K.K.T.C. YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GREFTLENMİŞ VE GREFTLENMEMİŞ POSTERİOR MAKSİLLADA UYGULANAN İMPLANT DESTEKLİ FARKLI TASARIMLI SABİT PROTEZLERİN DESTEK DOKULARDAKİ ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Emre ŞEKER

Protetik Diş Tedavisi Programı DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

LEFKOŞA

2011

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/ oy çokluğu ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 13/05/2011

İmza

Jüri Başkanı

Prof.Dr.Mutahhar ULUSOY

Jüri

Prof.Dr.Hakan TERZİOĞLU

Jüri

Prof.Dr.Ayhan GÜRBÜZ

Jüri

Yrd.Doç.Dr. Gökçe MERİÇ

COKCE MERIC

Jüri

Yrd.Doç.Dr. Oğuz OZAN

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği' nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof.Dr. ihsan ÇALIŞ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında bilgi, tecrübe ve sevgisini esirgemeyen, sağduyusu ve tüm içtenliğiyle bana her konuda yol gösteren, bilgiyi paylaşmaktan ve aktarmaktan büyük haz alan kıymetli hocam ve tez danışmanım, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a saygılarımla sonsuz teşekkür ederim.

Tezime olan katkıları ve kıymetli zamanlarından harcadıkları vakit için Sayın Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ ve Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na; tez izleme komitesinde yer alan Sayın Yrd. Doç. Dr. Oğuz OZAN ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Gökçe MERİÇ'e saygılarımla teşekkür ederim.

Asistanlığım süresince bana birçok konuda destek olan başta Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma içtenlike teşekkür ederim.

Tezimde kullanılan modellerin hazırlanması ve analizini gerçekleştiren Ay Tasarım Ltd'e ve Sayın Ayberk YAĞIZ'a özverili ve hassas çalışmaları için teşekkür ederim.

Öğrenciliğim ve asistanlığım süresince desteğini her zaman yanımda hissettiğim, en sıkıntılı zamanlarımda bana moral veren, ağabeyim saydığım Sayın Yrd. Doç. Dr. Oğuz OZAN'a tekrar teşekkür ederim.

Tüm özverileriyle sevgi ve şefkatlerini hiç bir zaman esirgemeyen, dualarını her zaman yanımda hissettiğim sevgili annem ve babama hasretle teşekkür ederim.

Koşulsuz sevgisi ve desteğini hep yüreğimde hissettiğim, yoğun çalışma dönemimde her türlü nazıma sabırla katlanan, en büyük zenginliğim, eşim Diş Hekimi Başak KUŞAKCI ŞEKER'e minnet ve şükranla sonsuz teşekkür ederim...

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi TC/KKTC Bilimsel Araştırma Projesi tarafından desteklenmiştir (Proje no: YDÜ/2010-2-11).

ÖZET

Şeker, E. Greftlenmiş ve Greftlenmemiş Posterior Maksillada Uygulanan İmplant Destekli Farklı Tasarımlı Sabit Protezlerin Destek Dokulardaki Etkilerinin, Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2011.

hekimliğinde implantlar, kaybedilen Günümüz diş doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında estetiğe katkıları nedeniyle rutin uygulamalar haline gelmişlerdir. İmplant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemik miktarı, kalitesi ve kantitesi implant başarısı için önemli kriterlerdir. Dişlerin kaybedilmesiyle birlikte alveolar kemikte zaman içinde görülen rezorbsiyon sonucu maksiller sinüslerin alveoler kret tepelerine yakın konumlanması, bu bölgelerde implant uygulanmasını büyük ölçüde kısıtlamaktadır. Bu çalısmanın amacı üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak, greftlenmiş ve greftlenmemiş atrofik posterior maksiller bölgede farklı dizaynlardaki implant yerleşimlerini çiğneme kuvvetleri altında karşılaştırmak ve çeşitli tedavi seçeneklerinin kabuledilebilirliğini değerlendirmektir. Bu amaçla, gerçek bir hastaya ait bilgisayarlı tomografi görüntülerinden 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington MA 02420-2406, USA) yazılımı yardımıyla atrofik posterior maksilla modellenmiştir. Farklı bir modelleme programı olan Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) ile köprü restorasyonları, greftlenmiş ve greftlenmemiş maksiller sinüs ve farklı çap ve boylardaki Bicon implantları (BICON 501 Arborway, Boston, USA) içeren altı değişik tedavi senaryosu modellenmiş ve tüm sisteme çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için oblik kuvvetler uygulanmıştır. Modellenen altı tedavi senaryosunun herbirinde oluşan streslerin değerlendirilmesinde Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi programı ile çalışılmıştır. İmplantlar ve destek dokularda tespit edilen streslerin karşılaştırılmasında mega Pascal biriminde Von Mises Stres, Maksimum Principle Stres ve Minimum Principle Stres değerleri kullanılmıştır. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre, tüm modellerde en yüksek stres değerleri krestal kortikal kemikte ölçülmüştür. Diğer destek dokularla kıyaslandığında greft materyalinin stres absorbsiyonu daha düşüktür. Atrofik posterior maksillada, sinüs tabanıyla bikortikal fiksasyon sağlanarak yerleştirilen kısa ve geniş implantlar ile en iyi sonuçlar alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: protetik planlama, implant çapı, implant uzunluğu, greft, maksiller sinüs, sonlu elemanlar analizi.

Destekleyen Kurum: Yakın Doğu Üniversitesi TC/KKTC Bilimsel Araştırma Projesi (Proje no: YDÜ/2010-2-11).

ABSTRACT

Şeker, E. The Investigation of Stress Distribution of the Implant Supported Fixed Prosthetic Restorations Applied on Grafted and Nongrafted Posterior Maxilla Using Three Dimensional Finite Element Stress Analysis Method. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2011.

In contemporary dentistry, implants are developed into routine applications by the reason of contribution to aesthetic besides fulfilling function of missing natural teeth. Quantity, quality and qualitative proporties of jaw bone at surgical site are the important criterias for achievement of dental implants. In course of time, alveolar bone will exposed to a resorptionrelated atrophie by missing of teeth. Close positioning to alveolar bone crest of maxillary sinus floor limits implant placement mainly in this area. The purpose of this study was to analyze the functional stresses around implants placed in different position combinations in the grafted and non-grafted atrophic posterior maxilla and to consider the acceptableness of various treatment options. For this purpose, the model of athrophic posterior maxilla has been created by using 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington MA 02420-2406, USA) software program from the computerized tomography images of actual patient. With the use of another program called Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA), six different treatment scenarios which were included bridge restorations, grafted and non-grafted maxillary sinuses and various designs of Bicon implants (BICON 501 Arborway, Boston, USA) were modeled and oblique forces were applied to simulate chewing movements. Stress analysis were performed on treatment models by using Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) 3 dimensional finite element analysis program. The stresses which occurred at the implants and supporting tissues were comparatively evaluated by using Von Mises, Maximum Principle and Minimum Principle stress values in mega Pascal unit. According the results of this study, in all models the highest stress peak points are mainly observed in the crestal cortical bone. The stress absorption capacity of graft material is not sufficient in comparision with other

supporting tissues. The using of short and wide implants with sinus floor bicortical fixation , found to be the most acceptable at atrophied posterior maxilla.

Keywords: prosthetic planning, implant diameter, implant length, graft, maxillary sinus, finite element analysis.

Supported by: Yakın Doğu Üniversitesi TC/KKTC Bilimsel Araştırma Projesi (Grant no: YDÜ/2010-2-11).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
ŞEKİLLER DİZİNİ	XV
TABLOLAR DİZİNİ	xxi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplantın Tanımlanması ve Sınıflandırılması	5
2.1.1. Dental İmplant ve İmplantoloji	5
2.1.2. İmplant Materyali	6
2.1.3. İmplant Şekli ve İmplant Formlarının Sınıflandırılması	9
2.2. İmplantüstü Sabit Protezler ve Kullanılan Restoratif Materyaller	12
2.2.1. İmplantüstü Sabit Protezler	12
2.2.2. İmplantüstü Dayanak Çesitleri	14
2.2.3. Metal-Seramik sistem alaşımları	15
2.2.4. Dental Seramiklerin Yapısı	16
2.3. Kemik Dokusu, Osseointegrasyon ve Kemik Greft Materyalleri	17
2.3.1. Kemik Dokusu	17
2.3.2. Osseointegrasyon	22
2.3.3. Kemik Greft Materyalleri	24

2.4. Posterior Maksiller Bölgenin Tedavi Öncesi Değerlendirilmesi ve	27
Planlama	
2.4.1. Maksiller Sinüs Anatomisi	29
2.4.2. Maksiller Sinüslerin Greftlemesi	30
2.4.3. Posterior Maksiller Bölgede Dental İmplant Uygulamaları ve	32
Tedavi Planlaması	
2.5. Oklüzal Yüklerin Perimplant Bölgeye Etkisi	40
2.5.1. İmplanta İletilen Oklüzal Yüklerin Yönü ve Şiddeti	40
2.5.2. İmplant Boyu, Çapı ve Pozisyonundaki Değişiklikler	42
2.5.3. İmplant ve Periimplant Dokular Arasında Yük İletimi	43
2.5.4. Kemiğin ve Greft Materyalinin Mekanik Strese Yanıtı	44
2.6. Biyomekanik ve İlgili Kavramlar	50
2.6.1. Kuvvet ve Kuvvetin Komponentleri	51
2.6.2. Gerilim(Stress)	53
2.6.3. Gerilme(Strain)	53
2.6.4. Oransal Sınır(Proportional Limit)	54
2.6.5. Elastik Sınırı(Elastic Limit)	54
2.6.6. Hooke Kanunu	54
2.6.7. Elastisite Modülü (Young's Modulus)	55
2.6.8. Poisson Oranı(Poisson's Ratio)	56
2.6.9. Mohr Dairesi	57
2.6.10. Asal Stres (Principal Stress)	58
2.6.11. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)	58
2.6.12. Homojen Cisim	59
2.6.13. İzotropik Cisim	59
2.6.14. Lineer Elastik Cisim	59

2.7. Dişhekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	59
2.7.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi	60
2.7.2. Gerilim ölçer kuvvet analizi	60
2.7.3. Kırılgan vernik kaplama teknigi ile kuvvet analizi	61
2.7.4. Holografik interferometri (Lazer Işınları) ile kuvvet analizi	61
2.7.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi	61
2.7.6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi	62
2.7.7. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi	62
2.8. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve İlgili Terimler	62
2.8.1. İki Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	67
2.8.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	67
3. GEREÇ VE YÖNTEM	69
3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu	69
Modellerin Oluşturulması	
3.1.1. Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi	71
3.1.2. İmplantların ve Abutmentlerin Modellenmesi	73
3.1.3. Protetik Üstyapıların Modellenmesi	75
3.1.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	77
3.1.5. Sistemin Birleştirilmesi	78
3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere	81
Uygulanan Etken ve Sınır Şartlar	
3.3. Materyal Özellikleri	82
3.4. Yükleme Koşulları	83
3.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması	85

4. BULGULAR	86
4.1. Tüm Modellerde Ölçülen Maksimum Gerilme ve	88
Maksimum Sıkışma Stresleri	
4.2. Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	97
4.2.1. Model 1'e Ait Von Mises Stres Dağılımları	98
4.2.2. Model 2'ye Ait Von Mises Stres Dağılımları	99
4.2.3. Model 3'e Ait Von Mises Stres Dağılımları	100
4.2.4. Model 4'e Ait Von Mises Stres Dağılımları	101
4.2.5. Model 5'e Ait Von Mises Stres Dağılımları	102
4.2.6. Model 6'ya Ait Von Mises Stres Dağılımları	103
4.3. Maksimum Principle Stres Değerlerine Ait Bulgular	104
4.3.1. Model 1'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları	104
4.3.2. Model 2'ye Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları	106
4.3.3. Model 3'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları	107
4.3.4. Model 4'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları	109
4.3.5. Model 5'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları	111
4.3.6. Model 6'ya Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları	113
4.4. Minimum Principle Stres Değerlerine Ait Bulgular	115
4.4.1. Model 1'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları	116
4.4.2. Model 2'ye Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları	117
4.4.3. Model 3'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları	119
4.4.4. Model 4'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları	121
4.4.5. Model 5'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları	124
4.4.6. Model 6'ya Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları	126

xii

5. TARTIŞMA	129
5.1. Modellerde Tespit Edilen Maksimum Von Mises, Maksimum	141
Gerime ve Maksimum Sıkışma Streslerinin	
Karşılıklı Olarak Değerlendirilmesi.	
5.1.1. Model 1 ve Model 3 Arasındaki Değerlendirmeler	143
5.1.2. Model 1 ve Model 4 Arasındaki Değerlendirmeler	145
5.1.3. Model 1 ve Model 5 Arasındaki Değerlendirmeler	147
5.1.4. Model 3 ve Model 5 Arasındaki Değerlendirmeler	149
5.1.5. Model 3 ve Model 6 Arasındaki Değerlendirmeler	150
5.1.6. Model 4 ve Model 6 Arasındaki Değerlendirmeler	152
5.2. Genel Değerlendirme	153
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	157
KAYNAKLAR	160

