilmektedir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Model düğüm noktası ve eleman sayıları.

Model	Düğüm Noktası	Eleman Sayısı
Model 1	113695	617670
Model 2	112777	613337
Model 3	109508	592425
Model 4	54611	273524
Model 5	54899	274916

3.3. Materyal Özellikleri

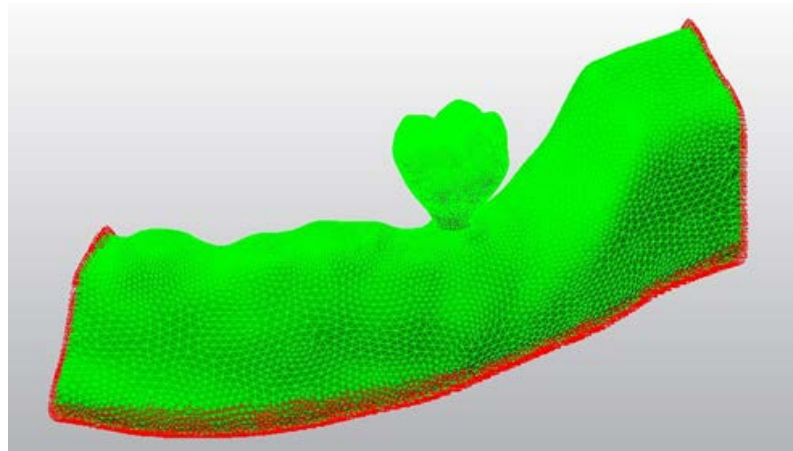
Materyal özellikleri yapı içerisindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.2). Tüm modellerde materyal standartizasyonu sağlanması amacıyla açılı ve kısa implantların titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) özelliğinde olduğu kabul edilmiştir.

Tablo 3.2. Kemik dokusu implant ve üst yapı elemanlarının materyal özellikleri.

Materyal	Poisson Oranı	Elastisite Modülü	Kaynak
Kortikal kemik	0.30	13.7 Gpa	Baggi ve ark., 2008
Spongioz kemik	0.30	1. Gpa	Baggi ve ark., 2008
Titanyum implant ve abutment	0.34	114 Gpa	Baggi ve ark., 2008
Krom kobalt alaşımı	0.33	218 Gpa	Sevimay ve ark., 2005
Feldspatik porselen	0.35	82.8 Gpa	Sevimay ve ark., 2005

3.4. Sınır Koşulları

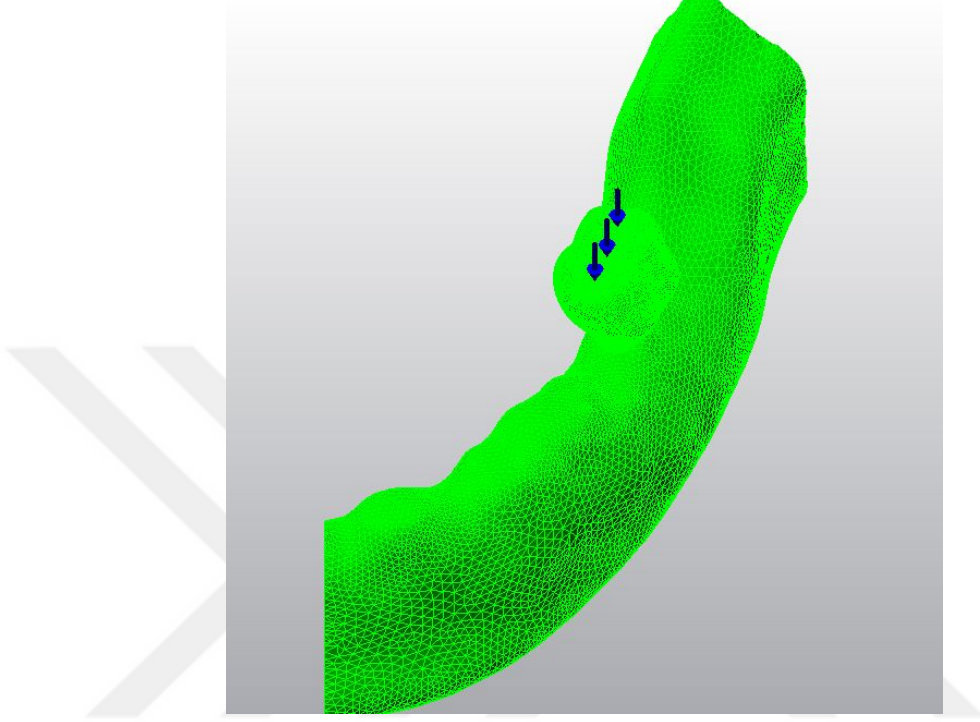
Çalışmada kullanılan modellerin tümünde alt çenenin ön, arka ve alt kısımlarına sıfır serbestlik derecesi verildi (Şekil 3.16).



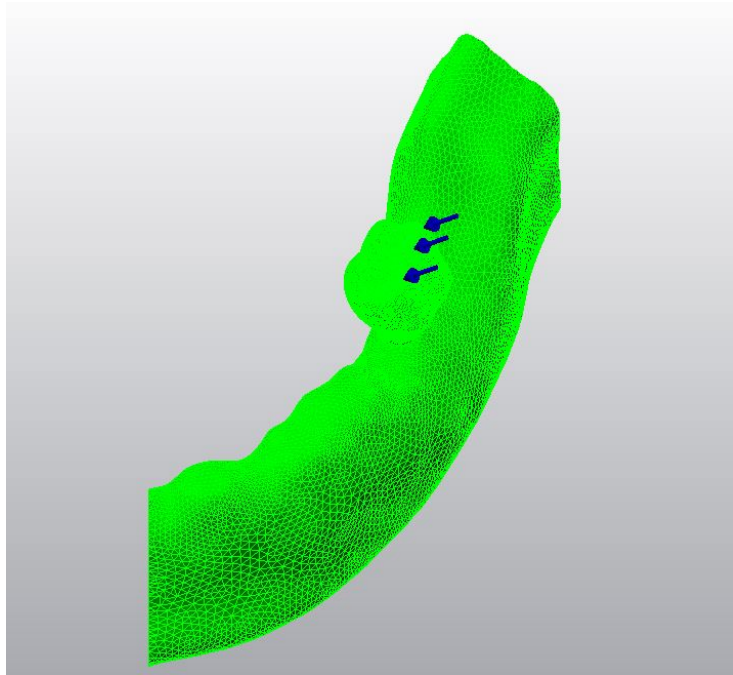
Şekil 3.16. Sınır koşullarının belirlenmesi.

3.5. Yükleme Koşulları

Yapılan 5 modelde toplam 10 analiz gerçekleştirildi. vertikal ve bukkolingual olarak 45° açılı 150 N büyüklüğünde oblik kuvvetler uygulandı (Şekil 3.17., 3.18.).



Şekil 3.17. Vertikal yükleme.



Şekil 3.18. Bukkolingual yönde 45° açılı oblik yükleme.

3.6. Ölçümlerin Yapılması

Hazırlanan modellerde yükleme uygulanmadan önce kemik içerisinde karşılaştırmaların yapılacağı düğüm noktaları belirlendi. Ölçümlerden elde edilen veriler kemik dokusu içerisinde kortikal ve spongioz kemiğin üst sınırında implantı çevreleyen bölgede mesial, distal, bukkal ve lingualde olmak üzere toplam 4 tane referans noktası belirlenerek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde birer düğüm noktası belirlendi. İmplantlarda meydana gelen en yüksek Von Mises değerleri karşılaştırıldı.

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stres değeri 200 Mpa, sıkışma değeri -40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stres tipi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda vertikal ve oblik olmak üzere modellere iki farklı açıda 150 N kuvvet uygulamıştır. Kuvvet sonucu beş farklı modelde meydana gelen stres dağılımları kortikal ve spongiöz kemik üzereinde minimum asal stres ve maksimum asal stres verileriyle, implant üzerindeki stres dağılımları ise Von Mises verileriyle değerlendirilmiştir.

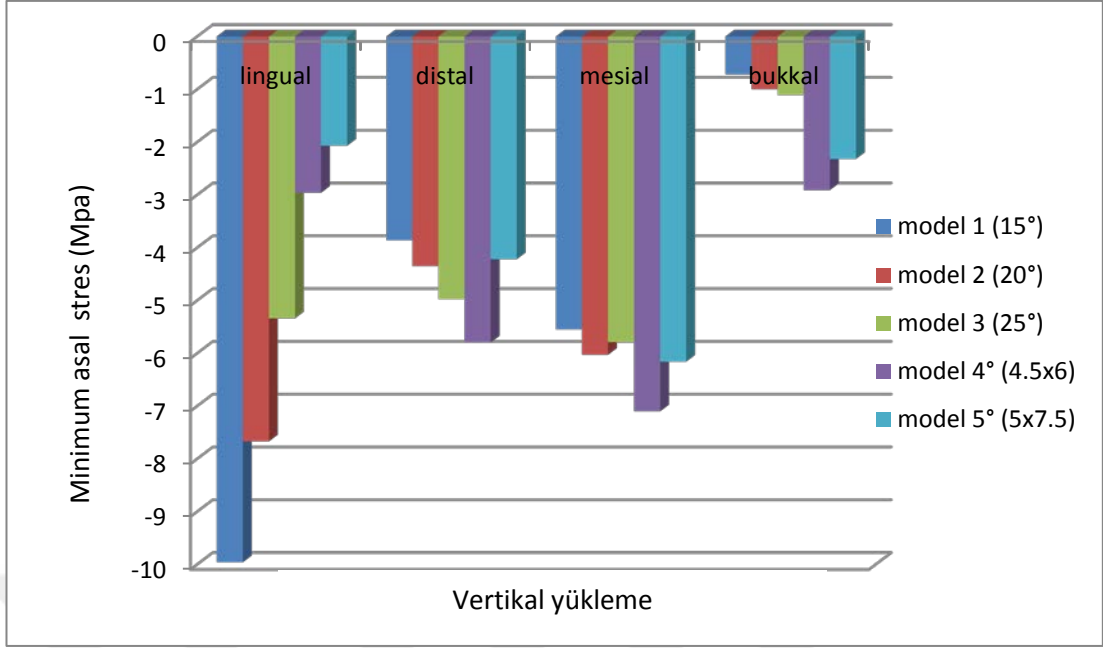
4.1 Kortikal Kemik Bulguları

4.1.1. Sıkışma Tipi Stres Bulguları

4.1.1.1. Vertikal Yükleme

Vertikal kuvvet altında modellerin kortikal kemik kısmında meydana gelen sıkışma stresleri değerlendirildiğinde açılı implant modellerinde lingual bölgede sıkışma stresi değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Bu modellerde sıkışma stresleri en düşük olarak bukkal bölgede görülmüştür (Grafik 4.1). Kısa implant modellerinde ise lingual ve bukkal bölgede birbirine yakın olarak ölçülen stres değerlerinin mesial ve distal bölgelerden düşük olduğu görülmüştür. En yüksek değerler ise mesial bölgede ölçülmüştür.

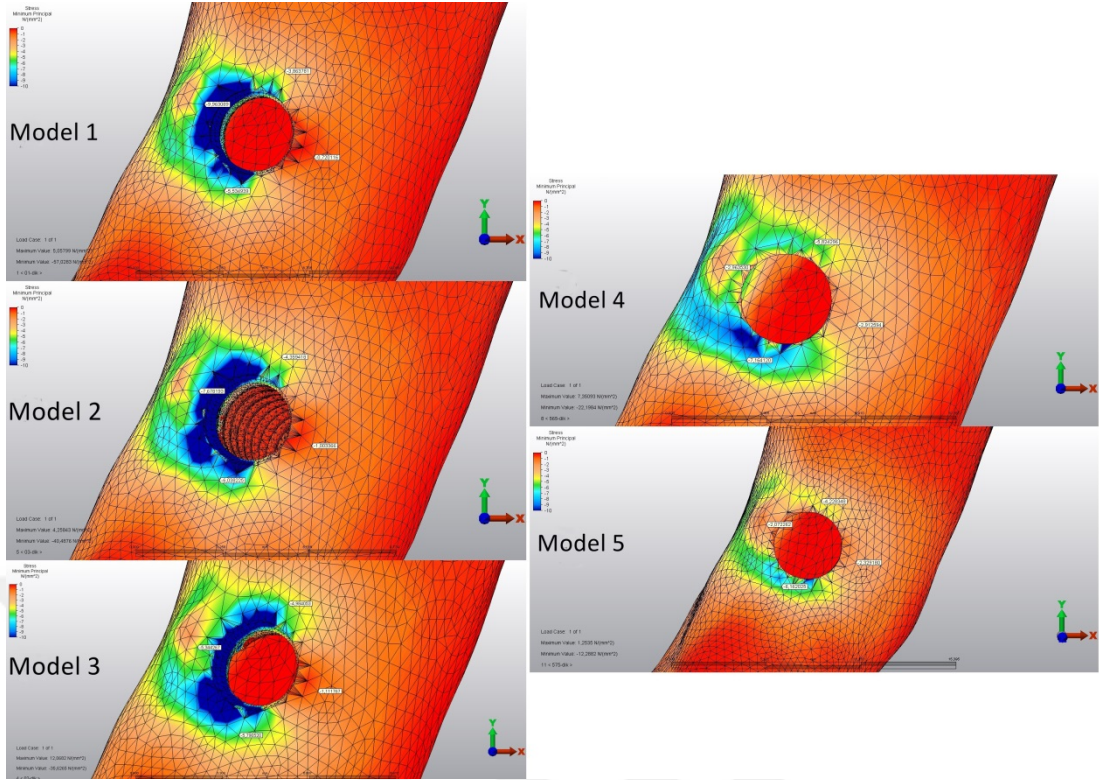
Kortikal kemikte meydana gelen en yüksek sıkışma değerinin (~ **-9.96 Mpa**) 15 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde lingual bölgede olduğu görülmüştür. Lingual bölgede oluşan en düşük sıkışma tipi stresi değerinin de (~ **-2.07 Mpa**) 5 mm çap ve 7.5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde olduğu görülmüştür (Tablo 4.1). Açılı implant modellerinin lingual bölgesinde oluşan sıkışma tipi streslerin kısa implant modellerinden daha fazla olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.1).