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ti-6Al-4V	Titanyum Alaşımı
Al ₂ O ₃	Alüminyum
ZrO ₂	Zirkonyum Oksit
°C	Santigrat Derece
mm	Milimetre
Ра	Paskal $(1Pa = N/m^2)$
MPa	Megapaskal $(1MPa = 10^3 Pa)$
GPa	Gigapaskal (1GPa = 10^6 Pa)
Е	Strain, Gerilme (ε, epsilon okunur)
S, σ	Stress, Gerilim (σ, sigma okunur)
σ1	Maximum Principle Stress, Maksimum Asal Stres
σ2	Minimum Principle Stress, Minimum Asal Stres
σe	Von Mises Stress, Eşdeğer Stres
Ν	Newton $(1N = 0.1kg)$
F	Kuvvet
ΔL	Deformasyon
L ₀	Orjinal Uzunluk
S_{PL},σ_{PL}	Oransal Sınır
$S_{EL,} \ \sigma_{EL}$	Elastik Sınır
E	Elastisite Modülü
V	Poisson Oranı
CAD	Computer Aided Design, Bilgisayara Dayalı Tasarım

ŞEKİLLER

2.1. Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması.	20
2.2. Misch'in maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde	21
tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması.	
2.3. Dişsiz maksilla ve mandibulada zamanla kemik yıkımı modeli	28
2.4. Maksiller Sinüs Anatomisi.	30
2.5. Atrofik posterior maksillada sinüse müdahale edilmeden implant yerleştirilmesi.	34
2.6. Mish'in Subantral Sınıflaması.	36
2.7. Jensen'in Posterior Maksillada İmplant Tedavi Prosedürü.	38
2.8. Frost'un Diagramı.	46
2.9. Greft materyali mekanik özelliklerinin zamanla değişimi.	49
2.10. Kuvvetin Komponentleri.	52
2.11. Stress/Strain Talosu.	56
2.12. Mohr Dairesi.	57
3.1. Tomografik Görüntü.	70
3.2. Posterior Maksilla, Maksiller Sinüs ve Greft Materyalinin 3 Boyutlu Modelleri.	72
3.3. Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı.	73
3.4. Kullanılan implantların ve abutmentların referans görüntüleri.	74
3.5. Kullanılan implantların ve abutmentların hazırlanmış modelleri.	74
3.6. Destek dokular, İmplantlar ve Protetik Yapıların Birleştirilmesi.	75
3.7. Wheeler'e göre maksiller dişlerin morfolojik yapıları.	76

3.8. Geometrik model ve mesh uygulanmış haliyle matematiksel model.	77
3.9. Farklı Tedavi Alternatiflerini Gösteren Çalışma Modelleri.	80
3.10. Sınırları Belirlenmiş ve Uzayda Sabitlenmiş Posterior Maksilla.	81
3.11. Palatinobukkal Yönde ve Axial Eksenle	84
30°'lik Açıyla Oblik Yükleme	
4.1. Bulguların değerlendirilmesi için kullanılan akış şeması.	87
4.2. Tüm Modellerde Krestal Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.	90
4.3. Tüm Modellerde Krestal Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum	91
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.4. Tüm Modellerde Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum	92
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.5. Tüm Modellerde Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum	93
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.6. Tüm Modellerde Sinüs Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum	94
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.7. Tüm Modellerde Sinüs Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum	95
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.8. Tüm Modellerde Greft Materyalinde Ölçülen Maksimum	96
Gerilme ve Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.9. Tüm Modellerdeki İmplantların Boyun Bölgelerinde Ölçülen	97
Maksimum Von Mises Stres Değerleri.	
4.10. Model 1'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan	98
Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.	

4.11. Model 2'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan	99
Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.	
4.12. Model 3'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan	100
Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.	
4.13. Model 4'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan	101
Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.	
4.14. Model 5'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan	102
Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.	
4.15. Model 6'daki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan	103
Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.	
4.16. Model 1'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve	105
Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum	
Gerilme Stresi Dağılımları.	
4.17. Model 1'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	105
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.18. Model 2'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve	106
Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum	
Gerilme Stresi Dağılımları.	
4.19. Model 2'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	107
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.20. Model 3'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik,	108
Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan Maksimum	
Gerilme Stresi Dağılımları.	

4.21. Model 3'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	109
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.22. Model 4'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik,	110
Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan	
Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.	
4.23. Model 4'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	111
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.24. Model 5'de Krestal Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemikte	112
Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.	
4.25. Model 5'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	113
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.26. Model 6'da Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve	114
Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum	
Gerilme Stresi Dağılımları.	
4.27. Model 6'da Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	115
Gerilme Stresi Değerleri.	
4.28. Model 1'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve	116
Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum	
Sıkışma Stresi Dağılımları.	
4.29. Model 1'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	117
Sıkışma Stresi Değerleri.	

4.30. Model 2'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve	118
Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum	
Sıkışma Stresi Dağılımları.	
4.31. Model 2'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	119
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.32. Model 3'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik,	120
Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan	
Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.	
4.33. Model 3'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	121
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.34. Model 4'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik,	123
Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan	
Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.	
4.35. Model 4'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	124
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.36. Model 5'de Krestal Kortikal Kemik ve	125
Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.	
4.37. Model 5'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum	126
Sıkışma Stresi Değerleri.	
4.38. Model 6'da Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve	127
Sinüs Kortikal Krmikte Oluşan Maksimum	
Sıkışma Stresi Dağılımları.	

Sıkışma Stresi Değerleri.

TABLOLAR

2.1. Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun	22
yüzde olarak bölgesel dağılımı (%).	
2.2. Jensen Greftleme Prosedürünün Avantaj ve Dezavantajları.	40
3.1. Modellenen implantların boyutsal özellikleri.	74
3.2. Wheeler'e göre maksiller dişlerin boyutsal değerleri.	76
3.3. Her bir Modeldeki Eleman Sayıları ve Düğüm Noktaları.	78
3.4. Modellerdeki Her Bir Komponentin Malzemesi.	82
3.5. Modellerdeki Her Bir Malzemenin Mekanik Özellikleri.	83
4.1. Değerlendirme Gruplarının Karşılaştırma Sistematiği ve	88
Karşılaştırma Parametreleri.	

1.GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında estetiğe katkıları nedeniyle rutin uygulamalar haline gelmişlerdir. İmplant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemik miktarı, kalitesi ve kantitesi implant başarısı için önemli kriterlerdir (Akça et al., 2002; Hasan et al., 2010; Neldam ve Pinholt, 2010; Raviv et al., 2010). Dişlerin kaybedilmesiyle birlikte alveolar kemik zaman içinde rezorbsiyona bağlı atrofiye uğramaktadır.

Genel sağlık durumu iyi olan bireylerde maksillanın mandibulaya göre daha düşük yoğunluğu, dikey yöndeki kemik kaybının maksillada daha fazla olmasına neden olmaktadır. Fizyolojik kemik rezorbsiyonuna ek olarak posterior maksiller bölgede bulunan sinüslerin alveoler kret tepelerine yakın konumlanması bu bölgelerde implant uygulanmasını büyük ölçüde kısıtlamaktadır. Bu gibi durumlarda posterior maksillada kemik miktarını arttırmak için literatürde geçmişten günümüze kadar farklı birçok yöntem tanımlanmıştır (Alkan et al., 2008; Arlin, 2006; Blomqvist et al., 1996; Boyne ve James, 1980; Branemark et al., 1984; Daelemans et al., 1997; Fanuscu et al., 2003; Felice et al., 2009; Holmquist et al., 2008; Jung et al., 2010; Keller et al., 1987; Koca et al., 2005; Lee, 2010; Maló et al., 2007; Misch et al., 1991; Pierrisnard et al., 2003; Renouard ve Nisand, 2005; Smiler et al., 1992).

Yeterli kemik elde etmek için uygulanan yöntemler, ilave cerrahi işlemler ve buna bağlı tedavi maliyetlerinin artması, iyileşme süresinin uzaması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Bunları elimine etmek amacıyla sınırlı kemik varlığında implant sayısı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir (Anitua ve Orive, 2010; Aparicio et al., 2001; Arlin, 2006; Bellini et al., 2009; Felice et al., 2009; Fortin et al., 2009; Hasan et al., 2010; Koca et al., 2005; Krekmanov et al., 2000; Maló et al., 2007; Neldam ve Pinholt, 2010; Pierrisnard et al., 2003; Raviv et al., 2010; Renouard ve Nisand, 2005; Ridell et al., 2009; Venturelli, 1996; Zampelis et al., 2007).

Implant destekli protezlerin başarısını etkileyen bir diğer faktör de biyomekanik prensiplere uyulup uyulmadığı hususudur. İmplant destekli protezlerde cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun fizyolojik limitler üzerindeki implant stresler, çevresinde oluşan patolojik kemik rezorbsiyonunun ana sebebidir. Kemik-implant bağlantısına gelebilecek aşırı yüklerin ortadan kaldırılması, doğru bir teşhis, iyi bir tedavi planlaması ve uygun kuvvet iletimini sağlayabilecek şekilde oklüzal morfolojinin temin edilmesi ile sağlanır. Ağız içerisindeki kuvvetler ve bunların dağılımı, ağız ve çevre dokuların sağlığı ve klinik tedavilerin prognozunu doğrudan etkilemektedir. Çiğneme kuvvetleri, implant üstü protezler aracılığı ile implantlar ve çene kemiğine iletilmektedir. Çene kemiği üzerine iletilen yükler; yükün yönü ve şiddetine, protetik üst yapı planlamasına, implant boyu, şekli yerleşimine ve çene kemiğinin yapısal özelliklerine göre farklılık ve göstermektedir (Anusavice, 2003; Bidez ve Misch, 1992; Brunski, 1988; Graf, 1969; Raadsheer et al., 1999; Rangert et al., 1989; Richter, 1998; Smedberg et al., 1996; Şahin et al., 2002; Weinberg, 2001).

Restorasyonların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Bu analizlerden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, elde edilen sonuçların sayısal veriler olması, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği sayesinde incelenen cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı medikal çalışmalarda tercih edilmektedir (Darendeliler, 1995; Fischer et al., 2003; Rubin et al., 1983). İmplant ile destek dokuların temas ettiği yüzeyde farklı kuvvetlerin uygulanmasına bağlı değişimleri tespit etmek amacıyla sonlu elemanlar analizi (Finite Element Analysis/FEA), 1976 yılından itibaren oral implantolojide kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenebilmesi sayesinde, uygulanacak sanal yükler altında, protetik üst yapı, implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir.

Literatürde, üst çenede greftlenmiş ve greftlenmemiş kemik yapı üzerine planlanan çok üyeli implant üstü sabit protetik restorasyonların oluşturduğu stresler üzerine yapılmış bir araştırmaya rastlanılmamıştır.

Bu tezin amacı; maksiller sinüsün sınırladığı posterior maksillada yetersiz vertikal kemik varlığında, sinüs lifting ve sinüs augmentasyonu gibi ilave cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulmadan yerleştirilecek farklı çap, boy ve konumlardaki dental implantlar üzerine planlanan farklı tasarımlı sabit bölümlü protezlerin, destek dokularda oluşturdukları streslerin belirlenmesi ve uygulama öncesi tedavi planlamasına yön verilebilmesidir. Çalışmada posterior maksillada sinüs augmentasyonuna alternatif olarak kısa ve geniş implantların uygulanabilirliği ve buna bağlı tedavi süre ve maliyetinin düşürülerek hasta memnuniyetinin sağlanması öngörülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımlanması ve Sınıflandırılması

2.1.1. Dental İmplant ve İmplantoloji

İmplant, "kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla vücut içine ve canlı dokulara yerleştirilen bir cisim" olarak basitçe tanımlanabilir. İmplant sözcüğü Latince "in = içerisine, içerisinde" ve "planto = ekme, dikme, yerleştirme" anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 897).

Ulusoy ve Aydın (2010, s. 897), metal veya seramik, doku tarafından kabul edilebilir bir materyalin doğrudan çene kemiği içerisine cerrahi olarak veya yine kabul edilebilir metal bir implantın, periodonsiyumun kaldırılması sonrası doğrudan kemik üzerine yerleştirilmesi işlemini dental implantoloji, bu iş için kullanılan materyali de dental implant olarak tanımlamışlardır.

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar farklı birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır. İmplantoloji konusunda ilk bilimsel adım, dental radyografilerin kullanılmaya başlanmasıyla atılmış ve ilk kez 1913 yılında Amerikalı klinisyen Dr. Greenfield (1910) tarafından, üst çene premolar bölgesine verlestirilen platinyum-iridyum implant radyolojik olarak görüntülenmiştir.

İmplantoloji bugünkü konumuna, çesitli cerrahi ve protetik aşamalardan geçerek, farklı implant materyallerinin ve formlarının denenerek, sistemin

biyouyumluluğunun, doku iyileşmesinin ve fonksiyonel beklentilerin anlaşılmasıyla gelmiştir. Bugün implantoloji tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir. Dental implantlar başlarda sadece dişsiz çenelerin tedavi edilmesi için düşünülmüş olsa da endikasyonları içine, parsiyel ve tam dişsizliklere ek olarak, maksillofasiyal cerrahi ve ortodonti de girmiş bulunmaktadır (Misch, 2005, s.1).

2.1.2. İmplant Materyali

Eski Mısır ve Çin kaynaklarına göre, ilk implant materyali olarak fildişi ve taş kullanılmıştır. İmplant fikrinin yerleşmesiyle birlikte değişik müellifler tarafından 16.yy'dan yakın tarihe kadar altın, pirinç, gümüş, platin gibi metaller ve alaşımları denenmiş, teknoloji ve malzeme biliminin gelişmesiyle birlikte 20.yy içinde aseptik, polimetilmetakrilat, paslanmaz çelik, vitalyum, titanyum gibi malzemelerden implant üretimi yapılmıştır (Hobo et al., 1996, s. 12).

İmplant üretiminde genel olarak, metaller ve seramikler olmak üzere iki temel materyal sınıfı, tek başına veya kombine olarak kullanılmaktadır.

Metalik implant materyalleri arasında saf titanyum veya Ti-6Al-4V gibi titanyum alaşımları sıklıkla tercih edilmektedir. Ti-6Al-4V alaşımı saf titanyuma göre %60 oranda daha fazla mekanik direnç göstermektedir (O'Brien, 2002, s. 302).

Seramik implantlar, oklüzal yükler altında gerilme streslerine dirençsizken, sıkıştırma streslerini daha iyi tolere edebilmektedirler.

Alüminyum Oksit (Al₂O₃) inert yapısı ve iyon salınımı yapmaması gibi özelliklerle seramik implant materyalleri içinde altın standarta sahiptir.

Alümina gibi yüksek derecede inert özellik gösteren Zirconia (ZrO₂) materyali de iyi ıslanabilirlik özelliği sayesinde metalik implantlara karşı biyolojik olarak üstünlük sağlamaktadırlar (Anusavice, 2003, s. 771-773). Ancak metal ve metal alaşımları, mekanik dirençleri, işlenebilirlikleri ve farklı birçok teknikle steril edilebilmeleri gibi avantajları bir arada bulunduran implant materyalleridir (Hobo et al., 1996, s. 25).

Metal ve Alaşımları:

Dental implantların imalatında, altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunun gibi çeşitli metaller ve alaşımları kullanılmış, ancak kötü doku reaksiyonları sebebiyle uzun dönemde başarı sağlayamamış ve implant imalatı için alternatif materyal arayışı içine girilmiştir (Parr et al., 1985).

Titanyum ve alaşımları implant sistemlerinin kemik içinde kalan kısmında tercih edilmekteyken ; kromkobalt, paslanmaz çelik ve altın alaşımları ise protetik üstyapı sistemlerinde kullanım yeri bulmaktadır. Titanyum alaşımlarının yapısına demir, azot, alüminyum, vanadyum, karbon, ve hidrojen gibi bazı elementler katılarak, materyalin mekanik ve fizikokimyasal özellikleri geliştirilmiştir (Meffert et al., 1992; Tanahashi et al., 1996).

Titanyum'un kemik doku içinde yaygın bir şekilde kullanılır hale gelmesinde, materyalin fiziksel, kimyasal ve biyolojik üstünlükleri etkili olmuştur (Parr et al., 1985). Titanyum canlı doku içerisinde inerttir ve iyi mekanik özelliklere sahiptir. Kemik ile uyumlu elastiklik katsayısı vardır ve bu özellik kemik-implant ara yüzünde stres dağılımının düzenli olmasını sağlar. Titanyum doku içinde kemik hücrelerinin implant yüzeyine doğru gelişip yüzey bağlantısı oluşturmasına imkan verir buna bağlı olarak da kemik içinde bir ankraj oluşturur. Bu özellikleriyle titanyum, dental implantolojide en çok tercih edilen materyal halini almıştır (Meffert et al., 1992; Tanahashi et al., 1996).

Seramik ve Karbonlar:

Implantolojide seramikler ilk kez saf aluminyum oksit implant yapısı halinde sunulmuştur. Ilerleyen dönemlerde hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfat yapısındaki implantlar geliştirilmiştir. Lemons'un (1990) yaptığı çalışma, implantolojinin mekanik ihtiyaçları göz önüne alındığında seramik implantların, yüksek kırılganlıkları sebebiyle fonksiyonel kuvvetler sonucu ortaya çıkan yükleri taşımak için yeterli direnci gösteremediğini ortaya koymuştur. Araştırmalarda seramik yapıdaki implantların kemik dokuyla oluşturduğu kimyasal bağın, stresleri karşılamada yetersiz kaldığı ve yüksek derecede kemik rezopsiyonuna sebep oldukları bildirilmiştir (Hench ve Wilson, 1984; Lacefield, 1998).

Karbonlar kırılganlıkları, elektrik ve ısı geçirgenlikleri gibi dezavantajları nedenleriyle günümüzde implantolojide sadece bazı metalik implantlarda kaplama materyali olarak kullanılmaktadırlar (Lemons, 1990).

Polimerler:

İmplant materyali olarak başlanıçtan bugüne kadar polimerler, poliüretanlar, polyamid fiberler, polimetilmetakrilat reçineler kullanılmışlardır. İlk kez 1930'larda polimetilmetakrilat ve politetrafloretilen formları halinde kullanılan polimerik implantlar, yüksek molekül ağırlıklı kompleks yapıdaki malzemelerdir. Bu malzemeler aynı zamanda diğer biyomateryallere göre düşük elastiklik katsayısına bağlı olarak daha esnek ve yumuşak malzemelerdir (Sykaras et al., 2000).

Bu materyallerin esnekliklerinin periodontal bağların mikro hareketlerini taklit edeceği doğal diş ile implant bağlantısının ve yapılabilmesine imkan sağlayacağı umut edilmiş ancak zayıf biyolojik ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları sınırlı olmuştur. Günümüzde polimerler seramik ve karbonlara benzer şekilde ikincil amaçlarla yapısal izolasyon ve kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadırlar (Rieger et al., 1989; Sykaras et al., 2000).

2.1.3. İmplant Şekli ve İmplant Formlarının Sınıflandırılması

İmplant gövdesinin dizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki doku cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli ve formu, yerleştirilen implantın primer stabilitesinde ve fonksiyonel kuvvetler altındaki stres iletiminde etkilidir. Literatürde farklı tasarımlardaki implantların alveolar kemiğe ilettikleri streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır (Brunski, 1988; Mish ve Bidez, 1994).

Implant yüzeyi üzerindeki yivler, fenestrasyonlar, gözenekler, oluklar ve basamaklar gibi makroskopik yüzey özelliklerinin, implant ve kemik doku arasındaki mekanik kilitlenmeyi sağlayan unsurlar olduğu farklı çalışmalarla ortaya konulmuştur (Binon, 2000; Kohn, 1992; Skalak, 1983). Günümüzde klinik performansın arttırılması için farklı materyal, şekil, uzunluk, çap ve yüzey özelliklerine sahip birçok implant sistemi bulunmaktadır. Dişhekimliğinde kullanılan kemik içi (endosteal) implantlar fiziksel yapılarına göre temel blade formu ve kök formu (silindir tipi ve vida tipi) olmak üzere iki grupta incelenirler.

Bu formlara ek olarak transmandibular ve subperiostal implantlar atrofiye olmuş mandibulanın rehabilitasyonunda alternatif bir dizayn olarak tanıtılmış ancak submental bölgede extraoral bir uygulama olması ve genel anestezi gerektirmesi gibi dezavantajları nedeniyle yaygın bir kullanımı olmamıştır (Mish, 2005, s. 32).

Günümüzde en çok kullanılan endosteal implant tipi, kök formlu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünümleri silindirik, vidalı, plato çıkıntılı, delikli ve bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. İmplant boyun bölgesinden uca doğru düz, açılı veya konik şeklinde olabilirler. Kemik içine itilerek, çakılarak veya vidalanarak yerleştirilirler (Albrektsson, 1988).

Blade Formu İmplantlar:

1940'ların sonunda blade tipi implantlar ilk olarak ortaya çıkmış ve yaklaşık 30 yıl kullanılmıştır. Temel olarak dişsiz çenelerde tedavi amaçlı kullanılmışlardır. Fakat deneysel ve klinik uzun dönem başarı oranları yetersiz bulunmuş, yumuşak doku problemleri ve kemikte atrofiye sebep olmuştur. Bugün rutin olarak kullanılmamakta ancak aşırı rezorbe ağızlarda nadir olarak kullanılmaktadır (Mish, 2005, s. 33).

Kök Formu İmplantlar:

Kök formu implant sistemleri maksillanın posterior dişsiz bölgeleri gibi ulaşılması güç bölgelere implant yerleştirilmesi imkanını sunar. Kök formu implantların çoğunda implant gövdesi ve protetik destek, başlangıç kemik iyileşmesinin yumuşak doku altında gerçekleşmesini sağlamak için ayrı parçalar halinde tasarlanmışlardır. Kök formu implantlar silindirik tip, vida tipi ve bu ikisinin kombinasyonu şeklinde sınıflandırılabilir (Siegele ve Soltesz, 1989).

Silindirik Tip İmplantlar:

Bu tip implantlarda fiksasyon, titanyum plazma sprey veya hidroksil apatit kaplama ile sağlanır. İmplantın yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre daha küçük sayılabilir. Ancak molekül büyüklükleri sayesinde angström seviyesinde kemik ile implant arasında, bir apozisyon sağlanır. Bu da stres transferinin olmasını sağlar (Siegele ve Soltesz, 1989).

Vida Tipi İmplantlar:

Bu tip implantlarda, aksial gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe iletilir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının bizzat kendisi sağlar. Bu da stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gerekliliğini ortadan kaldırır (Siegele ve Soltesz, 1989).

Siegele ve Soltesz (1989), silindirik, konik, basamak, vida ve vent tipi implantları sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemiş, silindir ve vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ilettiğini bildirmişlerdir.

2.2. İmplant-üstü Sabit Protezler ve Kullanılan Restoratif Materyaller

2.2.1. İmplant-üstü Sabit Protezler

Proteze desteklik sağlayan dental implantların kullanımı, doku destekli hareketli protezlerle kıyaslandığında birçok avantaj sağlamaktadır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir (Misch, 2005, s.14-15).

- Alveoler kemiğin korunması,
- Oklüzal vertikal ilişkinin korunması,
- Yüz estetiğinin ve kas tonusunun korunması,

- Estetik, oklüzyon ve fonasyonun geliştirilmesi,
- Oral propriosepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,
- Artmış protetik başarı,
- Geliştirilmiş çiğneme etkinliği,
- Protez hacminin azaltılması,
- Hareketli proteze alternatif sabit protez uygulanabilmesi,
- Hareketli protezlerin stabilitesi ve retansiyonun geliştirilmesi,
- Dişsiz alana komşu dişlere müdahalenin ortadan kaldırılması,
- Psikolojik motivasyon.

İmplant destekli protezlerin başarı oranı, her hastada kişisel etkenlere bağlı olarak farklılık gösterir. Ancak konvansiyonel protezlerle kıyaslandığında implantüstü protezlerin, daha uzun ömür, fonksiyon artışı, kemiğin korunması ve hasta motivasyonu gibi avantajları ön plana çıkmaktadır.

İmplantlar yerleştirilip yüklendiğinde implantın çevresine uyguladığı stres ve gerilme; diş kaybından sonra çene kemiklerinde azalan trabekül yapısını ve kemik yoğunluğunu arttırır. Klinik olarak başarılı endosteal implantlar, kemik yüksekliği ve genişliğini korurlar. Bir yıl içerisinde doğal dişlere yakın değerlerde krestal kemik kaybına sebep olurlar ancak bu oran yine de konvansiyonel hareketli protezlerin sebep olduğu rezorbsiyon sonucu oluşan kemik kaybının %5'i kadardır. Doğal dişlerle sağlanan çiğneme işlevi, hareketli protezler kullanıldığında %60 oranında azalmaktayken implant-üstü sabit protez kullanan hastalar diş destekli sabit protez kullananlara yakın oklüzal kuvvet uygulayabilmektedirler (Misch, 2005, s.14-15). Parsiyel dişsizliğe sahip hastalarda, implantlarla yapılan restorasyonlar köprülerle kıyaslandığında, ayak dişlerin preperasyonunun engellenmesi madde kaybının önüne geçilerek, ilerleyen zamanlarda endodontik, periodontolojik ve estetik komplikasyonların görülme riskini ortadan kaldırmaktadır.

2.2.2. İmplant-üstü Dayanak Çeşitleri

Abutment olarak da bilinen dental implant dayanağı, implant ile sabit veya hareketli protez arasındaki bağlantıyı sağlayan ve/veya destek vererek, tutuculuğa katkıda bulunan bölümdür (The Academy of Prosthodontics, 2005).

Implant-üstü protezlerde kulanılan dayanaklar tedavi planlaması ve protezin türüne göre çeşitlilik göstermektedir. Üretici firmalar farklı bir çok proteze desteklik sağlayacak çok sayıda implant dayanak tasarımları sunmaktadırlar. Implant dayanakları üst yapı ilişkilerine göre vida tutuculu, simante ve ataşman tutuculu olarak sınıflandırılabileceği gibi; implant gövdesi ve dayanak arasındaki aksial ilişkiye göre düz veya açılı olarak; dayanakların implant gövdesiyle olan bağlantı türlerine göre pozitif antirotasyon özelliği gösteren external hexagon ve daha yaygın olarak kullanılan dayanağın implant gövdesinin içine yerleştiği internal hexagon olmak üzere de sınıflandırılabilirler (Mish, 2005, s. 37-38).