Grafik 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	-9.96	-7.67	-5.34	-2.96	-2.07
Distal	-3.86	-4.35	-4.98	-5.82	-4.22
Mesial	-5.55	-6.03	-5.79	-7.16	-6.16
Bukkal	-0.72	-1.00	-1.11	-2.91	-2.32

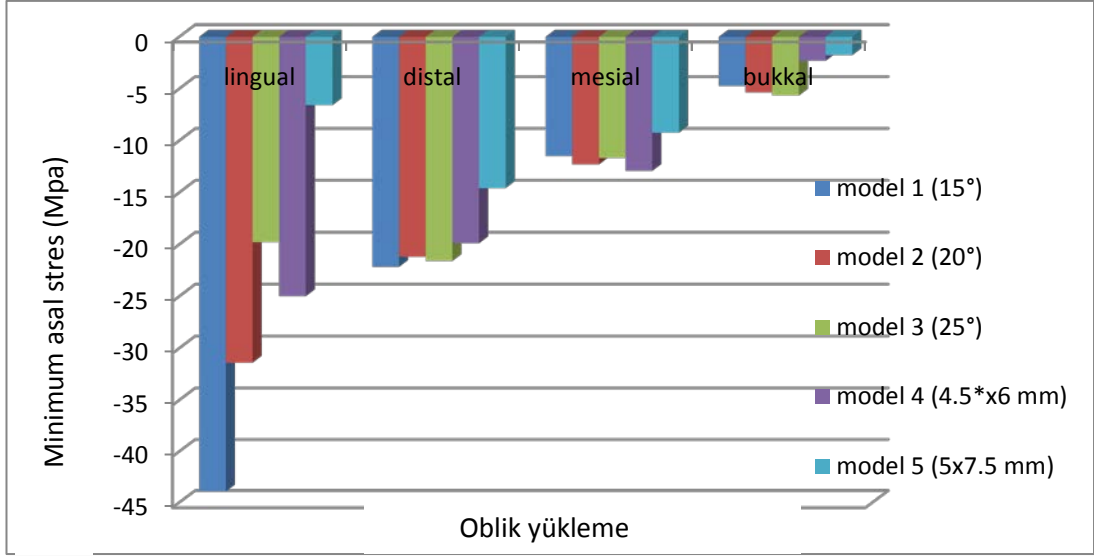


Şekil 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.1.1.2. Oblik Yükleme

Oblik kuvvet altında modellerin kortikal kemik kısmında meydana gelen sıkışma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma değerleri lingual bölgede tespit edilirken, bu değerlerin bukkal bölgede en düşük olduğu görülmüştür (Grafik 4.2).

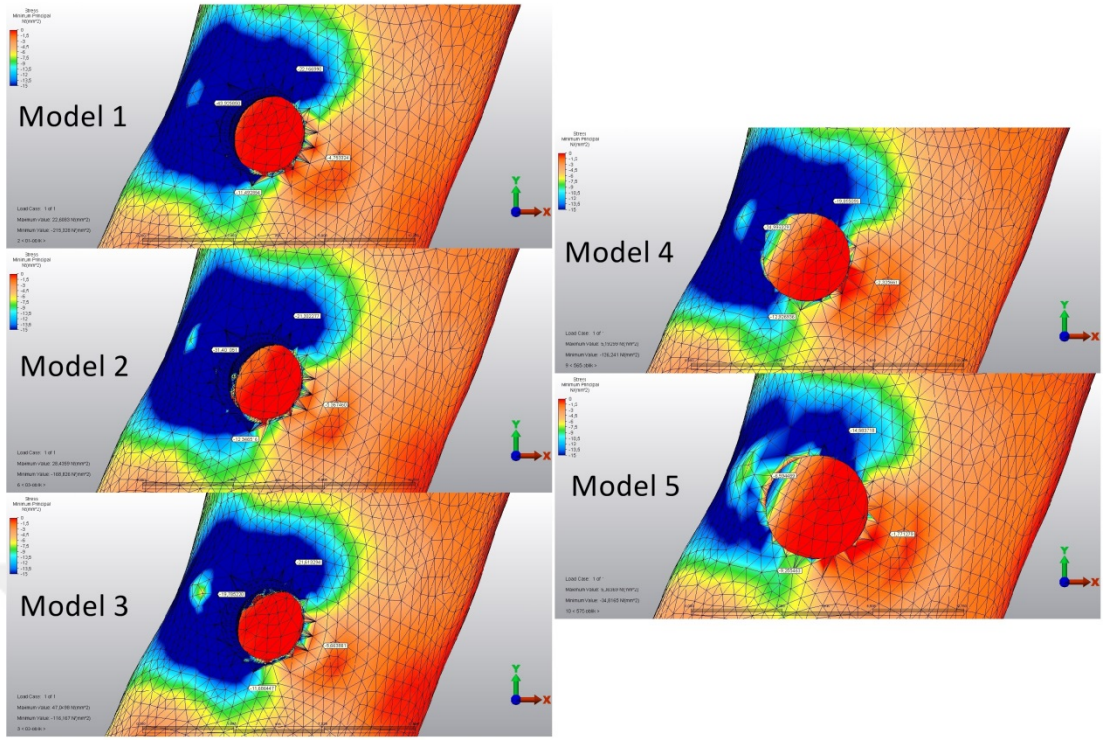
Sıkışma streslerinin en belirgin olduğu lingual bölgeye bakıldığında en yüksek değerler (~ -43.92 Mpa) 15 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde en düşük değerler (~ -6.59 Mpa) ise 5 mm çap ve 7.5 mm uzunluktaki kısa implant modelinde olduğu görülmüştür (Tablo 4.2). 15 derece ve 20 derece açı verilmiş standart uzunluktaki implant modellerinde oluşan streslerin kısa implant modellerinde oluşan streslerden daha yüksek olduğu (Şekil 4.2); 25 derece açı verilmiş standart uzunluktaki implant modelinde ise oluşan değerler 4.5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinden daha az olduğu görülmüştür.



Grafik 4.2. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.2. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktadaki Mpa değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	-43.92	-31.40	-19.78	-24.99	-6.59
Distal	-22.16	-21.20	-21.6	-19.89	-14.58
Mesial	-11.49	-12.34	-11.68	-12.92	-9.25
Bukkal	-4.75	-5.36	-5.66	-2.32	-1.77



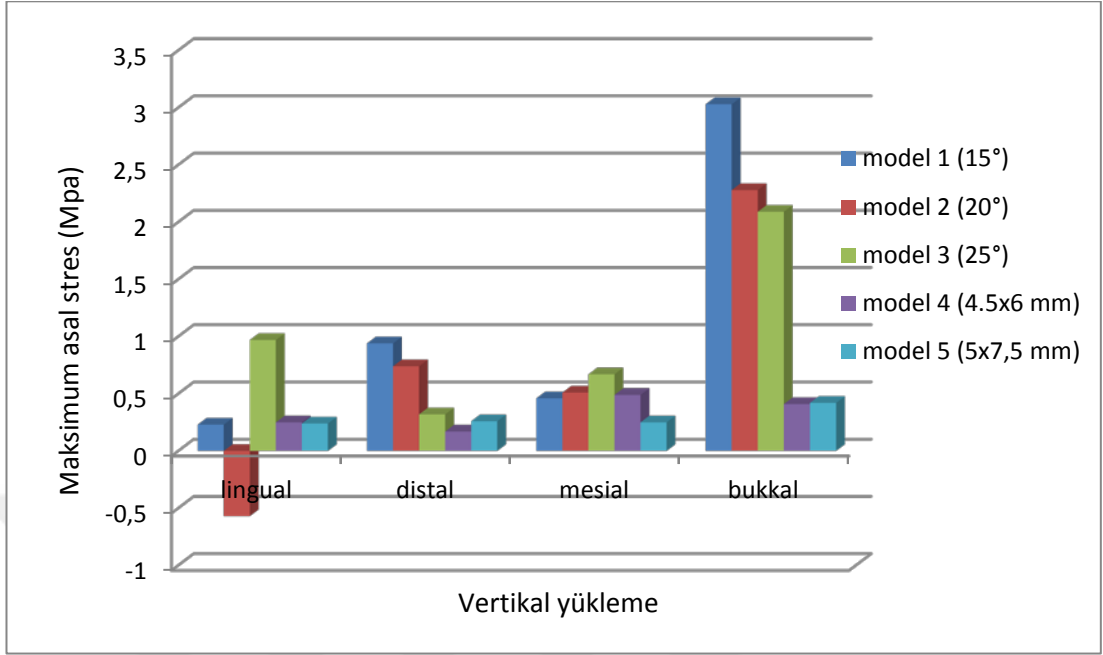
Şekil 4.2. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.1.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları

4.1.2.1. Vertikal Yükleme

Vertikal kuvvet altında modellerin kortikal kemik kısmında meydana gelen gerilme stresleri değerlendirildiğinde açılı implant modellerinde bukkal bölgede gerilme stresi değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür (Grafik 4.3).

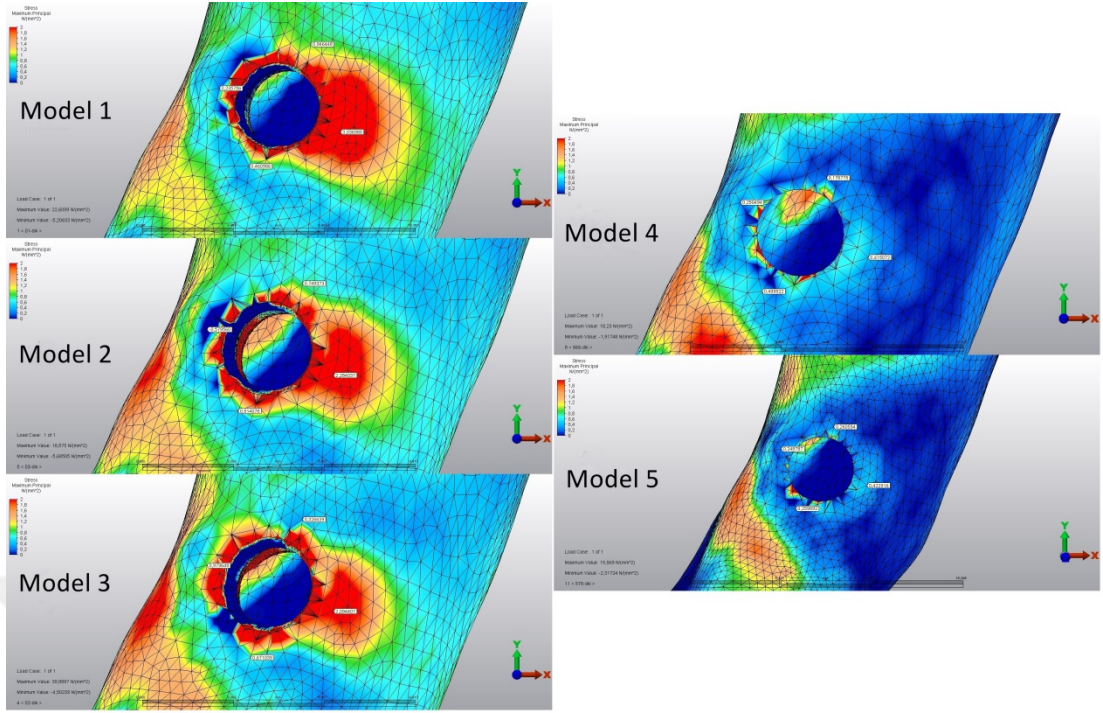
Beş farklı modele yapılan vertikal yüklemeler değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değerinin (**~3.03 Mpa**) standart uzunlukta 15 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde bukkal bölgede olduğu görülmüştür. Bu bölgede oluşan en düşük sıkışma tipi stres değerinin (**~0.41 Mpa**) de 4.5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde oluştuğu görülmüştür (Tablo 4.3). Açılı implant modellerinin bukkal bölgesinde oluşan gerilme stresi değerlerinin kısa implant modellerinden daha fazla olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.3).



Grafik 4.3. Vertikal yüklenme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.3. Vertikal yüklenme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktalarındaki Mpa değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	0.23	-0.57	0.97	0.25	0.24
Distal	0.94	0.74	0.32	0.17	0.26
Mesial	0.46	0.51	0.67	0.49	0.25
Bukkal	3.03	2.28	2.09	0.41	0.42

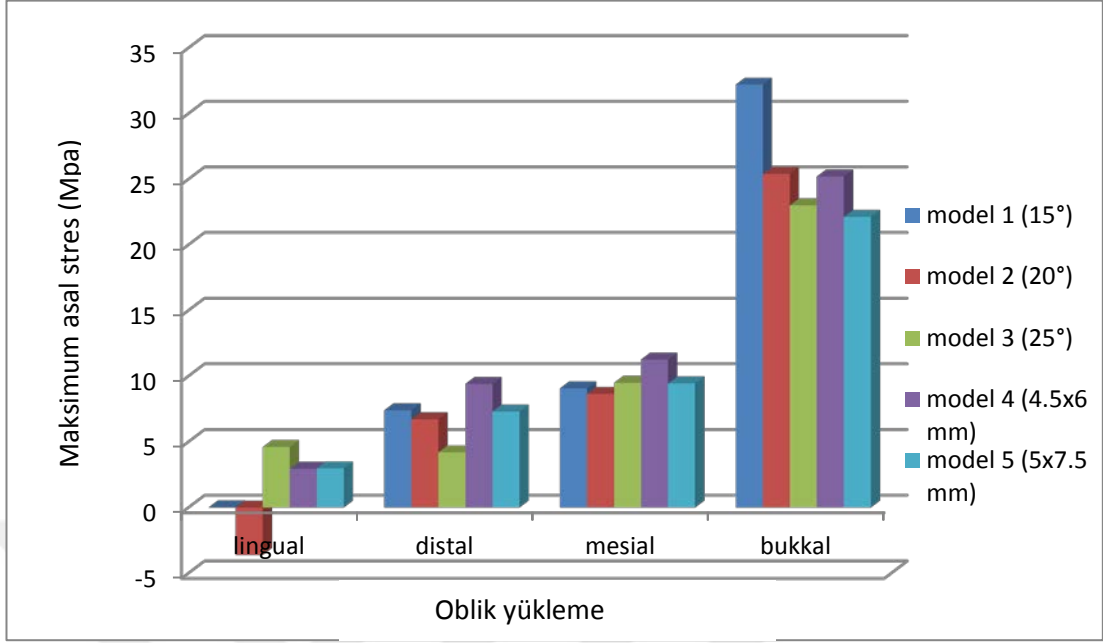


Şekil 4.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.1.2.2. Oblik Yükleme

Oblik kuvvet altında modellerin kortikal kemik kısmında oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde bukkal bölgede gerilme stresi değerlerin en yüksek olduğu, lingual bölgede ise en düşük olduğu görülmüştür (Grafik 4.4).

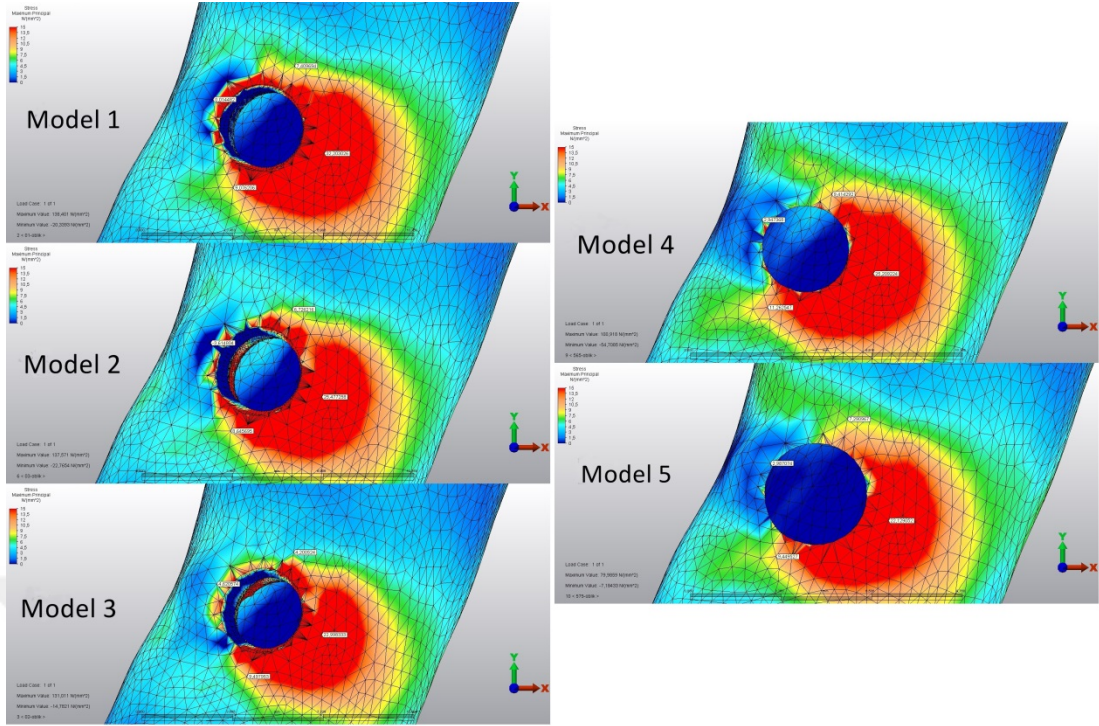
Beş farklı modele yapılan oblik yüklemeler değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme tipi stres değerinin (**~32.2 Mpa**) 15 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde bukkal bölgede olduğu görülmüştür (Tablo 4.4). Bu bölgede oluşan en düşük sıkışma tipi stresin de 5 mm çap ve 7.5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde oluştuğu (**~ 22.12 Mpa**) görülmüştür (Şekil 4.4).



Grafik 4.4. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.4. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktadaki Mpa değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	0.01	-3.61	4.6	2.94	2.98
Distal	7.40	6.72	4.2	9.41	7.29
Mesial	9.07	8.64	9.49	11.26	9.44
Bukkal	32.2	25.4	22.99	25.2	22.12



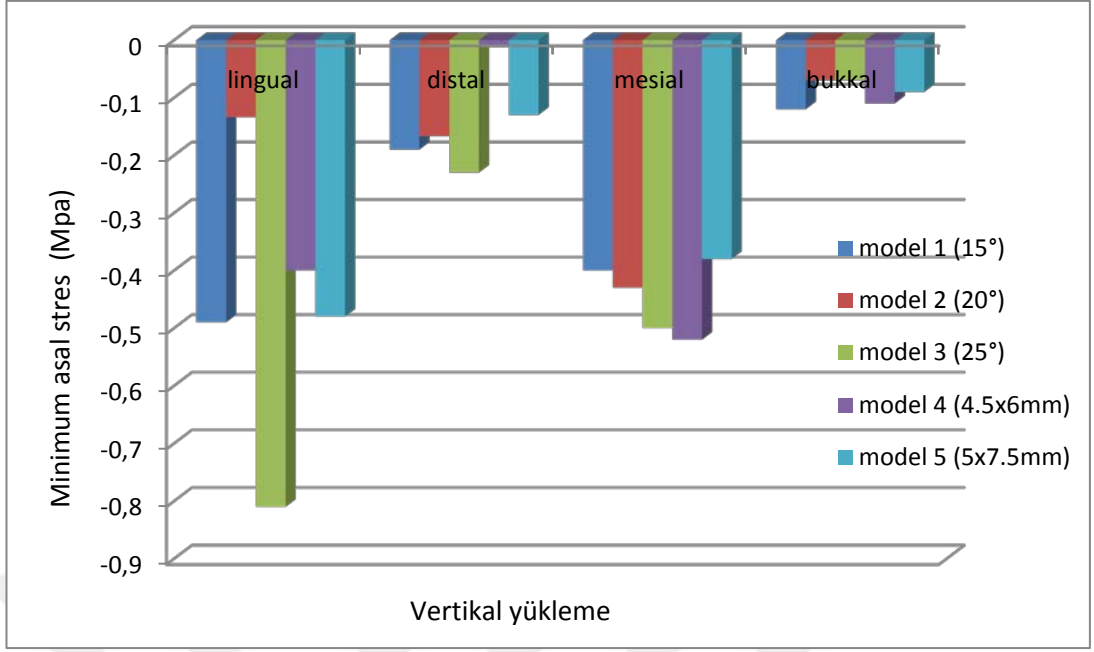
Şekil 4.4. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.2. Spongios Kemik Bulguları

4.2.1. Sıkışma Tipi Stres Bulguları

4.2.1.1. Vertikal Yükleme

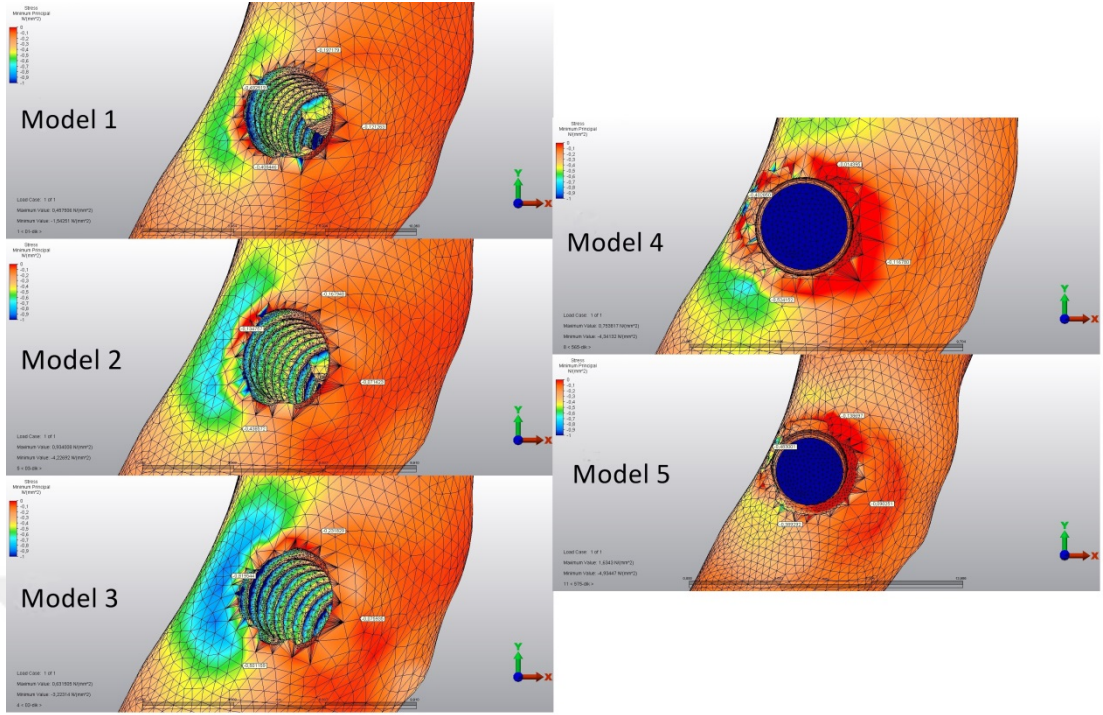
Vertikal kuvvet altında modellerin spongios kemik kısmında meydana gelen sıkışma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stresi değerinin (~ -0.81 Mpa) 25 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde lingual bölgede oluştuğu görülmüştür (Grafik 4.5). En düşük sıkışma stresi değeri ise (~ -0.01 Mpa) 4.5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde distal bölgede oluşmuştur. Vertikal yükleme ile spongios kemikte oluşan sıkışma stresi (Şekil 4.5) değerleri, sıkışma stresleri açısından en düşük değerlerin görüldüğü yükleme modeli olmuştur (Tablo 4.5).



Grafik 4.5. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.5. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktadaki Mpa değerleri.

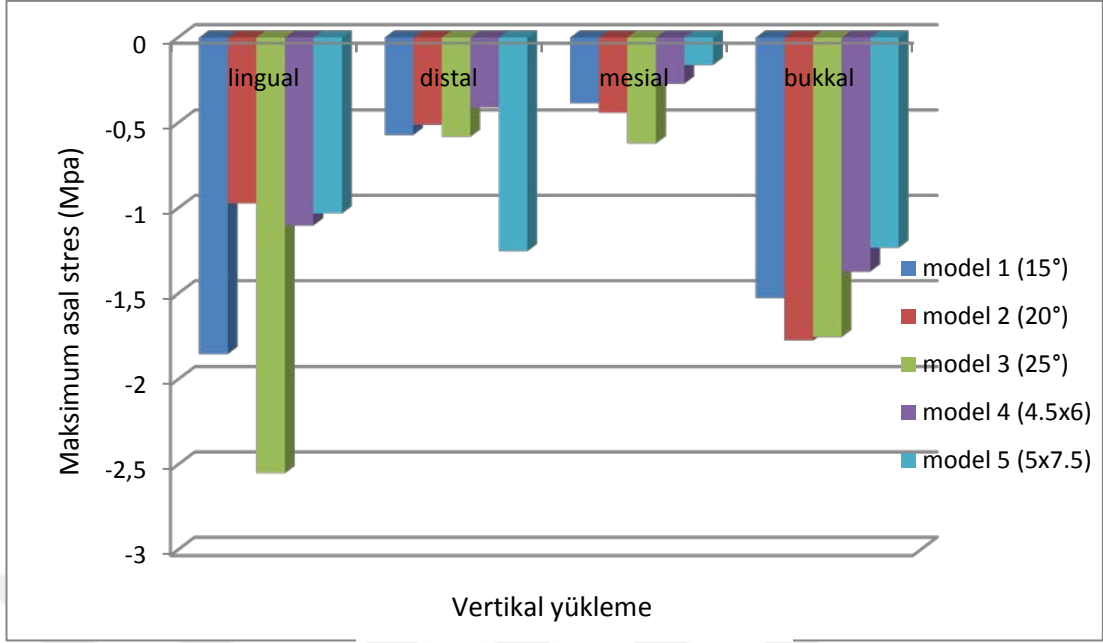
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	-0.49	-0.13	-0.81	-0.4	-0.48
Distal	-0.19	-0.16	-0.23	-0.01	-0.13
Mesial	-0.40	-0.43	-0.50	-0.52	-0.38
Bukkal	-0.12	-0.07	-0.07	-0.11	-0.09



Şekil 4.5. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.2.1.2. Oblik Yükleme

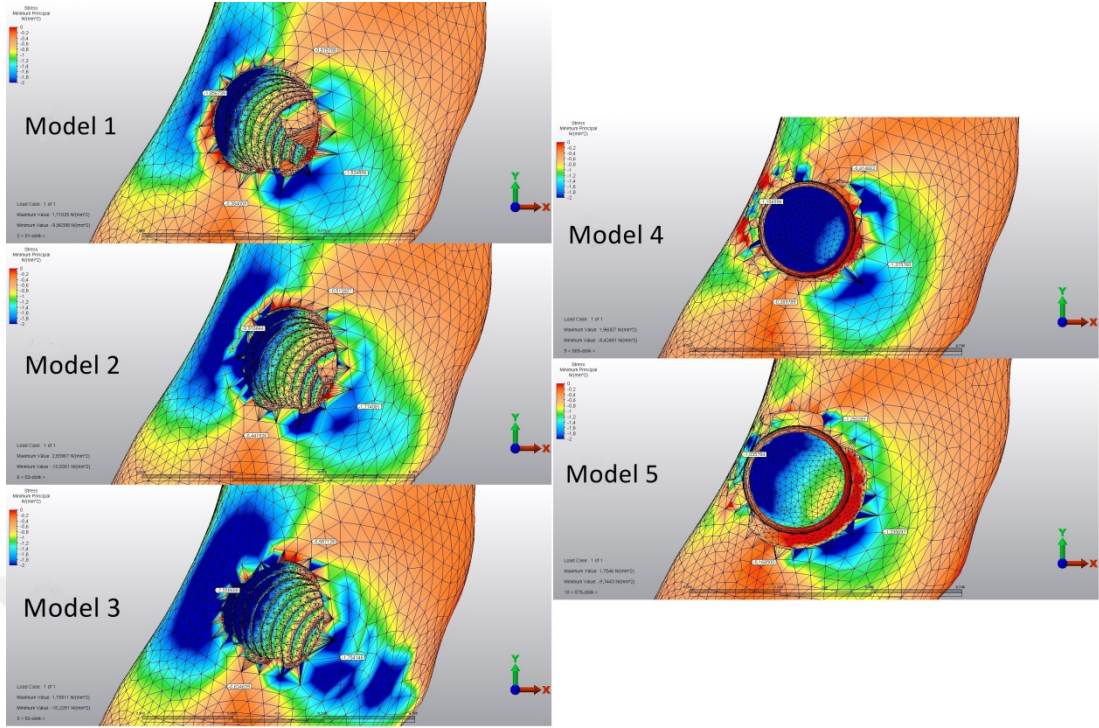
Oblik kuvvet altında modellerin spongioz kemik kısmında oluşan sıkışma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stresi değerinin ($\sim -2,55$ Mpa) 25 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde lingual bölgede olduğu görülmüştür (Grafik 4.6). En düşük sıkışma stresi değeri ($\sim -0,16$ Mpa) ise 5 mm çap ve 7 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde mesial bölgede oluşmuştur (Tablo 4.6). Lingual ve bukkal bölgelerde görülen sıkışma tipi streslerin (Şekil 4.6) mesial ve distal bölgelerde oluşan sıkışma tipi streslerden daha büyük olduğu gözlemlenmiştir.