Abutment materyali olarak çoğunlukla titanyum kullanılmaktadır. Bununla birlikte, estetik beklentilerin artması ve tam seramik restorasyonların kullanımlarının yaygınlaşmasıyla, titanyum implant dayanaklarına alternatif olarak seramik ve rezin materyallerden üretilen estetik dayanaklar da kullanılmaktadır. Genel olarak implant dayanakları, üretimde kullanılan materyallere göre;

- 1. Titanyum
- 2. Değerli metal alaşımları
- 3. Seramik
- 4. Kompozit rezin
- 5. Polimer esaslı implant dayanaklar şeklinde sınıflandırılabilir.

2.2.3. Metal-Seramik sistem alaşımları

Sabit protezlerde kullanılan metal alaşımlarının, seramik alt yapısı olarak kullanılmaları için fırınlama ısısına (870 °C~1370 °C) uygun ergime aralığında olmaları gereklidir. Bu alaşımların üst ergime sınırları 950 °C den düşüktür ve bu yönüyle klasik döküm alaşımlarından ayrılırlar. Bununla beraber, klasik döküm alaşımları sıklıkla altyapının çekme direncini azaltan bakır ve seramik fırınlaması sırasında seramikte yeşil renklenmeye sebep olan gümüş içermeleri nedeniyle bu sistemde kullanılmaya uygun değildirler. Metalseramik sistemler için uygun alaşımların geliştirilmesi, ergime ısısının en az 1150 °C ye çıkartılması için alaşım yapısına yüksek oranda Palladyum eklenmesi, deformasyona direncin arttırılması için bakır oranının azaltılması
ve yeşil renkleşme probleminin çözümlenmesi amacıyla gümüşün yapıdan çıkartılması gibi yollarla olmuştur (Zaimoğlu et al., 1993, s. 443).

Tüm bu özellikler değerlendirildiğinde nikel krom (Ni/Cr) alaşımlarının kron köprü restorasyonlarında en sık kullanılan alaşım türü olmasını sağlamıştır (McCabe, 1999, s.40-56).

2.2.4. Dental Seramiklerin Yapısı

Ismini Yunanca'da topraktan yakılarak elde edilen anlamına gelen 'keramikos' sözcüğünden alan seramik, birden fazla metalin oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Porselen ilk olarak Milattan Önce 50 yıllarında Çinliler tarafından kullanılmıştır. 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir (Akın, 1999, s. 2).

Seramik kristalindeki hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindeki atomik bağlar seramiğe sertlik, stabilite, sıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırmaktadır. Bunun yanında aynı yapısal özellikler seramiği kırılgan bir madde haline dönüştürmektedir (Akın, 1999, s. 5).

Seramik materyalini dental restorasyonlarda kullanılabilir hale getirmek için seramiğin içeriğinde değişik modifikasyonlar yapılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan porselenin % 75-80'i feldspar, %12-22'si kuartz (silika, kum), %3-5 'i de kaolin içermektedir (O'Brein, 2002, s. 211; Powers ve Sakaguchi, 2006 s. 444-446). Feldspar, dental seramiklere saydamlığını veren ana yapıyı oluşturur. Matriks görevi yapan bu ana yapı fırınlama esnasında eriyip kaolin ve kuartzı sararak kitlenin yapısal bütünlüğünü muhafaza eder (Anusavice, 2003, s. 660-663; O'Brein, 2002, s. 211)

Kuartz, porselen yapı içinde doldurucu görevi yaparak fırınlama sonucunda oluşan büzülmeleri önler, yüksek sıcaklıkta kitleyi stabilize ederek porselene verilen şeklin bozulmasını engeller (O'Brein, 2002, s. 211). Kaolin, alumina içerikli kayalardan elde edilen bir çeşit kildir. Porselen kitlesini bir arada tutarak yapının işlenebilecek forma sokulmasına yardımcı olmaktadır. Opak özellik gösterdiği için seramik hamuru içine sınırlı miktarda ilave edilmelidir (Wen et al., 1999).

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana maddeye ek olarak; ara oksitler, farklı renk pigmentleri, akışkanlar, cam modifiye ediciler, opaklık veya parlaklık özelliği veren maddelerin de eklenmesiyle farklı yapısal özellikler kazandırılabilmektedir (Kelly et al., 1996).

2.3. Kemik Dokusu, Osseointegrasyon ve Kemik Greft Materyalleri

2.3.1. Kemik Dokusu

Kemik dokunun temel işlevi, form ve rijidite sağlayarak diğer dokulara desteklik ve hareket yeteneği temin etmektir (Datta et al., 2008). Histolojik açıdan incelendiğinde, kemik, yüksek oranda damarlanma ve innervasyon gösteren, mineralize bir bağ doku olarak tanımlanabilir (Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil et al., 2006).

Kemik Dokusunun Yapısı:

Kemik dokunun yaklaşık % 65'ini kalsiyum, fosfat ve karbonat gibi minerallerin oluşturduğu küçük hidroksiapatit kristalleri meydana getirirken geri kalan üçte birlik kısmını organik matriks oluşturur. Organik matriks temel olarak proteinlerden oluşmaktadır. Kemik dokudaki protein yapının % 90' ını kollajenler, diğer kısmını ise; proteoglikanlar, karboksiglutamik asit içeren proteinler, glikoproteinler, plazmadan kaynaklanan proteinler ve büyüme faktörleri gibi kollajen yapıda olmayan proteinler oluşturmaktadır (Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil et al., 2006).

Kemik Doku Tipleri:

Olgun kemik histolojik olarak değerlendirildiğinde yoğunluğuna göre iki formda incelenir: kortikal (kompakt) ve trabeküler (süngerimsi) kemik. Uzun kemiklerin gövdesinde ve düz kemiklerin yüzeyinde yeralan, yoğun ve düzenli bir yapı gösteren kortikal kemik vücuttaki toplam kemik dokusunun % 75'ini, uzun kemiklerin uç kısımlarında, düz kemiklerin iç kısımlarında ve vertebralarda bulunan trabeküler kemik ise % 25' ini oluşturmaktadır. Kortikal kemik, yumuşak, düzensiz ve daha elastik bir yapı gösteren trabeküler kemiği saran bir dış katman olarak görev yapar (Datta et al., 2008). Hem kortikal hem de trabeküler kemikte bulunan lamellerin dizilimi, kemiğin kortikal ya da trabeküler yapıda olmasını belirler (Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil et al., 2006). Bir implantın biyomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli primer fiksasyonda kemiğin, yoğunluğu ve miktarının değerlendirilmesi gerekir. Kemik yoğunluğunun implant başarısı üzerine etkisi birçok bilim adamınca uzun yıllardır incelenmektedir.

Linkow ve Chercheve (Mish, 2005, s. 133), kemik dokuyu yoğunluğuna göre aşağıdaki şekilde tanımlamış ve implant uygulamalarında Sınıf I kemiğin ideal, Sınıf II kemiğin oldukça başarılı, Sınıf III kemiğin ise implant kayıplarının görülebileceği sonuçlar doğuracağını bildirmişlerdir.

Sınıf I kemik: Kemik içine düzenli dağılmış trabeküller içinde küçük gözenekli yapı.

Sınıf II kemik: Daha az düzenli trabeküler kemik yapı içinde daha geniş gözenekli yapı

Sınıf III kemik: Trabeküller arasında kemik iliği ile dolu daha geniş bir yapı.

Lekholm ve Zarb (Mish, 2005, s. 133) çene kemiğinin ön bölgesinde 4 farklı kemik yoğunluğundan bahsetmişlerdir (Şekil 2.1.).

Bu sınıflamaya gore:

Tip I: Homojen kompakt kemik

Tip II: Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kompakt kemik

Tip III: Yoğun trabeküler kemik etrafında ince kompakt kemik

Tip IV: Düşük yoğunluklu trabeküler kemik çevresinde ince kompakt kemik bulunmaktadır.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması

Roberts et al. (1987), kemikteki yoğunluk farkını en fazla yoğundan en az yoğuna doğru sıralayarak aşağıdaki gibi tanımlamışlardır.

Tip I: Yoğun kompakt

- Tip 2: Gözenekli kompakt
- Tip 3: Kalın trabeküler
- Tip 4: İnce trabeküler

Misch (1988), çene bölgelerinden bağımsız olarak kemiğin trabeküler ve kompakt yapılarının makroskobik özelliklerine göre 4 farklı yoğunlukta değerlendirilmesini önermiştir (Şekil 2.2). Bu sınıflamaya göre:

D1: Kemiğin hemen hemen tamamı yoğun kompakt kemikten,

D2: Kret tepesinde kalın, poröz kompakt kemiğin altında kalın trabeküler kemikten,

D3: İnce poröz kompakt kemiğin altında ince trabeküler kemikten,

D4: Kret tepesinde hemen hemen hiç kompakt kemik bulunmaz ve neredeyse tüm kemik ince trabeküler yapıdan oluşmaktadır.



Şekil 2.2. Misch'in maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması (Mish, 2005, s. 134).

Tüm bu sınıflamalar, maksilla ve mandibuladaki kemik yoğunluklarının ağzın değişik bölgelerinde lokalize edilmeleri ve sınıflandırılmaları ihtiyacını doğurmuştur.

Mish'in yaptığı bu sınıflama (Tablo 2.1) neticesinde, D1 tipi kemik yapısına maksillada hemen hiçbir bölgede rastlanılmamaktayken, mandibular anterior bölgede %6, posterior bölgede %3 oranında rastlanılmaktadır. D2 tipi kemik yapısı %66 oranıyla en çok mandibular anterior bölgede karşımıza çıkarken, mandibular posteriordaki %50'lik ve maksiller anteriordaki %25'lik oranlardan sonra %10'luk oranla en az posterior maksillada bulunmaktadır. D3 tipi kemik yapısına maksillanın genelinde rastlanmaktadır. Dağılım anterior maksillada %65, posterior maksillada %50 iken, mandibular anterior bölgede %25'lik, posterior bölgede %46'lık bir oran görülmektedir. D4 tipi kemik yapısı ise özellikle sinüs augmentasyonu sonrasında posterior maksillanın (%40) karakteristik kemik türü olarak tanımlanmaktadır.

Kemik tipi	Anterior maksilla	Posterior maksilla	Anterior mandibula	Posterior mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Tablo 2.1. Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzdeolarakbölgesel dağılımı (%)

2.3.2. Osseointegrasyon

Latince "os" yani kemik ve "integration" yani tamamlanmış olan, kelimelerinin birleştirilmesiyle oluşan 'Osseointegrasyon' (Hobo et al., 1996, s. 63) kavramı 1950'lerde ve altmışların başında Per-Ingwer Branemark tarafından yapılan çalışmalar ile terminolojide kendine bir yer edinmiştir. Branemark'ın yaptığı yara iyileşmesi ve kemik ile yumuşak dokuların yüzey değişikliğine odaklanmış ilk mikroskobik çalışmalar, osseointegrasyon kavramının gelişmesine ışık tutmuştur. Göteborg Üniversitesinde Branemark ve arkadaşları osseointegrasyonu, implant yüzeyinin kemik ile bağlantısı olarak tanımlamışlar ve ilk klinik bildiriyi sunmuşlardır (Branemark et al., 1969; 1977). Schroder et al. osseointegrasyonu "fonksiyonel ankiloz", Hobo et al. (1996, s. 62) "implant üzerine yapılacak olan protezi ve proteze gelen fonksiyonel kuvvetleri taşıyabilecek olan implant ve kemik arasındaki doğrudan bağlantı" şeklinde tanımlarken, Albrektsson ve Zarb (1991) ise "klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdukları asemptomatik rijit fiksasyon" olarak tanımlamıştır.

Buna ek olarak 1985 yılında yükü taşıyan implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasındaki doğrudan yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı getirilmiştir. Bu tanım günümüzde halen geçerliliğini korumaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 899).

Kemik dokunun yapım-yıkım ve iyileşme fizyolojisi çok iyi tanımlanmaktayken, osseointegrasyonun mekanizması tam olarak tanımlanamamıştır. Osseointegre kemiğin bütünü, kemik implant aralığına etki eden fiziksel kuvvetler ve kimyasal etkiler ile ilişkilidir ve bu noktada biyomekanik özellikler baskın rol oynamaktadır (Albrektsson et al., 1983).

İmplantların kemik içine cerrahi olarak yerleştirilmesiyle hücresel ve moleküler düzeyde bu travmaya karşı gelişecek olaylar zinciri başlar. İmplant yuvasındaki kanamayı, akut enflamatuar cevap takip eder. Ardından proteinler, yağlar ve diğer biyomoleküller, implant çevresinden emilir ve ara yüzeydeki etkileşim başlar. Schroeder ve Buser tarafından osteoblastik aktivite boyunca, damarlanmaya eşlik eden osteoklastik rezorbsiyon ve yeni kemik formasyonu yani peş peşe gelen yıkım-yapım faaliyeti gösterilmiştir (Schroder, 1996, s. 62). Osteoblastlar daha sonrasında fibrokartilaj kısmı oluşturacak olan fiberler üretirler ve üçüncü haftada bu kalsifiye doku woven kemiğine diferansiye olur ve yedinci haftanın sonunda lameller kemik oluşur.

Başarılı bir osseointegrasyon, sadece implanta bağlı faktörler ile belirlenmeyip, cerrahi teknikler ve yükleme şartlarına bağlı parametreler ile de değerlendirilmelidir (Albrektsson et al., 1981).