Grafik 4.6. Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen sıkışma stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.6. Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktadaki Mpa değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	-1.85	-0.97	-2.55	-1.10	-1.03
Distal	-0.57	-0.51	-0.58	-0.41	-1.25
Mesial	-0.38	-0.44	-0.62	-0.26	-0.16
Bukkal	-1.52	-1.77	-1.75	-1.37	-1.23

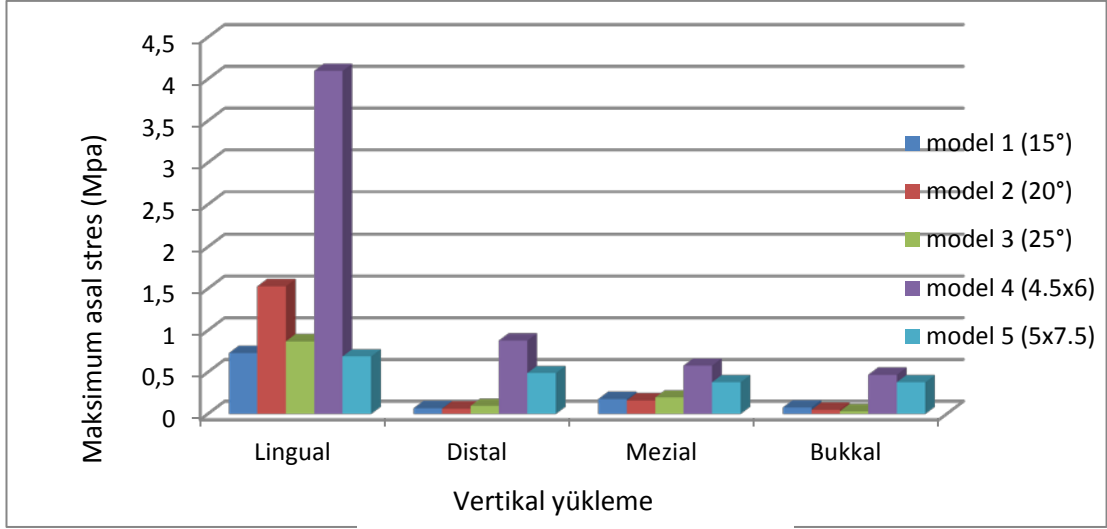


Şekil 4.6. Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.2.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları

4.2.2.1. Vertikal Yükleme

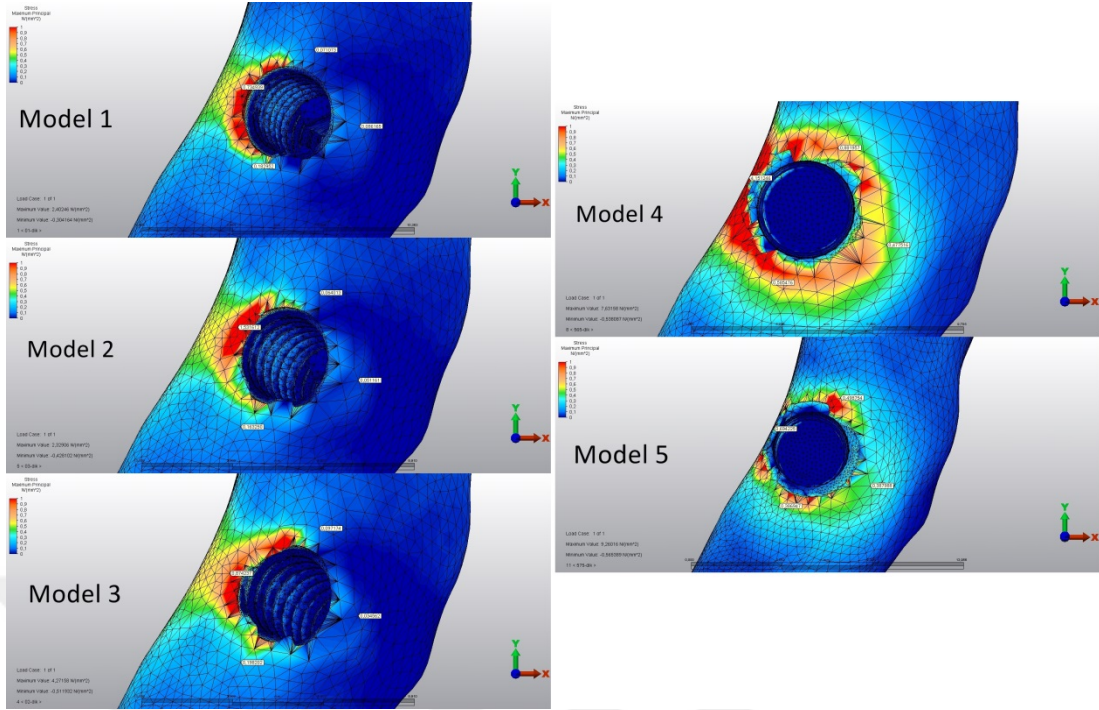
Vertikal kuvvet altında modellerin spongiöz kemik kısmında oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek gerilme tipi stres değerinin (**~4.1 Mpa**) 4.5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde lingual bölgede oluştuğu görülmüştür (Grafik 4.7). En düşük gerilme tipi stres değeri (**~0.03 Mpa**) ise 25 derece açı ile yerleştirilen kısa implant modelinde bukkal bölgede oluşmuştur (Tablo 4.7). Bu yükleme modelinde lingual bölgede gerilme tipi streslerin en yüksek değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.7).



Grafik 4.7. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.7. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktadaki Mpa değerleri.

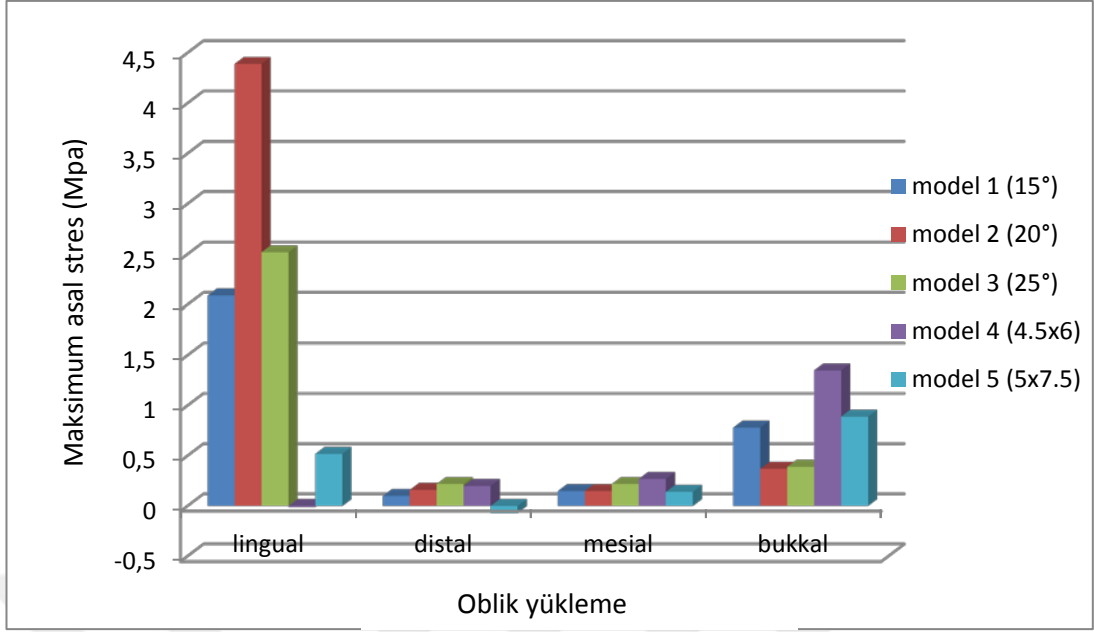
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	0.73	1.53	0.87	4.10	0.69
Distal	0.07	0.06	0.09	0.88	0.49
Mesial	0.18	0.16	0.19	0.58	0.38
Bukkal	0.08	0.05	0.03	0.47	0.38



Şekil 4.7. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.2.2.2. Oblik Yükleme

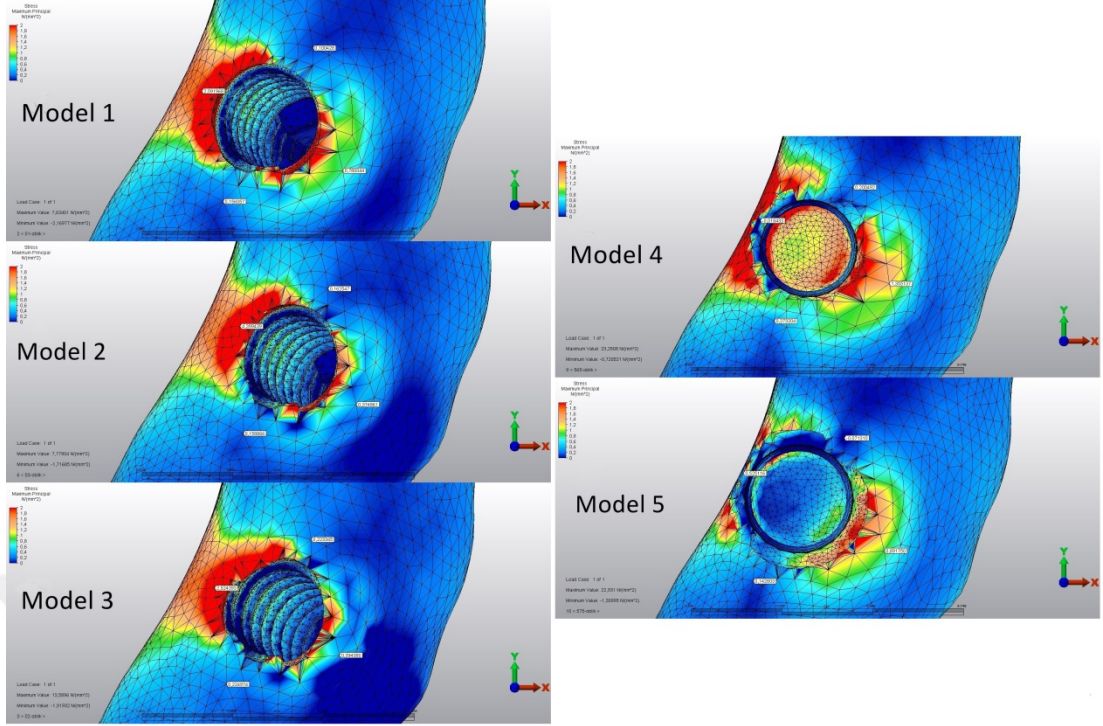
Oblik kuvvet altında modellerin spongios kemik kısmında oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde en yüksek gerilme tipi stres değerinin (**~4,39 Mpa**) 20 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde lingual bölgede oluştuğu görülmüştür. En düşük gerilme tipi stres değeri (**~0,03 Mpa**) ise 15 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde bukkal bölgede oluşmuştur (Tablo 4.8). Açılı implant modellerinde gerilme tipi stresin lingual bölgede daha fazla olduğu görülürken kısa implant modellerinde bukkal ve lingual bölgede daha fazla olduğu görülmüştür (Şekil 4.8). Açılı implant modellerinde görülen en yüksek gerilme tipi streslerin kısa implant modellerinde görülen en yüksek gerilme tipi streslerden daha yüksek olduğu görülmüştür (Grafik 4.8).



Grafik 4.8 Oblik yüklenme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen gerilme stresi değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.8. Oblik yüklenme sonucu spongiöz kemikte meydana gelen gerilme streslerinin 4 farklı bölgede belirlenen referans noktadaki Mpa değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Lingual	2.09	4.39	2.52	-0.01	0.52
Distal	0.10	0.16	0.22	0.20	-0.07
Mesial	0.15	0.15	0.22	0.27	0.14
Bukkal	0.78	0.37	0.39	1.35	0.89



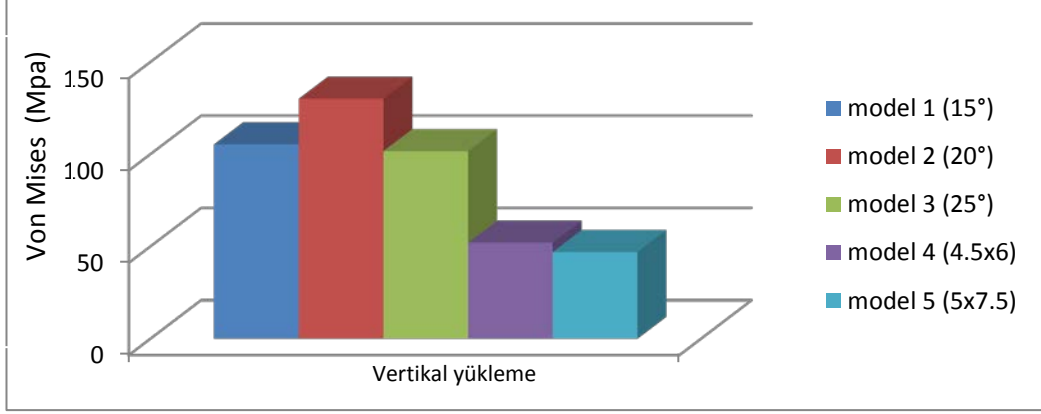
Şekil 4.8. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin dağılımının incelenmesi.

4.3. İmplant Bulguları

4.3.1. Von Mises Bulguları

4.3.1.1. Vertikal Yükleme

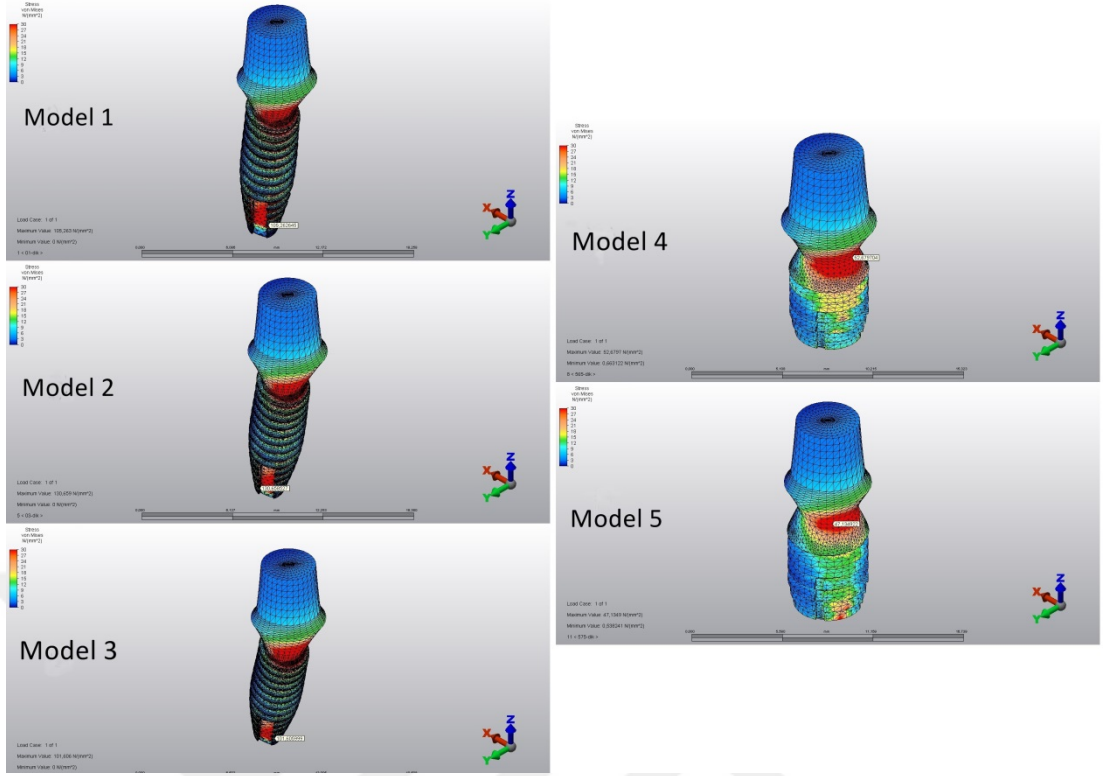
Vertikal kuvvet altında Von Mises streslerinin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.9). En yüksek değer (**~130 Mpa**) 20 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde, en düşük değer ise (**~47 Mpa**) 5 mm çap ve 7.5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde görülmüştür (Tablo 4.9). Kısa implant modellerinde açılı implant modellerine göre daha düşük Von Mises stresleri olduğu gözlemlenmiştir. Kısa implant modellerindeki Von Mises stres değerlerinin birbirine oldukça yakın olduğu görülmüştür (Grafik 4.9).



Grafik 4.9. Vertikal yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.9. Vertikal yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises tipi streslerin Mpa değerleri.