2.3.3. Kemik Greft Materyalleri

Kemik greftleri, kemik dokunun travmatik, patolojik veya fizyolojik nedenler ile kaybedildiği bölgelerde, yeni kemik oluşumunu sağlayan materyallerdir. Tüm greft materyallerinin toksik, antijenik ve karsinojenik özellik göstermemesi gereklidir ve biyouyumlu, enfeksiyona karşı dirençli, kolay elde edilebilir ve düşük maliyetli olması beklenmektedir (Chanavaz, 1990; Jensen et al., 1988). Greftler etki mekanizmalarına göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilirler:

- 1. Osteoindüktif (Allogreftler, Otogreftler)
- 2. Osteokondüktif (Alloplastlar, Ksenogreftler)
- 3. Osteogenetik

Osteoindüktif Kemik Greftleri

Osteoindüktif kemik greft materyalleri arasında implant yerleştirilecek alanlarda sıklıkla kemik allogreftleri ve otojen greftler kullanılmaktadır. Kemik allogreftleri farklı genetik yapıdaki aynı tür canlılardan elde edilen osseöz, transplante dokulardır. Allogreftlerin en büyük avantajı donör alan gereksinimi duyulmamasıdır. Kadavralardan elde edilen allogreftler sterilizasyon işlemine tabi tutulur, çeşitli şekillerde ve boyutlarda hazırlanır ve gelecekte kullanılmak üzere uygun şartlarda kemik bankalarında depo edilir (Boyan et al., 2006).

Üç tip allogreft vardır;

- 1. Dondurulmuş kemik (FB)
- 2. Dondurulmuş kurutulmuş kemik (FDB)
- 3. Demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik (DFDB)

Allogreft FB'nin, alıcı doku tarafından reddedilme ve hastalık taşıma riski olduğundan implant cerrahisinde çok nadir kullanım alanı bulunmaktadır (Boyan et al., 2006).

Günümüzde otojen kemik greftleri, osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklerin üçüne de sahip olması, çok sayıda canlı hücre içermesi ve büyüme faktörlerinden zengin olması ile maksiller sinüs greftlenmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir (Jensen et al., 1988). Otojen kemik greftlerinin istenilen miktarda elde edilememesi, şekil verme zorluluğunun olması, donör saha morbiditesi ve ikinci bir cerrahi işleme ihtiyaç olması gibi dezavantajları, hekimleri farklı kemik greft materyallerinin kullanımına yönlendirmiştir (Hammerle et al., 1997).

Osteokondüktif Kemik Greftleri

Otojen kemik greftlerine alternatif olarak sıklıkla, ksenogreft sınıfına giren sığır kaynaklı kemik greftleri (Maiorana et al., 2000) ve alloplast sınıfına giren rezorbe olan veya olmayan hidroksiapatit (HA) greftler (Haas et al., 2003), trikalsiyum fosfat greftler (Zerbo et al., 2005), fosfat ve kalsiyum karbonattan oluşan mercan kaynaklı greftler kullanılmaktadır (Velich et al., 2004).

Ksenogreftler, allogreftlerden farklı olarak, hayvan kemiklerinin inorganik kısmından elde edilmiş osteokondüktif materyallerdir ve organik olmayan kemik matriksi doğal insan kemik yapısına çok benzer. Ksenogreftler, tamamen deproteinize edilebilir ve tek başlarına veya otojen greft ile harmanlanarak kullanılabilirler (Maiorana et al., 2000). Buna örnek olarak Misch (1987) trikalsiyum fosfat, demineralize kemik ve kan kullanarak gerçekleştirdiği 170 Sinüs tabanı augmentasyonunda başarı oranını %98 olarak bildirmiştir.

Günümüzde maksiller sinüs augmentasyonlarında yaygın olarak poröz HA, trikalsiyum fosfat, ve biyoaktif cam partikülleri gibi alloplastik greftler veya sığır kaynaklı ksenojenik greftler tek başlarına veya harmanlanarak kullanılmakta ve başarılı sonuçlar elde edilmektedir (Mangano et al., 2007; Tadjoedin et al., 2000). Bu greft materyalleri kullanılarak yapılan maksiller sinüs augmentasyonlarında uygulanan dental implant başarısının %89,5 ile %100 arasında olduğu bildirilmektedir (Kim et al., 2009; Valentini ve Abensur, 2003; Yıldırım et al., 2000).

Osteogenetik Kemik Greftleri

Osteogenezis, greft içerisinden transfer edilen canlı hücrelerden kemik oluşma mekanizmasını tanımlar. En sık yüksek konsantrasyonda kemik hücresine sahip trabeküler kemiklerin kullanımı tercih edilir (Misch, 1999, s. 457). Maksiller sinüs augmentasyonunda çok tercih edilmemektedir.

2.4. Posterior Maksiller Bölgenin Tedavi Öncesi Değerlendirilmesi ve Planlama

İmplant uygulamalarında başarılı sonuç almak için, yeterli protetik planlama ve preoperatif analiz yardımıyla anatomik oluşumlara dikkat edilerek olası komplikasyonlardan kaçınmak gereklidir.

Posterior maksilla yüksek oklüzal kuvvetler, yetersiz kemik yüksekliği, düşük kemik yoğunluğu gibi nedenlere bağlı olarak, yerleştirilecek implantların ve buna bağlı protezlerin prognozu en belirsiz bölgedir (Misch, 2005, s. 278). Özellikle diş kaybından sonra posterior maksillada bukkal bölgeden başlamak üzere alveoler kemik genişliğinin azalması söz konusudur. Rezorbsiyon hızında yaş, cinsiyet, metabolik faktörler ve enflamasyon gibi faktörlerin yanında alveoler bölgenin vaskülarizasyonu ve kas stimülasyonunun azalması da önemli etkenlerdir. Ağız içindeki diğer bölgelere göre maksilla, vertikal ve bukko-lingual yönde çok daha hızlı bir rezorbsiyon eğilimine sahiptir (Misch, 2005, s. 265).



Şekil 2.3. Dişsiz maksilla ve mandibulada zamanla kemik yıkımı modeli. Dişsiz kret A bölgesinden D bölgesine doğru rezorbe olurken, kret tepesi maksillada palatinal kemiğe doğru ilerler.

Dişsiz çenede zamanla alveoler kret genişliğinin %60'a yakın kısmının rezorbe olmasına rağmen, posterior maksilla ilk genişliğinden dolayı kök formundaki implantların yerleştirilmesi için makul genişliğe sahiptir. Ancak maksilladaki rezorbsiyonun yönüne ve miktarına bağlı olarak kret tepesi daha mediale taşınacak ve kortikal kemikten yoksun hale gelecektir (Şekil 2.3). Dolayısıyla daha palatinal ve superiora doğru yerleştirilecek implantların pozisyonlarına bağlı olarak karşıt dişlerle uygun oklüzal ilişkiyi ve primer stabilizasyonu sağlamak güçleşeceği gibi maksiller ve nasal sinüslerin alt sınırıyla olan yakın ilişki ilave tedavi ihtiyaçlarını doğuracaktır (Misch, 2005, s. 265).

2.4.1. Maksiller Sinüs Anatomisi

İlk kez 1651'de Highmore tarafından tanımlanan maksiller sinüs, 4 çeşit olan paranasal sinüslerin en genişi ve insan fetüsünde ilk gelişenidir. Sinüslerin gelişimi ilerleyen yaşla ve daimi dişlenmenin tamamlanmasına kadar sürer. Yetişkinlerde maksiller sinüs, tabanı nasal sinüsün lateral duvarıyla komşu ve tepesi zigomatik kemiğe doğru uzanan dört ince kemik yüzeyince oluşturulmuş bir piramit şeklindedir. Maksiller sinüs boşluğunun kafa kaidesine göre tabanı, oklüzal yüklerin diş kökleri aracılığıyla ilettikleri kuvvetlere karşı desteklenmek amacıyla kortikal kemik ve membranöz septum yapılarına sahiptir. Sinüs boşluğunun iç yüzeyi, kalınlığı 0.13 ile 0.5 mm arasında değişen "Schneiderin" adı verilen bir membran ile kaplıdır (Misch, 2005, s. 266).

Maksiller sinüs üst duvarı, sinüsü orbita tabanından ayırır. Medial duvar, sinüsün drenajını ve ventilasyonunu sağlayan bir ostium içerir ve nasal fossadan ayırır. Lateral duvar, zigomatik arkın altında maksiller kemiği oluşturur. (Misch, 2005, s. 267) (Şekil 2.4).

Kim ve arkadaşlarının yaptıkları ve maksiller sinüs boyutlarının üç boyutlu olarak değerlendirildiği bir araştırmada sinüsün anteroposterior yönde uzunluğunun en fazla 39.3 ± 4.2 mm (erkek: 40.7 mm, kadın: 37.4 mm), yüksekliğinin en fazla 37.1 ± 5.6 mm (erkek: 39.4 mm, kadın: 34.0 mm), genişliğinin en fazla 32.6 ± 6.5 mm (erkek: 35.3 mm, kadın 28.9 mm) değerinde ve maksiller sinüs hacminin ortalama 15.1 ± 6.2 ml. olduğu bildirilmiştir (Kim et al., 2002).



Şekil 2.4. Maksiller Sinüs Anatomisi

2.4.2. Maksiller Sinüslerin Greftlenmesi

Protetik restorasyonlar için posterior maksillada greftleme işlemi ilk kez 1960'lı yıllarda, Philip J. Boyne tarafından uygulanmıştır (Boyne, 2006, s. 3).

Kök formundaki titanyum implantların geliştirilmesiyle birlikte çok sık kullanılır hale gelmesi, posterior maksillada yetersiz vertikal kemik varlığında implant uygulamaları için sinüs augmentasyonu ihtiyacını doğurmuştur.

İmplantasyon sırasında implantların çevresine veya implantasyondan önce implant planlanan alanlara yerleştirilen greftler iyileşme döneminin ardından yük taşıyan dental implantlara desteklik sağlarlar. Gerekli bölgeye yerleştirilen greft materyali, kemik doku ve implant ile birleşme sırasında başarısız olabilir ve kademeli olarak yok olabilir veya alıcı kemiğin mekanik olarak fonksiyon sağlayan bir parçası haline gelebilir (Frost, 1989a; 1989b).

Tatum'un 1970'li yıllarda implant desteği için yeterli kemik yüksekliği elde edebilmek amacıyla maksiller sinüsü otojen kemik greftiyle augmente etmesinin ardından, 1974'den 1979'a kadar otojen kemik greftleri maksiller sinüs augmentasyonu için primer materyal olarak kullanılmıştır (Tatum, 1986). Ancak yine Tatum tarafından 1980 yılında alloplastik greft materyalleri lateral subantral greftleme tekniği ile kullanılmış ve ilerleyen yıllarda bu teknik daha da geliştirilmiştir (Tatum, 1986; Misch, 2005, s. 269).

Posterior maksillanın rehabilitasyonunda sinüs augmentasyonu %98'in üzerindeki greft başarısına ve implant yaşam yüzdesine sahiptir. Yine maksiller sinüslerin greftlenmesi ağız içinde diğer bölgelerde uygulanan greftlerle karşılaştırıldığında uygulanan sahadaki kemik miktarını 20 mm'nin üzerine çıkarmada prognozu en iyi tekniktir (Misch, 2005, s. 270).

2.4.3. Posterior Maksiller Bölgede Dental İmplant Uygulamaları ve Tedavi Planlaması

Posterior maksiller bölgede doğal dentisyon büyük boyutlardaki kronlar, fazla sayıda kök ve geniş kök yüzey alanına sahip dişler ile sağlanır. Bu özellikler sayesinde kazanılan biyomekanik avantaj ile düşük yoğunluktaki kemikte yüksek oklüzal kuvvetler karşılanabilmektedir. Oklüzal stresler primer olarak kret tepesinde karşılandıkları için bu bölgelerde kemik temas alanının arttırılması önemlidir. Uzun ve geniş çaplı bir implant, artmış yüzey alanıyla oklüzal stresleri destek dokulara dengeli bir şekilde iletebilir (Misch, 2005, s. 108).

Bu bölgelerin protetik restorasyonunda, çiğneme kuvvetlerince oluşturulan stresleri karşılayabilecek dirençte ve kemik-implant temas alanını arttıracak geniş yüzey alanlı (daha çok sayıda, geniş çaplı, uzun boylu, derin yivli) implantlar yerleştirilmelidir. Ancak bunun için çoğu zaman kemik augmentasyonları veya farklı planlamalar ve cerrahi yaklaşımlar gereklidir. Değişik nedenlerle maksiller sinüsün sınırlandırdığı posterior maksilladaki dişsizliklerde implant uygulanmasında geçmişteki ve günümüzdeki yaklaşımları genel hatlarıyla aşağıdaki gibi sınıflandırabiliriz;

- Subperiosteal implantların yerleştirilmesi (Cranin et al., 1990; Linkow, 1998; Mish, 1990).
- Maksiller sinüs tabanı ve alveolar kret tepesi arasındaki residüel kemiğe kısa implantların yerleştirilmesi (Anitua ve Orive, 2010; Arlin, 2006; Felice et al., 2009; Hasan et al., 2010; Koca et al., 2005; Maló et al., 2007;

Neldam ve Pinholt, 2010; Pierrisnard et al., 2003; Raviv et al., 2010; Renouard ve Nisand, 2005;)

- 3. Maksiller sinüse hiçbir şekilde müdahale etmeden implantların sagittal düzleme göre sinüsün anterioruna, posterioruna veya tüber bölgesine yerleştirilmesi (Aparicio et al., 2001; Bellini et al., 2009; Fortin et al., 2009; Krekmanov et al., 2000; Ridell et al., 2009; Rosén ve Gynther, 2007; Venturelli, 1996; Zampelis et al., 2007).
- 4. Maksiller sinüs membranının lokal elevasyonu ardından greft kullanarak veya kullanmayarak implantların eş zamanlı yerleştirilmesi (Kapalı veya İn-direkt Sinüs Lift) (Alkan et al.; 2008; Branemark et al., 1984; Fanuscu et al., 2003; Misch et al., 1991; Smiler et al., 1992).
- 5. Maksiller sinüsün lateral duvarından girilip greft uygulanması ve implantın eş zamanlı veya geciktirilerek yerleştirilmesi (Açık veya Direkt Sinüs Lift) (Blomqvist et al., 1996; Boyne ve James, 1980; Daelemans et al., 1997; Fanuscu et al., 2003; Holmquist et al., 2008; Jung et al., 2010; Keller et al., 1987; Keller et al., 1999; Lee, 2010; Smiler et al., 1992; Sorni, 2005).

Yukarıda sıralanan maddelerden ilk üçü, serbest sonlanan posterior maksillanın implant üstü sabit protetik rehabilitasyonunda, maksiller sinüse hiçbir şekilde müdahale edilmeden takip edilen konvansiyonel implant cerrahisi alternatiflerini kapsamaktadır (Şekil 2.5). Bu gibi basit tedavi alternatifleri çoğunlukla yetersiz residüel kemik miktarı bulunduğunda komplike cerrahi işlemlerden kaçınıp komplikasyon riskini aza indirgemek için tercih edilmektedir. Shackleton et al. (1994), bu gibi durumlarda genellikle distal uzantılı sabit implant üstü protezlerin sıklıkla tercih edildiğini ancak bu tip kantilever tasarımların biyomekanik problemleri de beraberinde getirdiğini bildirmektedir.



Şekil 2.5. Atrofik posterior maksillada sinüse müdahale edilmeden implant yerleştirilmesi.

Standart özelliği yüzey tasarımına sahip implantlar ile ve kıyaslandığında okside edilmiş yüzey ve farklı yiv tasarımlarıyla osteokondüktif özellikleri geliştirilmiş implant tasarımları, yetersiz vertikal kemik varlığında ve düşük yoğunluktaki atrofik posterior maksillada greftlemeye alternatif tedavi yaklaşımlarının önünü açmaktadır (Rangert et al., 2006, p.315).

Yetersiz vertikal kemik varlığındaki tedavi alternatifleri arasında kısa implantların kullanılması akla gelen ilk yöntemken maksiller sinüsün sınırlandırdığı posterior maksillada bir diğer alternatif eğimlendirilmiş implantlardır. Eğimlendirilmiş implantların kuvvet iletimindeki rolleri ve dişsiz posterior maksillanın sinüs ön ve arka duvarlarına komşu güvenli kemik alanlarına açılandırılmış implantlar yerleştirilerek restore edilmesi farklı bir çok çalışmada değerlendirilmiştir (Aparicio et al., 2001; Bellini et al., 2009; Krekmanov et al., 2000; Rosén ve Gynther, 2007; Venturelli, 1996).

Bunların yanında maksiller sinüsün daha posteriorunda tüberler ve pterigoid plakalar bölgesine standart implant boyundan daha uzun zigoma implantlarının yerleştirmesi cerrahi olarak mümkün olsa da, maksiller serbest sonlu vakalarda tüber bölgesinden ve 2. premolar bölgesinden destek alınarak yapılan 3-4 üyeli uzun bir köprü gövdesi oklüzal kuvvetler karşısında direnç gösteremeyip esnemeye sebep olarak hem restorasyonda hem de implantlarda başarısızlık görüleceği bildirilmektedir (Rangert et al., 2006, p.318).

Atrofik posterior maksillaya dik pozisyonda, uzun ve fazla sayıda implant yerleştirilmesi amacıyla maksiller sinüs tabanının elevasyonu ve/veya sinüsün greftlenip dikey yönde kemik miktarının arttırılması gerekmektedir. Bu noktada tedavi şekli ve cerrahi yaklaşımı belirleyen ana kriter, primer stabilizasyonda ve oklüzal yüklerden oluşan kuvvetlerin destek dokulara dağıtılmasında kilit rol oynayan residüel alveolar kemik miktarının yüksekliğidir. Mish (1987) tarafından implantın ideal konumda yerleştirilmesi planlanan bölgede maksiller sinüs tabanı ile kret tepesi arasında kalan kemik yüksekliği arasındaki ilişki referans alınarak farklı tedavi alternatiflerini düzenleyen bir sistem geliştirilmiştir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Mish'in Subantral Sınıflaması.

SA1: konvansiyonel implant yerleşimi; SA2: osteomi ile kapalı sinüs lifting ve implant yerleşimi; SA3 ve SA4: implant yerleşimi öncesi açık sinüs lifting tedavi prosedürlerini tanımlamaktadır (Misch, 2005, s. 270).

Mish'in bu sistemine göre, residüel kret tepesi ve maksiller sinüs arasındaki kemik mesafesinin miktarını baz alan bu sınıflamada, 4 subantral tedavi seçeneği aşağıda gösterilmiştir. Tedavi seçeneği belirlendikten sonra kretin genişliği, implant seçimi ve cerrahi yaklaşım açısından uygulama şeklinde yönlendirici olacaktır. **SA1-** Residüel kemik yüksekliği 12mm'den fazladır. Konvansiyonel yöntemlerle implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5-5mm arasındaysa genişlik de augmente edilmelidir.

SA2- Residüel kemik yüksekliği 10-12 mm arasındadır. Kret genişliği 5mm'den fazlaysa 0-2mm'lik kazanç sağlayacak indirekt veya kapalı sinüs lifting ardından implant yerleştirilir.

SA3- Residüel kemik yüksekliği 5-10mm arasındadır. İmplant yerleşimi öncesi direkt veya açık sinüs lift olarak da bilinen yöntemle sinüs lateral duvarından greftlenerek augmente edilir. 2-4 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5-5mm arasındaysa genişlik de augmente edilmelidir.

SA4- Residüel kemik yüksekliği 5mm'den azdır. İmplant yerleşimi öncesi direkt veya açık sinüs lift olarak da bilinen yöntemle sinüs lateral duvarından greftlenerek augmente edilir. 6-10 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilir. Sinüs grefti olgunlaştıktan sonra kret genişliği genelde 5mm'den fazladır.

Mish'in posterior maksilladaki tedavi tavsiyelerine alternatif olarak, Jensen atrofik posterior maksillada implant destekli protez uygulanabilmesi için sunduğu cerrahi yaklaşımlarda 4mm ile 5mm'lik residüel kret yüksekliğini kritik değer olarak bildirmiştir (Achong ve Block, 2006, p.64). Achong ve Block bu greftleme tekniğinde (2006, p.65), implantın eş zamanlı veya geciktirilerek yerleştirilmesi ve yükleme zamanı Şekil 2.7'deki tedavi planlama çizelgesinde özetlenmiştir. Bu çizelgede alveoler kret genişliğinin makul değerlere sahip olduğu varsayılmış ve radyografik olarak tespit edilen residüel kemik yüksekliğine göre tedavi alternatifleri üretilmiştir.



Şekil 2.7. Jensen'in Posterior Maksillada İmplant Tedavi Prosedürü.

Jensen, residüel alveolar kemik yüksekliğinin 3mm'den daha düşük olduğu durumlarda açık veya direkt sinüs lift olarak da bilinen lateral antrostomi tekniğinin kullanılarak posterior maksillanın "çift aşamalı" tedavi edilmesini tavsiye etmektedir. Bahsedilen çift aşamalı teknikte, sinüs greft materyalleri ile augmente edildikten 6 ay sonra implantlar yerleştirilir ve implantasyondan 4 ay sonra protetik olarak restore edilir. Residüel alveolar kemik yüksekliği 3-4 mm arasında bir değerdeyse yine lateral antrostomi tekniğiyle sinüsün augmente edilip aynı seansda implantların yerleştirildiği "tek aşamalı" tekniğin kullanılmasını tavsiye eder. Bu yöntemde cerrahi operasyondan 6 ay sonra protetik restorasyon yapılabilir.

Residüel alveolar kemik yüksekliğinin 5mm veya daha fazla olduğu durumlarda kapalı veya indirekt sinüs lift olarak bilinen "tek aşamalı" osteotom tekniğinin uygulanması önerilmektedir. Bu yöntemde implant yuvasından yapılan müdahale ile iç kortikal kemik kırılır ve maksiller sinüs membranının ruptüre edilmeden elevasyonu sağlanır. Elevasyon ile kazanılan bölgeye aynı seansta kemik grefti uygulanarak veya uygulanmayarak implant yerleştirilir ve implantasyondan 6 ay sonra protetik restorasyon yapılır. Bahsedilen yöntemlerin avantaj ve dezavantajları Tablo 2.2'de gösterilmektedir.

Tablo 2.2. Jensen	Greftleme	Prosedürünün A	Avantaj ve	Dezavantaj	ları.
-------------------	-----------	----------------	------------	------------	-------

Çift Aşamalı Lateral Antrostomi	≻Geniş görüş açısıyla kontrollü sinüs membran elevasyonu. ≻İmplantın augmente edilmiş yoğun kemik sahasına yerleştirilebilmesi.	 Uzun operasyon süresi. Uzun iyileşme süresi. Sinüs membranı perforasyon riskinin fazla olması.
Tek Aşamalı Lateral Antrostomi	≻Kısaltılmış tedavi süresi.	≻Primer implant stabilizasyonunun sağlanmasında güçlük. ≻Karmaşık cerrahi teknik. ≻İmplant kaybedilme riskinin artması.
Tek Aşamalı Osteotomi	≻Daha az invaziv cerrahi teknik. ≻Kısaltılmış tedavi süresi. ≻Hızlı iyileşme. ≻İmplant çevresinde tam augmentasyon.	 Görmeden cerrahiye bağlı olası membran perforasyonlarının tespit edilememesi. Kısıtlı miktarda membran evelasyonu. Komşu dişin zarar görme riski.

2.5.Oklüzal Yüklerin Perimplant Bölgeye Etkisi

2.5.1. İmplanta İletilen Oklüzal Yüklerin Yönü ve Şiddeti

Doğal dişlere sahip bireylerde ısırma kuvvetleri kişiler arasında ve ağzın değişik bölgelerinde farklılık göstermektedir (Helkimo et al., 1977). Maksimum ısırma kuvveti destek dokuların gelen kuvvetlere toleransına ve hastanın ruhsal durumuna bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Doğal dişlere sahip bir bireyin maksimum ısırma kuvveti, tam protez kullanana göre 5-6 kat daha fazla ölçülmüşken; implantlar üzerine gelen kuvvetlerde, implant-üstü protezin türüne ve implantın ağız içindeki lokalizasyonuna göre farklılık görülmektedir (Şahin et al., 2002). Doğal dişlere sahip sağlıklı oklüzyonu olan bir bireyde çiğneme kuvvetleri, gün içinde toplam 9 dakikaya yakın olmak üzere kısa süreli ve fasılalı olarak etki ederken (Graf, 1969), bruksizm varlığında sıklığı artan ısırma kuvvetlerinin şiddeti de 4-7 kat arası artış göstermektedir (Gibbs et al., 1986). Bununla birlikte Haraldson et al. (1979), implant-üstü sabit protez kullanan sağlıklı bireylerdeki çiğneme kas fonksiyonlarını, doğal dişli bireyler ve köprü restorasyonuna sahip bireylerdekilere yakın değerde tespit etmişlerdir.

Çiğneme fonksiyonu sırasında dikey kuvvetler tek bir yönde etki ederken horizontal kuvvetler bukkolingual ve mesiodistal olmak üzere iki yönde etki ederler. İmplant-üstü protezlere yükleme yapıldığında, protetik yapılarda ve implantlarda oluşan stresler, peri-implant destek dokular üzerinde karşı streslere sebep olurlar. Bu karşı stresler oklüzal streslerle kıyaslandığında büyüklük olarak aynıyken yön olarak tamamen zıttırlar. Bu karşılıklı streslerin statik eşitliği sağlayabilmeleri için birbirlerini dengelemeleri gerekir. Bu esnada oluşan stres birikimleri implant ile implantın temas ettiği ilk nokta olan krestal bölgede meydana gelir. U veya V şeklinde olan bu stres odakları, ara yüzdeki krestal 5mm lik alanda yoğunlaşır ve apikale doğru azalırlar (Bidez ve Misch, 1992).

Fonksiyonel kuvvetler altında farklı protetik tasarımlardan dolayı protez, implant ve destekleyen dokular üzerinde farklı stres ve strain dağlımı meydana gelmektedir (Rangert et al., 1989). Çiğneme esnasında genelde 2 tip yükleme meydana gelir.