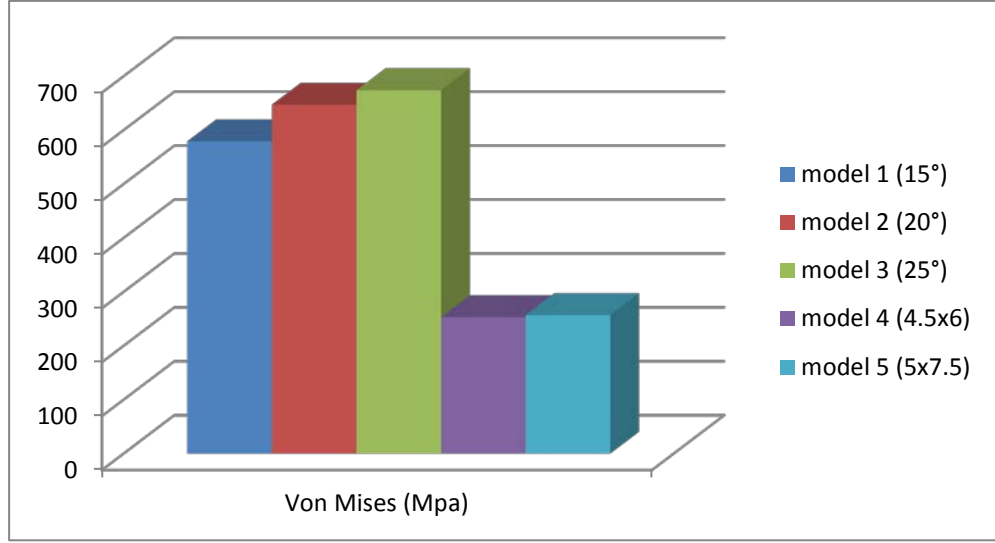
Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
105.26	130.65	101.66	52.67	47.13



Şekil 4.9. Vertikal yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres dağılımının incelenmesi.

4.3.1.2. Oblik Yükleme

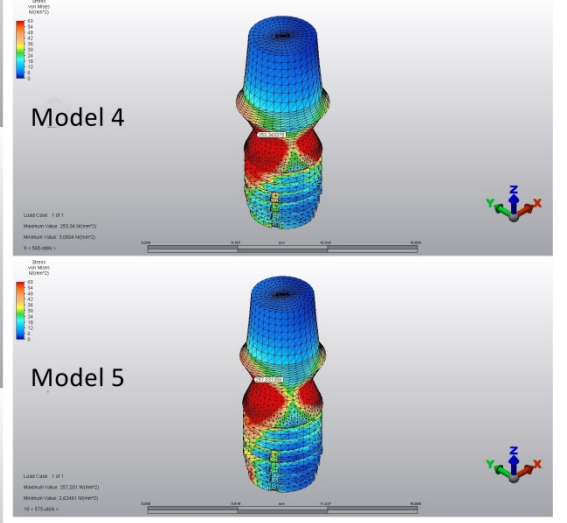
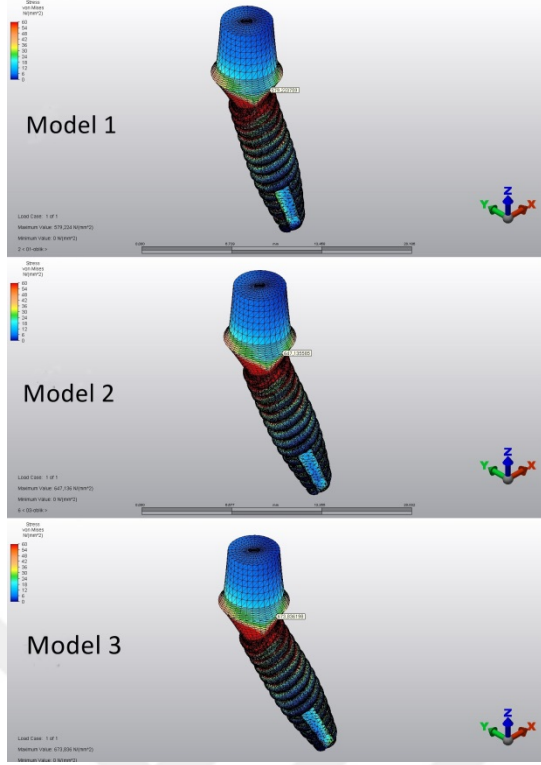
Oblik kuvvet altında modellerde Von Mises streslerinin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.10). En yüksek değer (**~673.83 Mpa**) 25 derece açı ile yerleştirilen implant modelinde, en düşük değer ise (**~253 Mpa**) 5 mm çap ve 7.5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde gözlemlenmiştir (Tablo 4.10). Kısa implant modellerinde açılı implant modellerine göre daha düşük Von Mises stresleri olduğu görülmüştür (Grafik 4.10).



Grafik 4.10. Oblik yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerlerinin grafik olarak ifadesi.

Tablo 4.10. Oblik yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises tipi streslerin Mpa değerleri.

Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
579.22	647.13	673.83	253.34	257.03



Şekil 4.10. Oblik yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres dağılımının incelenmesi.

5. TARTIŞMA

Günümüzde diş eksikliklerinin dental implantlar ile rehabilitasyonu yaygın bir uygulama haline gelmiştir. Alveol kemiğinin yeterli yükseklik ve genişliğe sahip olduğu olgularda, dental implant tedavisi yüksek bir başarı oranı ile uygulanabilmektedir. Diş kaybı sonucu alveol kemiğinde fonksiyonsuzluk atrofi görülmektedir. Dişsizliğin uzun süre giderilemediği durumlarda kemik hacmindeki azalma ileri boyutlara ulaşmaktadır. İlerleyen atrofi sebebiyle alveolar kret tepesi ile mandibular kanal arasında yetersiz mesafe olmasından dolayı posterior mandibular bölgede implant yerleşimi için dikey yönde yeterli kemik varlığı her zaman mümkün olmayabilmektedir. Bu şekilde alveol kemiğin yetersiz olduğu durumlarda inferior alveolar sinir repozisyonu veya vertikal kemik ogmentasyonu gibi ileri cerrahi tedaviler yaygın olarak kullanılmaktadır. Literatürde bu tür cerrahi girişimler ile ilgili birçok başarılı rapor yayınlanmış olmasına rağmen (Misch, 1997; Cordaro ve ark., 2002; von Arx ve Buser, 2006) bu işlemler komplikasyon riski ile birlikte tedavi süresini ve tedavinin toplam maliyetini arttırmasının yanında her zaman istenilen kemik hacmi sağlanamayabilmektedir (Block ve Kent, 1984; Vermeeren ve ark., 1996; Cordaro ve ark., 2002; Karlis ve ark., 2003; Stellingsma ve ark., 2004; Ferrigno ve ark., 2005). Özellikle daha kısa sürede veya daha uygun maliyetle implant tedavisi yaptırmak isteyen hastaların rehabilitasyonunu sağlayabilmek amacıyla kısa implant modellerinin kullanımı yaygınlık kazanmaktadır (Renouard ve Nisand, 2006; Kotsovilis ve ark., 2009; Telleman ve ark., 2011; Lai ve ark., 2013). Son yıllarda yine aynı amaçla standart ya da uzun boyda implantların açılı verilerek yerleştirildiği çalışmaların popülerlik kazandığı görülmektedir (Krekmanov, 2000; Pancko ve ark., 2010; Flanagan, 2011; Kawasaki ve ark., 2011; Özkan ve ark., 2012).

Yaptığımız literatür taramalarında aynı durumda uygulanabilen kısa implantların ve bukkolingual olarak yerleştirilen implantların meydana getirdiği streslerin sonlu elemanlar analizi ile kıyaslandığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda bu eksikliğin giderilmesi ve çalışma sonuçlarına göre klinisyenlerin mevcut kemik hacminde yerleştirebilecekleri implantların hangisinin daha az stres meydana getireceği hakkında fikir sahibi olması amaçlanmıştır.

Diş çekimi sonrası çene kemiğinin atrofiye uğraması sonucu açılı ya da kısa implant uygulaması her zaman yeterli kemik hacmi veya uygun kemik şekli olmayabilmektedir. Ayrıca mandibular kanalın seyri de çeşitli varyasyonlar gösterebilmektedir. Bu durumla ilgili istatistiksel verileri ortaya koyabilmek amacıyla çeşitli kadavra veya tomografi çalışmaları yapılmıştır. Oikarinen (1995), parsiyel dişsizliğe sahip 431 hastanın radyografik incelemesinin yapıldığı çalışmada mandibular kanaldan kret tepesine kadar en az 6 mm yüksekliğe sahip olan mandibularların oranını %50 olarak bulmuştur. Aynı çalışmada maksilla değerlendirmesinde ise 6 mm ve üzeri kemik yüksekliğine sahip maksilla örneklerinin oranı %38 bulunmuştur. Griffin ve Cheung (2004), 167 hastada molar bölgeye kısa implant uyguladığı vaka serisinde gerekli olan kemik yüksekliğini en az 6 mm olarak belirlemiştir.

Standart boydaki implantların açılı yerleştirilmesi düşünüldüğü zaman tomografi kesitlerinin preoperatif olarak değerlendirilmesi; çene kemiğinin hacim ve şeklinin bu uygulama için uygun olup olmadığının belirlenmesi açısından ve teknik hassasiyet gerektiren bu işlemde implant pozisyonunun isabetli bir şekilde ayarlanması oldukça önem taşımaktadır (Kim ve ark., 2009; Daroz ve ark., 2013). Mandibulada bukkolingual olarak açılı verilmiş implant uygulaması çalışmalarını yürütmüş araştırmacılar preoperatif olarak bilgisayarlı tomografi ya da 3 boyutlu dental volümetrik tomografi ile ilgili bölgenin değerlendirmesinin yapıldığını belirtmişlerdir (Pancko ve ark., 2010; Flanagan, 2011; Kawasaki ve ark., 2011; Özkan ve ark., 2012). Kısa implant uygulamalarında mandibular kanalın lateralinde kalan bölgeye implant yerleştirilmediği için preoperatif tomografi değerlendirilmesi şart koşulmamış olsa da (Goene ve ark., 2005; Vanuelo ve ark., 2008; Kılıç, 2011) özellikle kemik hacmi ve şeklinin değerlendirilmesi açısından tomografik değerlendirmeye başvurulmuş çalışmalar mevcuttur (Teixeira ve ark., 1997; Griffin ve Cheung, 2004; Anitua ve ark., 2008).

Mandibular kanalın molar bölgede linguale yakın konumda olması apeksi bukkale doğru konumlanan açılı implantların yerleştirilebilmesi açısından avantaj sağlayabilmektedir. Öztürk ve ark. (2012), 52 kadavra modeli üzerinde 3 boyutlu dental volümetrik tomografi taraması yaptıkları çalışmada örneklerin çoğunluğunda

molar bölgede mandibular kanalın lingual kortikal tabakaya bitişik ya da 2 mm'ye kadar olan uzaklıkta olduğunu belirtmişlerdir. Kim ve ark. (2009), 52 kadavradan elde edilen histolojik kesitleri değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerin %70'inde mandibular kanalın seyrinin lingual kortekse bitişik olduğunu belirtmişlerdir.

Misch, Flanagan ve Griffin implant çevresinde en az 1 mm kalınlığında kemik olması gerektiğini belirtmişlerdir (Misch, 1999; Griffin ve Cheung, 2004; Flanagan, 2011). Bu durumda 3.75 mm çapında implantın yerleştirilebilmesi için bukkal eksternal korteks ile mandibular kanal arasında 5.75 mm genişlik olması gerekmektedir. Daroz ve ark. (2012), kadavradan elde edilmiş parsiyel ya da tam dişsiz durumdaki 30 mandibulada 3 boyutlu dental volümetrik tomografi taraması yaptıkları çalışmada posterior bölgesi dişsiz durumda olan mandibula örneklerinin %28'inde mandibular kanalın bukkalinde 5.75 mm ya da daha fazla kemik genişliğinin bulunduğunu, dolayısıyla hacim ve şekil açısından açılı implant uygulamasına uygun olduğunu belirtmişlerdir. Öztürk ve ark. (2012), yürüttüğü kadavra çalışmasında ise mandibular kanalın bukkalinde kalan mesafenin ortalama 5.4 mm olduğu bildirilmiştir.

Diş hekimliğinde ve implantojide çok çeşitli stres analiz yöntemleri ile çalışmalar yapılmıştır. Bunlar arasında SESA, gerinim ölçer ile analiz metodu ve fotoelastik stres analiz metodu en sık olarak kullanılan stres analiz yöntemleridir. Bu stres analiz yöntemlerinden fotoelastik yöntemde kemik üzerinde üç boyutlu analiz yapılabilmesine rağmen implant modellerinin orijinal boyutuna indirgenmesinin güç olması, gerilim ölçerlerde ise derin bölgelerdeki stres verilerine ulaşılamaması gibi dezavantajlar mevcuttur (Gümüş, 2007; Ramoğlu, 2016). SESA'nın ise matematiksel bir model üzerinde, herhangi bir noktada ayrıntılı kantitatif verileri sağlayabildiği vurgulanmıştır (Geng ve ark., 2001). Bu nedenle çalışmamızda SESA yöntemi tercih edilmiştir. SESA dental implant sistemlerinin biyomekanik olarak incelenmesinde kullanılan etkili bir yöntemdir. Diş, kemik, peridonsiyum gibi canlı dokuların stres analizinin yapılması zor bazen de imkansızdır. Bu yüzden bu dokuların bilgisayar programları ile modellenerek stres analizinin yapılması yoluna gidilmektedir. Bunun yanında kompleks geometriye sahip yapıların stres analizi için SESA çok uygun bir yöntem olduğu bildirilmiştir (DeTolla ve ark., 2000; Soykan ve ark., 2013).

SESA kullanılarak 2 boyutlu ya da 3 boyutlu inceleme yapılabilmektedir. Ancak yapılan çalışmalarda üç boyutlu SESA'nın kemikte oluşan streslerin dağılımını iki boyutlu SESA'ya göre gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir. Meijer ve ark. (1993), mandibula modelini iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile inceledikleri çalışmada modellerin hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazanıldığı, fakat daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 3 boyutlu SESA yönteminin uygulanması tercih edildi.

SESA'nın üç boyutlu olarak gerçekleştirileceği çalışmalarda İncelenecek analiz edilecek yapının geometrisini oluşturmak için analiz edilecek cismin dijital olarak taranması, model geometrisinin özel programlar ile bilgisayarda çizilmesi gibi yöntemler mevcuttur. Bir diğer yöntem de bilgisayarlı tomografiden elde edilen verilerin sonlu elemanlar analizi programına aktarılması yöntemidir. Bu yöntem son dönemde bir çok çalışmada kullanılan bir opsiyon olmuştur (Hancı ve ark., 2000; İsayev, 2011; Özgen, 2012). Çalışmamızda da mandibulanın modellenmesi için yazılım firması veri tabanında bulunan 0.2 mm kesitli bilgisayarlı tomografi verileri kullanılmıştır. Tomografiden elde edilen görüntüler üzerinde yapılacak çalışmalarda mandibuladaki deformasyonlardan ötürü hatalı verilerin elde edilmesi riski mevcuttur. Ayrıca çalışmanın kişiye özel bir çene modeli yerine araştırmaların amaçlarına uygun ideal bir çene modeli üzerinde yapılmasının klinik kullanıma daha uygun sonuçlar vereceği düşünülmüştür. Bu nedenle tomografi verileri baz alınarak idealize edilen yeni bir mandibula modeli hazırlanmıştır.

SESA, biyomekanik kavramların mekanik esaslı sonuçlarının ortaya çıkarılmasında çok yardımcıdır. Bununla beraber bu metodun da bir takım zorlukları ve kısıtlamaları söz konusudur. SESA yöntemi kullanılan implantoloji çalışmalarında karşılaşılan en önemli zorluk kemik gibi organik bir yapının modellenmesidir (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010). Çünkü kemik dokusu homojen değildir (non-homojen) ve değişik bölgelerinde farklı özellikler gösterebilir (non-izotropik), uygulanan kuvvet ile oluşan deformasyon orantılı olmayabilir (non-lineer) (Geng ve ark., 2001; Bozkaya ve ark., 2004; Degerliyurt ve ark., 2010). Ayrıca kemik ile

implant arasında %100 osseointegrasyon oluşmamaktadır (DeTolla ve ark., 2000; Iplikcioglu ve Akca, 2002). Bu şartların mevcut teknoloji ile bilgisayar ortamına aktarılması mümkün olamamaktadır. Bu nedenle modelleme işlemi tasarlanırken bazı basitleştirici varsayımlar ve bir takım sadeleştirilmeler yapılması yoluna gidilmektedir. Bunlar kemiğin homojen, izotropik ve lineer kabul edilmesi, kemik ile implant arasında tam bir kaynaşmanın olduğunun var sayılması olarak kabul edilebilir (Akca ve Iplikcioglu, 2001; Trivedi, 2014; Maminskas ve ark., 2016; Ramoğlu, 2016). Bizim çalışmamızda da kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiş ayrıca %100 osseointegrasyon olduğu var sayılmıştır.

Çalışmamızda implantta ve çevre kemikte oluşan stresler değerlendirilmiştir. Bütün mandibulayı analize tabii tutmak çok fazla eleman ve düğüm sayısının olmasına, yüksek maliyete ve zaman kaybına yol açmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda bütün mandibulayı sisteme dahil etmek yerine sol ramus bölgesi değerlendirilmiştir. Teixeira ve ark. (1998), implantın 4,2 mm kadar etrafında kalan kemikle değerlendirmeye alınmasının daha geniş kemik alanını dahil eden analiz ile çok yakın sonuçlar verdiğini bildirmiştir.

Mandibulanın posterior bölgesinin rezorbsiyonlarında en sık rastlanılan kemik, tip II kemiktir (Misch, 2005a). Bu sebepten dolayı çalışmamızda tip II kemik modellemesi tercih edilmiştir. Katranji ve ark. (2007), 28 insan kadavrası üzerinde yaptıkları incelemede mandibulada dişsiz insan molar bölgede lingual kortikal kemik kalınlığının ortalama $2,39 \pm 0,62$ mm bukkal kortikal kemik kalınlığını da ortalama $2,06 \pm 0,69$ olarak ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da bu değerler göz önünde bulundurularak kortikal kemik kalınlığı 1,5-2,4 mm değerleri arasında olacaktır şekilde belirlenmiştir.

Isırma kuvvetleri, kişiden kişiye, cinsiyete göre, arka farklı bölgelerine göre, dişsizlik durumuna göre değişiklik gösterebilmektedir. Dişsizlik problemi olmayan hastaların total protez kullanan hastalara göre 5-6 kat daha fazla ısırma kuvvetine sahip olduğu belirtilmiştir (Haraldson ve ark., 1979). Fontijn-Tekamp ve ark. (2000), tam dentisyona sahip bireylerde maksimum ısırma kuvvetini molar dişlerde ortalama 125 N olarak ölçmüşlerdir. Carlsson ve Haraldson (1985), doğal dişler ile implant üzeri sabit protezlerin çiğneme paterni ve oluşturdukları oklüzal kuvvetlerin

büyükliğünün benzer olduğunu ileri sürmüştür. Aynı araştırmacılar özel olarak geliştirilmiş ısırma kuvveti ölçen cihaz ile yaptıkları bir başka çalışmada karşı arka sabit restorasyon ya da doğal diş bulunan implant destekli sabit restorasyonlarda ortalama maksimum ısırma kuvvetinin erkeklerde 186,6 N kadınlarda ise 115,9 N olarak ölçüldüğünü cinsiyet ayrımı yapılmadan hesaplama yapıldığında ise bu değer 143 N olduğunu belirtmişlerdir (Haraldson ve Carlsson, 1977). Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak çalışmamızdaki ısırma kuvvetini temsilen 150 N kuvvet vertikal ve oblik olarak uygulanmıştır. Çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan oklüzal kuvvetlerin, dişler üzerine tam olarak dik ya da yatay olarak gelmediği, bu iki kuvvetin birleşimi olan oblik kuvvetlerin, oklüzal yükleri daha iyi yansıttığı yapılan çeşitli araştırmalar sonucu rapor edilmiştir (Geng ve ark., 2001; Sahin ve ark., 2002). Çalışmamızda her iki yöndeki kuvvetin etkisini belirleyebilmek adına kuvvetler vertikal ve 45° açıyla oblik olacak şekilde olarak uygulanmıştır.

Çalışmamızdaki implantların makro geometrisi belirlenirken hem optimum stres dağıtımının sağlanması hem de mandibular kanal ve bukkal external korteks ile implant arasında yeterli mesafenin korunması (en az 1 mm) amacıyla açılı implantlar için Nobel Biocare firmasına ait implantlardan Branemark Mk I modeline ait 3.75x10 mm çap ve uzunluk değerleri, aynı modele ait v yiv formu ve Nobel Replace Tapered Groovy implant modeline ait konik implant gövesi formu, aynı implant modelinde birleştirilerek deneysel modelleme yapılmıştır. Kısa implantlar için I-system firmasına ait 4.5x6 mm boyutlarına sahip 3.0 Well implant modeli seçilerek model 4'ün tasarımı belirlenmiştir. Model 4'ün tasarım özellikleri korunarak 5x7.5 mm ebatlarına sahip model 5 deneysel olarak tasarlanmıştır. Literatüre bakıldığında SESA çalışmasının amacına uygun olarak implant makro geometrilerinin yeniden tasarlanmasının tercih edilebilen bir yöntem olduğu görülmektedir (Geng ve ark., 2004; Gümüş, 2007; Eraslan ve Inan, 2010).

Sonlu elemanlar stres analizlerinde çoğunlukla 3 tip stres incelenmektedir. Bunlar Von Mises stresi, minimum ve maksimum asal streslerdir. Çalışmamızda kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen stresleri incelemek amacıyla minimum ve maksimum asal stresleri değerlendirmeyi tercih ettik. Kemik gibi kırılğan materyallerdeki streslerin değerlendirilmesinde, asal streslerin incelenmesinin daha uygun olduğu, implant gibi çekilebilir materyallerdeki streslerin

değerlendirilmesinde de Von Mises streslerinin incelenmesinin daha uygun olduğunu belirten yayınlar vardır ve bu şekilde yapılmış çok sayıda çalışma mevcuttur (Gümüş, 2007; Huang ve ark., 2007; Çetin, 2012; Özgen, 2012; Ayali ve Bilginaylar, 2017).

Literatürde kortikal kemik, spongiöz kemik, implant ve protetik yapı komponentlerinin elastisite modülü ve poisson oranları için tüm araştırmacılar tarafından aynı kabul edilen değerler mevcut değildir. Bu sebeple çalışmamızda literatürde sıklıkla kullanılan değerler baz alınarak oluşabilecek karmaşanın önüne geçilmeye çalışılmıştır (Sevimay ve ark., 2005; Baggi ve ark., 2008).

Çalışmamızda en dikkat çekici sonuç olarak açılı implant modellerinde kemikte oluşan asal streslerin ve implantta oluşan Von Mises streslerin kısa implantlara göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Ancak bu değerler kortikal ve spongiöz kemiğin maksimum gerilme eşiği değerinin ve maksimum sıkışma eşiği değerinin altında kalmaktadır. İmplantlarda oluşan Von Mises gerilme değerlerinin de titanyum materyalinin deformasyona uğramadan taşıyabileceği maksimum yük değerinin altında olduğu görülmüştür.

Literatüre bakıldığında bukkolingual olarak açılı yerleştirilen implantlar ve kısa implantlar ile ilgili çeşitli vaka serileri yayımlanmıştır. Penarrocha ve ark. (2013), 25 hastayı dahil ettikleri çalışmada posterior mandibular bölgeye 39 adet açılı implant uygulanmıştır. İmplantlara bukkale doğru 30 dereceye kadar açı verilmiş ve ortalama açı değeri 20 olarak hesaplanmıştır. Minimum takip süresinin 12 ay olduğu bu çalışmada 2 implant kaybı yaşanmıştır ve başarı oranı %94.9 olarak hesaplanmıştır. Özkan ve ark. (2012), 18 ayda 40 hastayı dahil ettikleri çalışmada posterior mandibular bölgeye uygulanan implantlarda bukkale doğru 30 dereceye kadar açı verilmiştir ve ortalama açı 17.85 derece olarak hesaplanmıştır. Araştırmacılar bu uygulama sayesinde uygulayabildikleri implant uzunluğunda ortalama 3.81 mm kazanç sağlandığını belirtmişlerdir. Kawasaki ve ark. (2011), yaptıkları çalışmada mandibular ve maksiller molar bölgelere bukkolingual, bukkopalatal ve mesiodistal olarak açısı dişin uzun eksenine göre 17 dereceden büyük olmak üzere 47 adet açılı implant yerleştirmişlerdir. Ortalama takip süresi 31 ay olan çalışmada yazarlar 2

implantın osseointegre olamaması sonucu kaybedildiğini yükleme yapılan implantların ise %100'ünde başarı elde edildiğini bildirmişlerdir.

Krekmanov (2000), ortalama takip süresi 18 ay olan çalışmasında 68 implantın mandibular posterior bölgede linguale doğru açılı uygulandığını ve implant kaybı yaşanmadığını bildirmiştir. Pancko ve ark. (2010), ortalama takip süresi 3 yıl olan çalışmalarında linguale doğru açılı uygulanan 196 implanttan 2'sinde başarısızlık yaşandığını bildirmişlerdir. Bu iki çalışmada yazarlar implantlar linguale doğru açılı uygulanırken lingual korteksin perforasyon olmasından sakınılmadığını ve gerekli olduğu takdirde hidroksiapatit greft ve membranla lingual bölgenin desteklendiğini belirtmişlerdir. İmplantların linguale doğru açılı yerleştirilmesi, ilgili durumlarda artan morbidite riski ve maliyet sebebiyle hekimler ve hastalar tarafından tercih edilmeyebilmektedir (Flanagan, 2011; Kawasaki ve ark., 2011; Özkan ve ark., 2012; Penarrocha Diago ve ark., 2013).

Griffin ve ark. 2004 yılında yayınladığı çalışmada yüzeyi hidroksiapatit (HA) ile kaplanmış 6 mm çap ve 8 mm uzunluğa sahip implantlar kullanılmıştır. 79 tanesi mandibulaya yerleştirilen ve 128 tanesi tek kronu destekleyen toplam 167 adet implantın uyguladığı çalışmanın ortalama takip süresinin 35 ay olduğu ve implantların sağ kalım oranının %100 olduğu bildirilmiştir. Lai ve ark. (2013), maksilla ve mandibula posterior bölgede tek kron için 231 kısa implant uygulaması gerçekleştirmişlerdir. İmplant boylarının 8 mm ve daha az implant çaplarının da 4.1 ve 4.8 mm olarak seçildiği çalışmada 10 yıllık takip sonucunda implant sağ kalım oranının %98.3 olduğu bildirilmiştir. Anitua ve ark. 2010 yılında yayınladıkları retrospektif çalışmada maksilla ve mandibulada premolar ve molar bölgesine uzunlukları 8,5 mm ve aşağısında olmak üzere 1287 adet kısa implant uygulandığını, ortalama 48 ay olan takip süresi sonunda implant sağ kalım oranının %99,2 olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant başarısının değerlendirilmesinde önemli bir klinik parametre olan marjinal kemik kaybı incelemesinde açılı implant çalışmalarında bu parametre ile ilgili veri bildirimlerinin kısıtlı olduğu görülmektedir. Diago ve ark. (2013), posterior mandibula bölgesinde uygulanan 67 implanttan bukkale doğru ortalama 19° açılı yerleştirilen 39 implantta bir yıl sonunda 0.59 ± 0.26 mm, açılı olmayan 28 implantta

ise 0.48 ± 0.34 mm kemik kaybı görüldüğünü bildirmişlerdir. Abduljabbar (2017) posterior mandibula bölgesine kısa implant uyguladığı çalışmasında 6 yıl sonunda sigara içen grupta mesialde 1.2 ± 0.2 mm distalde 0.8 ± 0.1 mm, sigara içmeyen grupta ise mesialde 0.8 ± 0.1 mm distalde 1.0 ± 0.3 mm marjinal kemik kaybı görüldüğünü bildirmiştir. Espisoto ise mandibular posterior bölgede 6.3 mm boyundaki kısa implantların uygulaması ile 3 yıl sonunda ortalama 1.24 mm marjinal kemik kaybı görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu sonuçlar kıyaslandığında açılı implant çalışmasında marjinal kemik kaybının kısa implant çalışmalarına göre daha düşük değerde olması, kısa implantların etrafındaki kemikte daha düşük stres değerlerinin görüldüğü çalışmamızın sonuçları ile uyumlu değildir. Açılı implant çalışmalarında implant sağ kalım oranları bildirilirken marjinal kemik kaybı değerlerinin bildirilmemesi nedeniyle bu açıdan kısıtlı bir kıyaslama imkanı olmaktadır. Açılı implant uygulamalarının değerlendirildiği çalışmalarda marjinal kemik kaybı parametresinin çalışma sonuçlarına eklenmesi daha sağlıklı kıyaslamaların yapılabilmesine imkan verecektir.