1) Eksen boyunca (aksial kuvvet,dik)

2) Eksen dışı (non-aksial, off-set, oblik)

Eksen dışı kuvvetler sonucunda farklı düzlemlerde ve farklı eksenlerde sistemi olumsuz yönde etkileyebilecek moment kuvvetleri oluşmaktadır. Eksen boyunca gelen kuvvetler implantta ve destek dokularda uygun şekilde dağılabilirken, eksen dışı yüklemeler sonucunda oluşan stresler, moment kuvvetlerinin büyüklüğüne ve yönüne bağlı olarak implant, protez parçaları ve destekleyici dokular tarafından tolere edilemeyebilir (Rangert et al., 1989).

2.5.2. İmplant Boyu, Çapı ve Pozisyonundaki Değişiklikler

Oklüzal kuvvetlerin posterior bölgelerde anteriora göre en az üç kat daha fazla olduğunun bilinmesi posterior bölümlü dişsizlik durumlarında uygulanan implant destekli sabit restorasyonların prognozunu tehlikeye sokmaktadır. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vidalı bağlantılı implantlarda vidada ve tüm yapıda kırılmaların olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda olabildiğince uzun boylu ve geniş çaplı implant ve vidasız abutment kullanılması tavsiye edilmektedir (Schwartz, 2000).

Kemik miktarı ve yoğunluğu konusunda sıklıkla problem yaşanan posterior maksillada daha çok kemik-implant temas alanını arttıracak geniş yüzey alanlı (geniş çap, uzun boy, fazla sayıda ve derin yivli) implantlar tercih edilmelidir. İmplantın yüzey alanının arttırılması en çok çapa daha sonra implantın uzunluğuna bağlıdır. Genel kök şeklindeki implantlarda çaptaki her 0.25 mm'lik artış yüzey alanında %5-8 arasında bir artış sağlarken, implant uzunluğundaki 3 mm'lik artış genel yüzey alanında ancak %10'dan fazla bir artış sağlamaktadır (Misch, 2005, s. 107).

Ivanoff et al. (1997), yaptıkları bir çalışmaya göre, peri-implant streslerde belirgin bir azalma sağlayabilmek için kritik bir implant çapını sağlayabilmek gereklidir. İmplant çapındaki artışla beraber abument-implant birleşiminde stresler değerlerindeki azalma en belirgin olarak 6mm çapındaki implantlarda görülür. Ancak implant çapını alveolar kret genişliğinin sınırları dahilinde planlayarak, primer stabiliazsyonda önemli rolü olan krestal kortikal kemik duvarlarını zayıflatmamak gereklidir.

2.5.3.İmplant ve Peri-implant Dokular Arasında Yük İletimi

İmplant destekli bir protezde bütün klinik yükleme durumlarında okluzal kuvvetler öncelikle protetik yapılara daha sonra implant aracılığıyla destek dokular ve implant temas ara yüzeyine ulaşır (Şahin et al., 2002).

Yetersiz kemik dokuya sahip posterior maksillada sinüs augmentasyonu sonunda maturasyonu tamamlanmış greft ve alveolar kemik gibi destek dokular ile osseointegre implantlar arasında oklüzal yüklerin dağıtılmasında, implant-üstü protezlerin biyomekanik etkileri belirleyici olmaktadır. Erişkin bir bireyde doğal dişler etrafında kalınlığı 0.15 – 0.20 mm arasında değişen periodontal bir ligamanet bulunmaktadır. Dişi alveolar kemiğe bağlayan bu periodontal ligamentler yüksek oranda diferansiye fibröz dokudan oluşurlar. Bu fibröz doku sahip olduğu lifler ile mikro hareketlilik ve şok abzorpsiyonu; sinir sonlanmalarıyla duyusal fonksiyon; kemik hücreleriyle apozisyon ve rezorbsiyon sağlayan birçok biyolojik yapıyı bünyesinde barındırır (Anusavice, 2003, p. 181).

Periodontal ligament dişe bir kuvvet uygulandığında oluşan stresi absorbe ederek alveolar kemiğe iletilen kuvvetin şiddetini ve etkisini azaltır. Osseointegre bir implant çevresinde periodontal ligament benzeri bir yapı bulunmaması nedeniyle bu fizyolojik kompanzasyon gerçekleşmez ve okluzal kuvvetler direkt olarak peri-implantal dokulara iletilirler.

2.5.4.Kemiğin ve Greft Materyalinin Mekanik Strese Yanıtı

Implant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve abutmentlar aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir (Şahin et al., 2002).

Kemik dokusunun biyomekanik kuvvetler karşısında verdiği cevap 'mekanotransduction' terimi altında ifade edilmiştir. Frost'un "Mekanostat Teorisi"ne göre kemik hücreleri uygulanan her mekanik strese bir tepki vermektedir. Frost'a göre kemiğe etki eden kuvvet bir miktar arttığında kemikteki gerilme yeni kemik yapımıyla kompanse edilmektedir. Stres sonucu oluşan gerilme eşik değerinin altına düştüğünde kemikte rezorpsiyona, eşik değerini aştığındaysa kemik yapıda kırılmaya sebep olmaktadır. Frost, erişkin bireyde kortikal kemikte gerilmenin şiddetine bağlı olarak meydana gelebilecek değişiklikleri Şekil 2.8'de tanımlamıştır (Frost, 1987a; 1987b).

Kemik dokuda düşük oranda meydana gelen şekil değiştirme yada deformasyon "mikrogerilme" (mikrostrain) birimi ile tanımlanmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006 s. 56-94). 1000 mikrostrain kemik yapısında %0,1 oranında deformasyona sebep olmaktadır ve deformasyon miktarı, iletilen stres ve kemik dokunun özelliklerine göre değişmektedir (Stanford ve Brand, 1999).

Frost'un teorisinde kemiğe uygulanan yükten çok kemikte şekil değiştirmeye neden olan stresin miktarı daha önemlidir. Erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 MPa yük 50–100 mikrostrain'e, 60 MPa yük 3.000 mikrostrain'e, 120 MPa yük ise 25.000 mikrostrain'e sebep olmaktadır. 25.000 mikrostrain'de kemikte ani kırılmalar oluşabilmektedir (Frost, 2000).



Şekil 2.8. Frost'un Diagramı.
1:akut kullanılmama (50–100 mikrostrain),
2: adaptasyon (100–1500 mikrostrain),
3: orta derecede yükleme (1500–3000 mikrostrain),
4: patolojik aşırı yükleme (3000 mikrostrain üzeri),
5: spontan kırık (25.000 mikrostrain üzeri).

Doğal diş dizileri üzerine gelen çiğneme yükü, alveol kemiklerinin trabeküllerinde mümkün olan en az materyal ile karşılanmak üzere bir takım kuvvet hüzmeleri "trajektörler" boyunca iletilmektedir. Alveolar kemik trabeküllerinde bu tarzdaki dizilim "Wolff Kanunu" ismiyle anılmaktadır. Julius Wolff, Alman anatomist (1836-1902), kendi ismiyle anılan bu kanunda, kemik dokunun etki eden kuvvetlere en uygun şekilde karşı koyabilmek için yapısal değişime uğraması ve organize olmasını anlatmaktadır. Şayet dişsiz boşluğa geç ya da hiç bir zaman protetik restorasyon uygulanmazsa, kemikte kullanılmama atrofisi "disuse atrophy" denilen patolojik durum ortaya çıkmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 58). Akut kullanılmama bölgesinde, kemikteki şekil değiştirme miktarı 50– 100 mikrostrain'in altına düştüğü için kemikte kullanılmama atrofisine "disuse atrophy" bağlı olarak rezorpsiyon görülmektedir. Şekil değiştirme miktarı 100– 1500 mikrostrain olan adaptasyon bölgesindeyse , vücudun diğer bölgelerinde olduğu gibi, implantların çevresindeki kemikte de meydana gelen rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının dengede olduğu düşünülmektedir (Frost, 2000).

Oklüzal kuvvetlerin devamlılığı ile implant çevresindeki destek dokularda modeling ve remodeling olmak üzere iki aşamalı dinamik bir süreç gelişir. Modeling kemiğin şeklindeki net değişime karşılık gelirken, remodeling kemiğin şeklinde veya boyutunda herhangi bir değişim olmadan sürekli meydana gelen adaptif bir süreçtir (Stanford, 1999).

Osseointegrasyonun, dolayısı ile dental implantların uzun dönem başarısı bu adaptif sürecin varlığına ve Wollf kanununda açıklanan şekliyle peri-implant dokulara iletilen stres sonucu oluşan gerilmenin miktarına bağlıdır (Frost, 2000). Protetik restorasyonlar aracılığıyla implantlar üzerine etki eden kuvvetler fizyolojik limitler içerisindeyken bu kompanzasyon sistemi osseointegrasyonun güvenilirligini arttırmaktadır.

Peri-implant kemiğe aşırı yükleme (2000–3000 mikrostrain) yapıldığında, kemik dokuda yüksek oranda deformasyon görülürken, fizyolojik tolerans sınırı aşıldığında (4000 mikrostrain üzeri), kemik-implant ara yüzeyinde mikro kırıklar oluşacak ve osseointegrasyon yapısı bozulacaktır (Stanford ve Brand, 1999). Bu durum kemik üzerinde daha büyük streslere sebep olup kemiğin fizyolojik toleransını aşarak marjinal kemik kaybına ve devamında osseointegrasyonun tamamen kaybına sebep olabilir (Duyck et al., 2000).

Peri-implant destek dokular içine giren greftlenmiş kemiğin, implant stabilitesinin sağlanması ve devam ettirilmesindeki etkisi henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır. Fanuscu et al. (2003), greftlenmiş ve greftlenmemiş maksiller sinüse yerleştirilmiş tek implantın stres dağılımındaki etkisini fotoelastik model üzerinde incelemişlerdir. Çalışmada kortikal kemik yoğunluğunu (PLM-1) ve trabeküler kemik yoğunluğunu (PLM-2) simüle etmek için farklı sertlikte fotoelastik malzemeler kullanılmıştır. Greft materyalinin yoğunluğundaki artışın yük transferindeki etkisini belirlemek amacıyla greft dokusunu simüle eden fotoelastik materyalin 3. günden başlayıp 10. güne kadar devam eden sertleşme reaksiyonu süresince stres analizleri yapılmıştır (Şekil 2.9).

Çalışma sonunda, greftlenmiş bölgenin implanta desteklik sağlamasında, kullanılan greft materyalinin özelliği ve greftin yerleştirildikten sonraki iyileşme ve maturasyon süresinin etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Yeterli iyileşme süresi sonunda maturasyonu tamamlanmış greft materyalinin, kemik dokuya kıyasla daha homojen stres dağılımı gösterdiğini bildirilmiştir (Fanuscu et al., 2003).



Şekil 2.9. Greft materyalinde mekanik özelliklerin zamanla değişimi

Devam eden çalışmalarda greftlenmiş bölgenin zamanla maturasyonu ardından ulaşacağı rijit ve yoğun formun karakterinin, implant üzerindeki stresin kemik dokuya iletiminde etkin rol oynayacağını; fakat ideal stres dağılımı için gerekli olan greft yoğunluk ve sertlik miktarının halen belirsizliğini koruduğu bildirilmiştir (Huang et al., 2009).

Huang et al. (2009), augmente edilmiş maksiller sinüse uygulanmış implantlarda farklı yoğunluk değerine sahip greft materyallerinin stres dağıtımı üzerine etkilerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak incelemişlerdir. Yoğunluğu fazla greft materyalininin elastisite modülünü 3450 MPa, yoğunluğu düşük greft materyalinin elastisite modülünü 345 MPa olarak belirledikleri çalışmalarında, yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveolar kemiğe daha az stres iletirken, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını göstermişlerdir. Çalışma sonunda greft materyalinin iyileşme süresinin uzamasının, biyolojik olarak greft dokusundaki mineralizasyonun yani greft yoğunluğunun artmasını sağladığı sonucuna varmışlardır.

2.6. Biyomekanik ve İlgili Kavramlar

Biyomekanik, organ ve dokuların maruz kaldıkları kuvvetler karşısındaki davranışlarını inceleyen bilim dalıdır. Ağız ortamındaki restoratif materyaller değişik kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalırlar. Bu değişiklikler materyalde deformasyona sebep olurlar. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin termal ve mekanik değişikliklere nasıl cevap verdiğini belirler (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 52).

İmplant üstü protezlerde, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece fazladır. İdeal protetik üst yapılar sayesinde bu faktörlerin optimum şartlarda sağlanması, implantların ve protezlerin başarısını arttıracaktır. İmplant üstü protezlerin kompleks yapıları farklı birçok materyali bünyesinde barındırır. Her materyal farklı mekanik özellik sergiler. Bu farklı mekanik özellikler bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Çoklu elemanlarda tek bir materyalin mekanik özelliği, tüm sistemin maruz kalınan kuvvetler karşısındaki davranışı hakkında doğru bir fikir vermez. Materyallere gelen kuvvetlerin ve etkilerinin anlaşılabilmesi için biyomekanik kavramların bilinmesi gerekir.

2.6.1. Kuvvet ve Kuvvetin Komponentleri

Kuvvet terimi Sir Isaac Newton tarafından 1687 yılında tanımlanmıştır. Kuvvet, cisimleri harekete zorlayan ve şekillerini değiştiren etkidir. Bir başka deyişle bir cismin bir başka cisim üzerindeki etkisine de kuvvet denir. Dental implantlar üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir. Protetik restorasyonların oklüzal morfolojisi, implant ve destek dokulara iletilen kuvvetin türünü direkt olarak belirler (Bidez ve Misch, 2005, s. 309-310).