Açılı implantlar ve kısa implantlarla ilgili çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde her iki yöntemle yüksek implant sağ kalım oranları olan çalışmaların mevcut olduğu tespit edilmiştir. Ancak açılı implantlar ilgili çalışmalarda uygulanan implant sayısının az ve takip süresinin nispeten kısa (1-3 yıl) olduğu, kısa implantlar ilgili de çok sayıda implantın uygulandığı, takip süresinin uzun olduğu (5-6 yıl) çalışmaların mevcut olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda kısa implant modellerinde daha düşük stres değerlerinin elde edilmesiyle, kısa implant klinik çalışmalarında uzun dönemde çok sayıda implant uygulayarak yüksek başarı oranları elde edilebilmesi durumunun birbiriyle örtüştüğü düşünülmektedir. Bukkolingual olarak yerleştirilen implantlarla ilgili daha geniş hacimli ve daha uzun dönem takipli çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

İmplant çapı değişiminin boydaki değişime göre oluşan streslerde daha etkili olduğu çeşitli in vitro çalışmalarda belirtilmiştir (Holmgren ve ark., 1998; Bozkaya ve ark., 2004; Himmlöva ve ark., 2004) Farklı boy ve çapa sahip implantlara yükleme yapıldığında çevre kemikte oluşan streslerin değerlendirildiği SESA çalışmasında 3.6 mm çap 12 mm uzunluğa sahip implant modelinde 0.6 mm çap

arttırımı gerçekleştirildiğinde çevre kemikte oluşan streste %31,5 oranında azalma olduğu; 4 mm uzunluk arttırımı gerçekleştirildiğinde ise çevre kemikte oluşan streste % 10 azalma olduğu bildirilmiştir (Himmlova ve ark., 2004). Çalışmamızda bu sonuçlarla uyumlu olacak şekilde 0.75-1.25 mm daha geniş çapa sahip kısa implant modellerinde 3-4 mm uzunluk farkına rağmen daha düşük stres değerleri görülmüştür.

İmplantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri arttıkça kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen asal stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. İmplantoloji alanında yapılmış çeşitli SESA çalışmaları incelendiğinde sonuçların benzer olduğu görülmüştür. (Eskitascioglu ve ark., 2004; Shen ve ark., 2010; Almeida ve ark., 2015; Cinar ve Imirzalioglu, 2016).

Vertikal ve oblik yükleme koşullarında modellerin tamamına yakınında kortikal kemikte meydana gelen asal stresler spongioz kemikte meydana gelen asal streslerden daha yüksek değerde olmuştur. Bu durumun istinası olarak vertikal yükleme koşulunda model 4'te spongioz kemikte lingual bölgede oluşan gerilme tipi asal stres kortikal bölgede oluşan streslerden daha büyük olmuştur.

Vertikal ve oblik yükleme koşullarında açılı implant modellerinde sıkışma tipi streslerin kortikal ve spongioz kemikte lingual bölgede daha yoğun olduğu görülmüştür. Gerilme tipi streslerin kortikal kemikte bukkal bölgede daha yoğun olduğu görülmüştür. Spongioz kemikte ise lingual bölgede daha yoğun olmuştur. Literatüre bakıldığı zaman Borchers ve Reichart'ın 3 boyutlu SESA çalışmasında alt birinci molar diş bölgesinde implantın bukkale doğru 15° eğimli yerleştirilmesi sonucunda en fazla sıkışma geriliminin lingualde, en fazla çekme geriliminin ise bukkalde olduğu belirtilmiştir. Watanabe ve ark. (2003) yapmış oldukları 3 boyutlu SESA çalışmasında tek bir implant 0°, 5° ve 15° açıldırılmış, vertikal ve 45 oblik yükleme sonucu oluşan stresler değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre açıldırılmanın yapıldığı bölgede minimum asal gerilmeler, karşı tarafta ise maksimum asal gerilmeler yoğun olarak görülmüştür. Bu çalışmalarda görülen minimum ve maksimum stres yoğunlaşma bölgelerinin, yaptığımız çalışma ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Oblik yükleme koşulunda kısa implant modellerinde kortikal kemikte lingual bölgede sıkışma tipi streslerin daha yoğun olduğu bukkal bölgede ise gerilme tipi streslerin daha yoğun olduğu grlmştir. Vertikal yükleme sonucunda ise kortikal kemikte daha homojen ve dengeli bir yük dağılımı olduğu grlmştir. Kısa implant modellerinde spongioz kemik değerlendirildiğinde peri-implant bölgede dengeli bir yük dağılımının olduğu grlmştir. elik, SESA yöntemi ile posterior mandibulada tek kısa implant zerine 300 N vertikal ve oblik kuvvet uygulanan tez çalışmasında vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte her bölgede dengeli stres dağılımı olduğunu oblik yükleme gerçekleştirildiğinde kuvvet uygulama yönüne bağlı olarak lingual bölgede minimum asal stres, bukkal bölgede ise maksimum asal stres yoğunlaşmasının görüldüğünü bildirmiştir. Çalışmamızın bu açıdan elik'in çalışmasıyla benzer sonuçlara sahip olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda açılı implant modelleri değerlendirildiğinde bukkale doğru implantların eğimlendirilmesi arttıķa oluşan stres değerlerinin beklenenin aksine artmadığı grlmştir. Çalışmamızdaki açılı modellerin arasında toplam 10 derecelik bir fark (15° - 25°) vardır. İmplantların vertikal eksenle olan açısının artmasıyla beraber meydana gelen stres değerlerinde artışın gözlendiği çeşitli SESA alışmaları bulunmaktadır (Caglar ve ark., 2006; Hsu ve ark., 2007; Takahashi ve ark., 2010). Ancak bu çalışmalara bakıldığında stres artışları 30 ile 45 derece arası açı artışıyla beraber belirgin olmaktadır. İmplantların yerleştirme açısındaki artışla birlikte üçgen formdaki yiv yapısı gelen kuvvetleri kemiğe daha dik olarak iletmektedir. Bu sebeple açılı implantlardaki stres artışının üçgen yiv formu ile ilişkili olabileceği dşnlmştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1-) Kısa implant modellerinde kortikal kemik, spongioz kemik ve implantta meydana gelen stres değerleri açılı implant modellerinden daha düşük olmuştur. Maksillada posterior bölgede atrofik kemik mevcudiyetinde çalışmamızda kullanılan açılı implant modellerindeki implantlardan daha uzun implantların (13 mm-15 mm) açılı olarak uygulanabildiği göz önünde bulundurulduğunda kısa implantlar ile açılı implantların SESA yöntem ile stres oluşum kıyaslanmalarının yapılması yol gösterici sonuçlar verebilir.

2-) Oblik yükleme sonucunda vertikal yüklemeye göre daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir.

3-) Açılı implant modellerinde vertikal ve oblik yükleme sonucunda implantın eğimlendiği yönde bölgede sıkışma tipi stresler, karşı bölgede gerilme tipi stresler yoğun olarak görülmüştür.

4-) Kısa implant modellerinde vertikal yükleme sonucunda kortikal ve spongioz kemikte homojen ve dengeli bir stres dağılımı olmuştur. Oblik yükleme sonucunda ise kuvvetin uygulandığı yönde sıkışma tipi stresler, karşı yönde gerilme tipi stresler yoğun olarak görülmüştür.

5-) Von Mises stresleri implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Ancak elde edilen en yüksek Von Mises stres değeri (**~673 Mpa**) titanyum alaşımı implantların geri dönüşümsüz deformasyona uğrama direncinin (**~900 Mpa**) altındadır.

6-) Kortikal kemikte meydana gelen asal stresler spongioz kemikte meydana gelen asal streslerden daha büyük değerde olmuştur. Ancak elde edilen en yüksek sıkışma tipi asal stres değeri (**~ -43.92 Mpa**) ve gerilme tipi asal stres değeri (**~32.2 Mpa**) kortikal kemiğin en yüksek sıkışma direnci değeri (**~167 Mpa**) ve gerilme direnci değerinin (**~121 Mpa**) altındadır.

7-) Çalışmamızda kortikal kemikte, spongioz kemikte oluşan asal streslerin, sıkışma ve gerilme direnci değerlerinden düşük olması ayrıca implantlarda meydana gelen stresin implant geri dönüşümsüz deformasyona uğrama direncinden düşük

olmasına rağmen kısa implant modellerinde daha düşük stres değerleri elde edildiği için ilgili klinik durumlarda çalışmamızdaki gibi kısa implant uygulamasının açılı implantlara daha başarılı sonuçlar vereceği düşünölmektedir.



7. KAYNAKLAR

- Abraham C. M. (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*, 8, 50-55.
- Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A. ve Wang H. L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 21 (2), 129-136.
- Adıgüzel Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar Ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11 (1), 18-23.
- Agliardi E., Panigatti S., Clerico M., Villa C. ve Malo P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 21 (5), 459-465.
- Akca K. ve Iplikcioglu H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16 (5), 722-730.
- Albrektsson T., Branemark P. I., Hansson H. A. ve Lindstrom J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 52 (2), 155-170.
- Albrektsson T. ve Johansson C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J*, 10 Suppl 2, S96-101.
- Almeida E. O., Rocha E. P., Freitas Junior A. C., Anchieta R. B., Poveda R., Gupta N. ve ark. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 1, e332-342.
- Anitua E., Orive G., Aguirre J. J. ve Andia I. (2008). Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol*, 79 (1), 42-48.
- Ayali A. ve Bilginaylar K. (2017). Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis. *Head Face Med*, 13 (1), 5.
- Baggi L., Cappelloni I., Di Girolamo M., Maceri F. ve 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.
- Baker R. D., Terry B. C., Davis W. H. ve Connole P. W. (1979). Long-term results of alveolar ridge augmentation. *J Oral Surg*, 37 (7), 486-489.

Bidez M. W. ve Misch C. E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*, 18 (3), 264-274.

Block M. S. ve Kent J. N. (1984). Long-term radiographic evaluation of hydroxylapatite-augmented mandibular alveolar ridges. *J Oral Maxillofac Surg*, 42 (12), 793-796.

Bozkaya D., Muftu S. ve 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), 523-530.

Branemark P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50 (3), 399-410.

Branemark P. I., Hansson B. O., Adell R., Breine U., Lindstrom J., Hallen O. ve ark. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16, 1-132.

Brunski J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3 (2), 85-97.

Caglar A., Aydin C., Ozen J., Yilmaz C. ve Korkmaz T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21 (1), 36-44.

Calandriello R. ve Tomatis M. (2005). Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7 Suppl 1, S1-12.

Capelli M., Zuffetti F., Del Fabbro M. ve Testori T. (2007). Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22 (4), 639-644.

Carlsson G. E. ve Haraldson T. (1985). Functional Response. Branemark, P., Zarb, G. A. ve Albrektsson, T. (Haz.). *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence.

Cavalli N., Barbaro B., Spasari D., Azzola F., Ciatti A. ve Francetti L. (2012). Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: a retrospective study. *Int J Dent*, 2012, 180379.

Cawood J. I. ve Howell R. A. (1991). Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 20 (2), 75-82.

Chiapasco M., Zaniboni M. ve Boisco M. (2006). Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res*, 17 Suppl 2, 136-159.

- Chou H. Y., Muftu S. ve Bozkaya D. (2010). Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*, 104 (5), 293-300.
- Cinar D. ve Imirzalioglu P. (2016). The Effect of Three Different Crown Heights and Two Different Bone Types on Implants Placed in the Posterior Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31 (2), e1-e10.
- Clarke B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 3 Suppl 3, S131-139.
- Cordaro L., Amade D. S. ve Cordaro M. (2002). Clinical results of alveolar ridge augmentation with mandibular block bone grafts in partially edentulous patients prior to implant placement. *Clin Oral Implants Res*, 13 (1), 103-111.
- Cordaro L., Rossini C. ve Mijiritsky E. (2004). Fracture and displacement of lingual cortical plate of mandibular symphysis following bone harvesting: case report. *Implant Dent*, 13 (3), 202-206.
- Cricchio G. ve Lundgren S. (2003). Donor site morbidity in two different approaches to anterior iliac crest bone harvesting. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 (3), 161-169.
- Çetin Ü. (2012). Aşırı Atrofik Mandibulada Farklı İmplant Tasarımlarının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Dağ M. ve Karaçaylı Ü. (2015). Dental İmplantlarda Yapısal Ve Yüzey Özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 25 (1), 119-127.
- Daroz S. R., Cardoso E. S., Manso M. C. ve Vidigal G. M., Jr. (2013). Evaluation of bone width lateral to the mandibular canal as an alternative approach for implant installation. *Implant Dent*, 22 (1), 97-101.
- das Neves F. D., Fones D., Bernardes S. R., do Prado C. J. ve Neto A. J. (2006). Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21 (1), 86-93.
- Degerliyurt K., Simsek B., Erkmén E. ve Eser A. (2010). Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 110 (2), e1-11.
- DeTolla D. H., Andreana S., Patra A., Buhite R. ve Comella B. (2000). Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 26 (2), 77-81.
- Eraslan O. ve Inan O. (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig*, 14 (4), 411-416.

Eskitascioglu G., Usumez A., Sevimay M., Soykan E. ve Unsal E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, 91 (2), 144-150.

Evasic R. W. (1983). Intramucosal implants: a review of concepts and techniques--single inserts and tandem denserts. *J Prosthet Dent*, 49 (5), 695-701.

Ferrigno N., Laureti M. ve Fanali S. (2005). Inferior alveolar nerve transposition in conjunction with implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20 (4), 610-620.

Flanagan D. (2011). Avoiding Osseous Grafting in the Atrophic Posterior Mandible for Implant-Supported Fixed Partial Dentures: A Report of 2 Cases. *Journal of Oral Implantology*, 37 (6), 705-711.

Fontijn-Tekamp F. A., Slagter A. P., Van Der Bilt A., Van T. H. M. A., Witter D. J., Kalk W. ve ark. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 79 (7), 1519-1524.

Friberg B., Jemt T. ve Lekholm U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (2), 142-146.

Garg A. (2010). *Implant Dentistry: A Practical Approach* (2. bs.). Missouri: Elsevier Mosby.

Geng J. P., Ma Q. S., Xu W., Tan K. B. ve Liu G. R. (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*, 31 (3), 233-239.

Geng J. P., Tan K. B. ve Liu G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 585-598.

Glossary of Implant Dentistry. (2017). Paper presented at the International Congress of Oral Implantologists, Vancouver, Canada.

Goene R., Bianchesi C., Huerzeler M., Del Lupo R., Testori T., Davarpanah M. ve ark. (2005). Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent*, 14 (3), 274-280.

Griffin T. ve Cheung W. (2004). The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: A retrospective investigation. *J Prosthet Dent*, 92, 139-144.

Gümüş 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, Ankara.

- Hancı M., Bozdağ E. ve Arpacı A. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık.
- Haraldson T. ve Carlsson G. E. (1977). Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*, 85 (3), 200-208.
- Haraldson T., Karlsson U. ve Carlsson G. E. (1979). Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*, 6 (1), 41-48.
- Himmlova L., Dostalova T., Kacovsky A. ve Konvickova S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 91 (1), 20-25.
- Holmgren E. P., Seckinger R. J., Kilgren L. M. ve 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.
- Hsu M. L., Chen F. C., Kao H. C. ve Cheng C. K. (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22 (2), 301-309.
- Huang H. L., Chang C. H., Hsu J. T., Fallgatter A. M. ve Ko C. C. (2007). Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22 (4), 551-562.
- Hupp J. R. ve McKenna S. J. (1988). Use of porous hydroxylapatite blocks for augmentation of atrophic mandibles. *J Oral Maxillofac Surg*, 46 (7), 538-545.
- İplikcioglu H. ve Akca 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.
- İsayev A. (2011). Üst Çene Tam Dişsizlik Olgularında Kullanılan Farklı Tutucu ve Kaide Tasarımına Sahip İmplant Üstü Overdenture'ların Çevre Dokularda Oluşturdukları Yük Dağılımının İncelenmesi Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Ankara.
- İsen D. A. (2009). An effective method to achieve profound local anesthesia: two case reports. *Dent Today*, 28 (1), 148, 150.
- 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 Implants*, 14 (2), 173-180.
- Jones C. E. (2001). Laboratory Manual for Physical Geology (3. bs.).

- Karlis V., Bae R. ve Glickman R. (2003). Mandibular fracture as a complication of inferior alveolar nerve transposition and placement of endosseous implants: a case report. *Implant Dent*, 12 (3), 211-216.
- Karthikeyan I., Desai S. R. ve Singh R. (2012). Short implants: A systematic review. *J Indian Soc Periodontol*, 16 (3), 302-312.
- Katranji A., Misch K. ve Wang H. L. (2007). Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol*, 78 (5), 874-878.
- Kawasaki T., Komatsu K. ve Tsuchiya R. (2011). Tilted placement of tapered implants using a modified surgical template. *J Oral Maxillofac Surg*, 69 (6), 1642-1650.
- Kent J. N., Quinn J. H., Zide M. F., Finger I. M., Jarcho M. ve Rothstein S. S. (1982). Correction of alveolar ridge deficiencies with nonresorbable hydroxylapatite. *J Am Dent Assoc*, 105 (6), 993-1001.
- Kılıç E. (2011). Kısa dental implantların klinik ve radyolojik takibi: retrospektif çalışma. *Cumhuriyet Dent J*, 14 (3), 211-218.
- Kim, Hu K. S., Song W. C., Kang M. K., Park H. D. ve Kim H. J. (2009). Location of the mandibular canal and the topography of its neurovascular structures. *J Craniofac Surg*, 20 (3), 936-939.
- Kim Y., Oh T. J., Misch C. E. ve Wang H. L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 16 (1), 26-35.
- Kotsovilis S., Fourmoussis I., Karoussis I. K. ve Bamia C. (2009). A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol*, 80 (11), 1700-1718.
- Krekmanov L. (2000). Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (5), 722-730.
- Lai H. C., Si M. S., Zhuang L. F., Shen H., Liu Y. L. ve Wismeijer D. (2013). Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5-10 years. *Clin Oral Implants Res*, 24 (2), 230-237.
- Lee J. H., Frias V., Lee K. W. ve Wright R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 94 (4), 377-381.

Lekholm U. ve Zarb G. A. (1985). Patient Selection and Preparation. Branemark, P. I., Zarb, G. A. ve Albrektsson, T. (Haz.). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Company. S: 199–209.

Lew D., Hinkle R. M., Unhold G. P., Shroyer J. V., 3rd ve Stutes R. D. (1991). Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible by means of autogenous bone grafts and simultaneous placement of osseointegrated implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 49 (3), 228-233.

Lindh C., Petersson A., Klinge B. ve Nilsson M. (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol*, 26 (2), 101-106.

Lindquist L. W., Carlsson G. E. ve Jemt T. (1996). A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res*, 7 (4), 329-336.

Linkow L. I. ve Dorfman J. D. (1991). Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J*, 57 (6), 31-35.

Malo P., Rangert B. ve Nobre M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 Suppl 1, 2-9.

Maminskas J., Puisys A., Kuoppala R., Raustia A. ve Juodzbaly G. (2016). The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res*, 7 (3), e4.

Martin R., Burr D. ve Sharkey N. (1998). *Skeletal tissue mechanics*. . New York: Springer. S: 1998.

Mathewson R. J., Bruner F. W. ve Noonan R. G. (1967). The clinical comparison of a spherical amalgam alloy and a conventional amalgam alloy: a pilot study. *J Dent Child*, 34 (3), 176-182.

Mavrogenis A. F., Dimitriou R., Parvizi J. ve Babis G. C. (2009). Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 9 (2), 61-71.

McGrath C. J., Schepers S. H., Blijdorp P. A., Hoppenreijts T. J. ve Erbe M. (1996). Simultaneous placement of endosteal implants and mandibular onlay grafting for treatment of the atrophic mandible. A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 25 (3), 184-188.

Meijer H. J., Starmans F. J., Bosman F. ve Steen W. H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil*, 20 (2), 147-157.

- Mericske-Stern R. D., Taylor T. D. ve Belser U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, 11 Suppl 1, 108-125.
- Mioduski T. E., Jr. ve Guinn N. J. (1990). Dental implants. Permanent replacement for lost teeth. *AORN J*, 51 (3), 729, 731, 733-724 passim.
- Misch C. E. (1997). Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12 (6), 767-776.
- Misch C. E. (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent*, 8 (4), 376-386.
- Misch C. E. (2005a). *Dental Implant Prosthetics* (1. bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Misch C. E. (2005b). Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today*, 24 (8), 64-66, 68.
- Misch C. E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry* (3. bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Moore D. J. ve Hansen P. A. (2004). A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet Dent*, 92 (2), 145-150.
- Morand M. ve Irinakis T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 33 (5), 257-266.
- Nakamura H. (2007). Morphology, Function, and Differentiation of Bone Cells. *J. Hard Tissue Biology*, 16 (1), 15-22.
- Nelson S. J. (2009). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. (9. bs.): Saunders.
- O'Brien J. W. (1997). *Dental Materials and Their Selections* (2. bs.). New York: Quintessence Publishing Co. S: 46-57.
- Oikarinen K., Raustia A. M. ve Hartikainen M. (1995). General and local contraindications for endosseal implants--an epidemiological panoramic radiograph study in 65-year-old subjects. *Community Dent Oral Epidemiol*, 23 (2), 114-118.
- Özgen M. (2012). Vertikal Defektli Anterior Maksillaya Farklı Uygulamalar İle Yerleştirilen İmplantlara Gelen Yüklerin Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- Özkan B. T., Eskitascioglu G., Cigerim L. ve Kaplan V. (2012). Insertion of buccally tilted and placed implants in edentulous atrophic posterior mandibular sites. *Biotechnol. & Biotechnol*, 26 (4), 3163-3166.
- Öztürk A., Potluri A. ve Vieira A. R. (2012). Position and course of the mandibular canal in skulls. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 113 (4), 453-458.

Pancko F., Dyer J., Weisglass S. ve Kraut R. A. (2010). Tilted Implants for Atrophic Posterior Mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2010, 68, 407-413.

Paton G., Fuss J. ve Goss A. N. (2002). The transmandibular implant: a 5- and 15-year single-center study. *J Oral Maxillofac Surg*, 60 (8), 851-857.

Penarrocha Diago M., Maestre Ferrin L., Penarrocha Oltra D., Canullo L., Calvo Guirado J. L. ve Penarrocha Diago M. (2013). Tilted implants for the restoration of posterior mandibles with horizontal atrophy: an alternative treatment. *J Oral Maxillofac Surg*, 71 (5), 856-864.

Pierrisnard L., Renouard F., Renault P. ve Barquins M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 (4), 254-262.

Pikos M. A. (2005). Mandibular block autografts for alveolar ridge augmentation. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 13 (2), 91-107.

Pozzi A., Sannino G. ve Barlattani A. (2012). Minimally invasive treatment of the atrophic posterior maxilla: a proof-of-concept prospective study with a follow-up of between 36 and 54 months. *J Prosthet Dent*, 108 (5), 286-297.

Ramoğlu M. (2016). Diş Hekimliğinde Stres Analiz Yöntemleri: Sonlu Elemanlar Stres Analizi. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Surg-Special Topics*, 2 (2), 106-112.

Ramoğlu S. ve Ozan O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 9, 175-180.

Renouard F. ve Nisand D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*, 17 Suppl 2, 35-51.

Ryu H. S., Namgung C., Lee J. H. ve Lim Y. J. (2014). The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont*, 6 (6), 547-554.

Sahin S., Cehreli M. C. ve Yalcin E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*, 30 (7-8), 271-282.

Schou S., Pallesen L., Hjorting-Hansen E., Pedersen C. S. ve Fibaek B. (2000). A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clin Oral Implants Res*, 11 (2), 171-178.

Sevimay M., Turhan F., Kilicarslan M. A. ve Eskitascioglu G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 93 (3), 227-234.

- Shen W. L., Chen C. S. ve Hsu M. L. (2010). Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25 (5), 901-910.
- Simion M., Dahlin C., Rocchietta I., Stavropoulos A., Sanchez R. ve Karring T. (2007). Vertical ridge augmentation with guided bone regeneration in association with dental implants: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 18 (1), 86-94.
- Soykan E., Eskitaşçıoğlu G., Ünsal E. ve Bağış N. (2013). Dental İmplantların Biyomekaniği ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Uygulamaları. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg*, 39 (2), 87-95.
- Stegaroiu R., Sato T., Kusakari H. ve Miyakawa O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (1), 82-90.
- Steigenga J., Al-Shammari K., Misch C., Nociti F. H., Jr. ve Wang H. L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*, 75 (9), 1233-1241.
- Stellingsma C., Vissink A., Meijer H. J., Kuiper C. ve Raghoobar G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 15 (4), 240-248.
- Takahashi T., Shimamura I. ve Sakurai K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*, 54 (4), 179-184.
- Taşkınsel E. ve Gümüş H. (2014). Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 8, 131-135.
- Taylor T. D. ve Laney W. R. (2013). What Are the Types of Implants. Erişim: 10 Ağustos 2017, Ağ Sitesi: <http://dentalimplants.uchc.edu/about/types.html>
- Teixeira E. R., Sato Y., Akagawa Y. ve Shindoi N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 25 (4), 299-303.
- Teixeira E. R., Wadamoto M., Akagawa Y. ve Kimoto T. (1997). Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: a five-year survival study. *J Prosthet Dent*, 78 (2), 166-171.
- Telleman G., Raghoobar G. M., Vissink A., den Hartog L., Huddleston Slater J. J. ve Meijer H. J. (2011). A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*, 38 (7), 667-676.

Tepper G., Haas R., Zechner W., Krach W. ve Watzek G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res*, 13 (6), 657-665.

Tesk J. A. ve Widera O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res*, 7 (3), 251-261.

Testori T., Del Fabbro M., Capelli M., Zuffetti F., Francetti L. ve Weinstein R. L. (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 19 (3), 227-232.

Trivedi S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*, 4 (3), 200-203.

Uckan S., Dolanmaz D., Kalayci A. ve Cilasun U. (2002). Distraction osteogenesis of basal mandibular bone for reconstruction of the alveolar ridge. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 40 (5), 393-396.

Uysal H. (1997). Kemiğin Mekanik Özellikleri ve Kuvvet Altında Geliştirdiği Mekanik ve Biyolojik Davranışlar. *Oral İmplantoloji Dergisi*, 4, 36-43.

Vanuelo C., Chung S., Weed M. ve Dilbart C. (2008). Long term bone level stability on short implants: A radiographic follow up study. *Journal of Maxillofacial & Oral Surgery*, 7 (3), 340-345.

Verhoeven J. W., Cune M. S., Terlou M., Zoon M. A. ve de Putter C. (1997). The combined use of endosteal implants and iliac crest onlay grafts in the severely atrophic mandible: a longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 26 (5), 351-357.

Vermeeren J. I., Wismeijer D. ve van Waas M. A. (1996). One-step reconstruction of the severely resorbed mandible with onlay bone grafts and endosteal implants. A 5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 25 (2), 112-115.

von Arx T. ve Buser D. (2006). Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. *Clin Oral Implants Res*, 17 (4), 359-366.

von Wowern N. (2001). General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clin Oral Investig*, 5 (2), 71-82.

Watanabe F., Hata Y., Komatsu S., Ramos T. C. ve Fukuda H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, 91 (1), 31-36.

Weinberg L. A. (2001). Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. *J Oral Implantol*, 27 (6), 302-310.

Weng D., Jacobson Z., Tarnow D., Hurzeler M. B., Faehn O., Sanavi F. ve ark. (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18 (3), 417-423.

Yanase R. T., Bodine R. L., Tom J. F. ve White S. N. (1994). The mandibular subperiosteal implant denture: a prospective survival study. *J Prosthet Dent*, 71 (4), 369-374.

Zaimoğlu A., Can G., Ersoy A. ve Aksu L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (1. bs.). Ankara: Ankara Üniv. Basımevi.

Zarb G. A. ve Koka S. (2012). Osseointegration: promise and platitudes. *Int J Prosthodont*, 25 (1), 11-12.

8. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Orhan Zeki RASTGELDİ
Doğum Yeri : Şanlıurfa
Doğum Tarihi : 23.08.1986
Yabancı Dili : İngilizce
E-mail : zekirastgeldi@hotmail.com
İletişim Bilgileri : 0507 459 4904
Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Marmara Üniversitesi	2004-2012
Uzmanlık	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Ordu Üniversitesi	2013-

İş Deneyimi :

Görev	Görev Yeri	Yıl
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	2013-

Makaleler :

- ÖMEZLİ MM, AYRANCI F, RASTGELDİ OZ. Maksillofasiyal Sahada Görülen Damarsal Anomalilerin Tedavisinde Güncel Yaklaşımlar, Türkiye Klinikleri Ağız Dis ve Çene Cerrahisi Özel Dergisi, 2016, 2149-410X, 2, 2, 119-125.
- AYRANCI F, ÖMEZLİ MM, RASTGELDİ OZ, DUMAN A. Odontogenic Myxoma Located In The Mandible: A Case Report, Middle Black Sea Journal of Health Science, 2015, 2149-7796, 1, 3, 25-28.
- AYRANCI F, ÖMEZLİ MM, SİVRİKAYA EC, RASTGELDİ OZ. Prevalence of Third Molar Impacted Teeth: A Cross-Sectional Study Evaluating Radiographs of Adolescents, Journal of Clinical and Experimental Investigations, 2017, 8,2, 58-61.

Bildiriler :

1. AYRANCI F, ÖMEZLİ MM, SİVRİKAYA EC, RASTGELDİ OZ. Odontogenic Myxoma Located In Mandible: A Case Report Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum 2014
2. CEZAİRLİ B, ÖMEZLİ MM, AYRANCI F, RASTGELDİ OZ, ERDEM H. Mandibula ve Maksillada Lokalize Genis Hacimli Keratokistik Odontojenik Tümörler: Vaka Raporu, Poster Sunumu, Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 26 Mayıs 2016, 30 Mayıs 2016.
3. CEZAİRLİ B, ÖMEZLİ MM, AYRANCI F, RASTGELDİ OZ, Comminuted Mandibular Fracture: Case Report, Poster Sunumu, Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 23 Mayıs 2017, 27 Mayıs 2017.
4. CEZAİRLİ B, ÖMEZLİ MM, AYRANCI F, RASTGELDİ OZ. Treatment Of Oroantral Fistule With Buccal Fat Pad Technique, Poster Sunumu, Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 23 Mayıs 2017, 27 Mayıs 2017.

(Kim ve ark., 2009) (Öztürk ve ark., 2012) (Haraldson ve Carlsson, 1977; Baker ve ark., 1979; Carlsson ve Haraldson, 1985; Meijer ve ark., 1993; Oikarinen ve ark., 1995; O'Brien, 1997; Teixeira ve ark., 1998; Ivanoff ve ark., 1999; Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Krekmanov, 2000; Watanabe ve ark., 2003; Weng ve ark., 2003; Griffin ve Cheung, 2004; Katranji ve ark., 2007; Daroz ve ark., 2013)