Bir yapı herhangi bir açı ya da doğrultuda kuvvete maruz kalabilir ve sıklıkla yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Kuvvetler aksial (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükülme gibi farklı tiplerde incelenirler (Şekil 2.10). Bütün bu kuvvet tiplerinin bileşkesi aksial ve makaslama tiplerini oluşturur. İki kuvvet seti aynı doğru üzerinde birbirinden uzaklaşacak şekilde uygulanırsa yapıda çekme, aynı doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak şekilde uygulanırsa basma, birbirine paralel farklı iki doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak veya uzaklaşacak şekilde uygulanırsa makaslama kuvvetleri oluştururlar. Bükülme yapının dönmesine karşı ve eğilme uygulanan eğilme momenti sonucunda oluşan kuvvet türleridir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 54).


Şekil 2.10. Kuvvetin Komponentleri (Misch, 2005, s. 311).

Çekme kuvveti altında yapıdaki moleküller birbirinden uzaklaşıp dağılmaya karşı, basma kuvveti altındaysa moleküller birbirlerine çok yaklaşıp sıkışmaya karşı bir direnç gösterirler. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapıda, uygulanan kuvvetin yönüne göre moleküllerin diğeri üzerinden kaymasına karşı bir direnç oluşmaktadır. Katı yapıların elastikiyet kalitesini, materyalin deformasyona karşı gösterdikleri sözü geçen direnç mekanizmaları belirlemektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 54).

Diğer kuvvet türleriyle kıyaslandığında makaslama kuvvetleri, implantlar ve kemik dokusu üzerindeki en yıkıcı kuvvet tipidir. Özellikle kortikal kemik, implant komponentleri, feldspatik porselenler ve çoğu siman türleri, çekme ve makaslama kuvvetlerine kıyasla sıkışma kuvvetlerine karşı daha dirençlidirler (Bidez ve Misch, 2005, s. 311).

2.6.2. Gerilim (Stress)

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç reaksiyon dış kuvvetle eşdeğer şiddette ve zıt yöndedir. Kuvvet altında oluşan iç direnç (stres) pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alana uygulanan dış kuvvet ölçülerek Stres değeri tespit edilir. Stres kuvvetin birim alan yada uzunluğun karesine bölünmesiyle elde edilir ve "S" yada " σ " simgeleriyle tanımlanır.

Bir yapıdaki stres kuvvet ile doğru, alan ile de ters orantılı olduğundan kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirlemek önemlidir. Stres her zaman bir metrekarelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdir ve birimi genel olarak Pa (Paskal) olarak kullanılsa da (1Pa= 1N/m²) dişhekimliği konusundaki araştırmalarda incelenen boyutlar "mm" olarak tanımlandığı için sıklıkla MPa (Megapaskal) olarak tercih edilmektedir (1MPa=106 Pa) (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 53).

 $Stress(\sigma) = Kuvvet(F) / Alan = N / mm^2 = MPa$

2.6.3. Gerilme (Strain)

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında kuvvet sonucu oluşan stres yapıda deformasyona sebep olur. Bu stres nedeniyle malzemenin birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi gerilme (strain) olarak ifade edilir ve " ε " simgesiye tanımlanır. Gerilmenin ölçüsel birimi yoktur ve deformasyonun (Δ L = L - L₀), orjinal uzunluğa (L₀) oranlanmasıyla hesaplanır.

Strain(ε) = Deformasyon / Orjinal Uzunluk = $\Delta L / L_0$

Kuvvet uygulanan bir katı yapıda çekme kuvveti sonucu uygulanan kuvvet yönünde uzama; basma kuvveti sonucuysa uygulanan kuvvet yönünde kısalma meydana gelmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 54)

2.6.4. Oransal Sınır (Proportional Limit)

Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oransal değerinin değişmeden stabil kalabildiği maksimum gerilim olarak ifade edilir. S_{PL} yada σ_{PL} simgeleriyle tanımlanır. Oransal sınır değerinin altında uygulanan kuvvetler materyalde daimi deformasyona sebep olmaz ve kuvvet kalkınca materyal ilk formuna döner (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 57).

2.6.5. Elastik Sınırı (Elastic Limit)

Elastik sınırı, kalıcı deformasyon olmaksızın bir materyalin mukavemet gösterebileceği maksimum gerilim olarak ifade edilir. SEL yada OEL simgeleriyle tanımlanır. Elastik sınır ve oransal sınır değerleri sayısal olarak biribirine çok yakındır. Ancak unutmamak gerekir ki bu iki terimi birbirinden ayıran en temel nokta, oransal sınırın stres ve strain arasındaki oransal ilişkinin devamlılığını tanımlamasıyken; elastik sınırın materyalin stress altındaki elastik davranışını incelemesidir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 57).

2.6.6. Hooke Kanunu

Katı bir cisme kuvvet uygulandığında görülen şekil değiştirme, kuvvetin kalkması ile ortadan kalkıyor ve cisim eski şekline dönüyorsa bu tipteki şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktığında cisimde küçük bir miktar şekil değişimi görülüyorsa bu duruma elasto-plastik şekil değiştirme denir. Plastik şekil değiştirmede ise şekil değiştirme kalıcıdır ve kalıcı deformasyon görülür. Cisimler için belirli kuvvet sınırları dahilinde gerilme-şekil değiştirme ilişkisini "şekil değiştirme kanunu" belirler. Bu kanunu ilk olarak 1660 yılında Robert HOOKE "kuvvet ne kadarsa, uzama da o kadardır" anlamına gelen latince "ut tensio sic vis" kelimeleriyle tanımlamıştır (İnan, 1988, s. 5).

2.6.7. Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastisite modülü, bir materyalin elastik sınırlar içindeki sertliğini ifade eder ve "*E*" simgesiyle tanımlanır. Elastisite modülü gerilim'in gerilme'ye oranıdır. Gerilme (Strain) oransal bir değere sahip olduğundan herhangi bir birim ile tanımlanamaz ve bu nedenle elastisite modülünün birimi gerilim (stres) birimiyle aynıdır (MPa veya GPa).

Stress/Strain grafiğindeki düz çizginin eğimi materyalin elastisite modülü hakkında bilgi verir (Şekil 2.11). Grafikte belirli bir stress değerine denk gelen strain değeri ne kadar küçük olursa modülün değeri o kadar büyük ve malzemenin sertliği de bir o kadar yüksek olur. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerdedir. Materyallerin atomlararası ve moleküllerarası çekim kuvvetleri elastisite modüllerini belirler, bu nedenle bir materyalin kalınlığı arttıkça sertliği artsa da elastisite modülü değişmez (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 60).

Elastisite Modülü(E) = Gerilim (σ) / Gerilme(ϵ)

2.6.8. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Katı bir materyal aksial (basma veya çekme) bir kuvvete maruz kaldığında yapısında hem aksial hem de lateral yönde gerilme meydana gelir. Elastik sınırlar içindeki gerilim değerlerinde yüklemeye dik yöndeki (lateral) gerilmenin yükleme yönündeki (aksial) gerilmeye oranı Poisson oranı olarak ifade edilir ve "V" simgesiyle tanımlanır. İki farklı strain değerinin oranı olarak belirlenen poisson oranının her hangi bir birimi yoktur (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 61).

Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain

Poisson oranı teorik olarak "-1 < V < 0,5" olmak üzere sınırlı bir değere sahiptir. Metallerde poisson oranı 0.25 ile 0.35 arasında değişmektedir (İnan, 1988, s. 51).



Şekil 2.11. Stress / Strain Talosu (Powers ve Sakaguchi, 2006 s. 62).

2.6.9. Mohr Dairesi

Pratik hayatta kuvvet uygulanan yapılarda üç temel stres (gerilme, sıkışma, makaslama) bir arada oluşmaktadır. Bileşik stres olarak tanımlanan bu durumda oluşan herhangi bir stres diğerlerinden daha baskın olabilir (Shigley, 2004, s. 116-121).



Şekil 2.12. Mohr Dairesi (Shigley, 2004, s. 116-121).

Bileşik streslerin etkisi altındaki bir cisimde, kesitin değişmesiyle oluşan stres türünün değişimi Mohr dairesi denilen bir grafik ile gösterilmektedir (Şekil 2.12). Yapının herhangi bir kesitindeki normal (gerilme, sıkışma) ve makaslama streslerini sırasıyla apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki geometrik olarak stres değeri hesaplanabilmektedir. Kesite döndürme hareketi yaptırılarak makaslama stresinin bulunmadığı bir pozisyonda en büyük normal stres (maksimum principle stres, σ 1) ile en küçük normal stres (minimum principle stres, σ 2) değerleri bulunabilmektedir. Bu iki asal strese denk gelen eksenlere asal eksenler (principle axis) denir. Bu dairede yatay eksen normal stresleri, dikey

eksen ise makaslama streslerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis ekseni üzerinde bulunmaktadır (İnan, 1988, s. 15-21; Shigley, 2004, s. 116-121).

2.6.10. Asal Stres (Principal Stress)

Normal stresler ve makaslama stresi, Mohr Dairesindeki dönme açısına bağlı olarak değişirler. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu pozisyonda oluşur. Bir cisim bu konumda olduğu zaman tespit edilen normal streslere Asal Stresler denir ve x,y,z doğrultularında belirtilen orijinal stresler ile tanımlanırlar. Asal Stres; maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. σ 1: en büyük pozitif değeri; σ 2 en küçük değeri; σ 3 ara değeri gösterir (İnan, 1988, s. 15-21; Shigley, 2004, s. 116-121).

2.6.11. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

Dr. R. von Mises et al. tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde kullanılır ve "oe" simgesiyle tanımlanır. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi, üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (İnan, 1988, s. 15-21).

$$\sigma e = \left(\frac{(\sigma 1 - \sigma 2) + (\sigma 2 - \sigma 3) + (\sigma 3 - \sigma 1)}{2}\right)^{1/2}$$

2.6.12. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin yapı içerisinde noktadan noktaya değişkenlik göstermediği materyallerdir (İnan, 1988, s. 5-6).

2.6.13. İzotropik Cisim

Üç asal eksen yönünde benzer özellikler gösteren materyallere izotropik materyal denir. Bu tanımda gerilme-şekil değiştirme ilişkileri elastisite modülüne ve poisson oranına bağlı olarak tanımlanabilir (İnan, 1988, s. 5-6).

2.6.14. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilme sınırına kadar geçerlidir (İnan, 1988, s. 5-6).

2.7. Dişhekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimlerinin ağız içinde oluşan kuvvetleri çok iyi tanıyıp analizlemesi, yönlendirmesi, fizyolojik dayanılabilirlik sınırları içerisinde tutabilmesi ve yaptığı restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerine en uygun şartlarda olmasına titizlik göstermesi son derece önemlidir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 94-120). Ulusoy ve Aydın (2010, s. 96), dişhekimliğinde uygulanan kuvvet analiz yöntemlerini şu şekilde sınıflandırmışlardır.

- 1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
- 2. Gerilim ölçer kuvvet analizi
- 3. Kırılgan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi
- 4. Holografik interferometri (Lazer Işınları) ile kuvvet analizi
- 5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
- 6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi
- 7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.7.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi

Karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren bu yöntemde analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden iki veya üç boyutlu bir modeli elde edilir. Modele özel şartlarda yüklemeler yapılır ve oluşan stresler Polariskop yardımıyla tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 96-111).

2.7.2. Gerilim ölçer kuvvet analizi

Gerilim ölçerler (strain gauge) mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik siteme sahip mekanizmalardır. Yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılırlar ve ağız içinde oluşan streslerin in vivo olarak değerlendirmesini sağlarlar (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 111-112).

2.7.3. Kırılgan vernik kaplama teknigi ile kuvvet analizi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olarak izlendiği bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 112).

2.7.4. Holografik interferometri (Lazer Işınları) ile kuvvet analizi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştüren bu yöntemde test modeli gerçek boyutlarında incelenebilir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 115-119).

2.7.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından tanımlanan ve homojen, izotropik bir materyalin periodik olarak yüklenmesiyle ısıda oluşan periodik değişikliklerin materyalin ilgili noktasındaki asal stresslerin toplamı ile doğrudan orantılı olduğunu savunan prensibi esas alır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 119).

2.7.6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi

Yöntem düzenek olarak bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, cisme adapte edilmiş gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydediciden oluşmaktadır. Bu teknikte birleşik bir donanım ve yazılım programı kullanılarak elde edilen veriler herhangi bir aracıya ihtiyaç duyulmadan transfer edilebilirler (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 119-120).

2.7.7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Bu analiz yöntemi bir nevi, bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113-115).

2.8. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve İlgili Terimler

Bu yöntem ilk kez 1960 yılının başlarında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve bugün statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Geng et al., 2001).

Özellikle otomotiv, uçak, inşaat, beyaz eşya ve tıp alanlarında yaygın olarak kullanılan sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri, bilgisayar donanımlarının ve bilgisayara dayalı tasarım sistemlerinin gelişmesiyle birlikte bugüne kadar ancak pahalı deneysel yöntemlerle incelenebilen bir çok malzemenin kolayca incelenebilmesi, hatta çizim esnasında mukavemet bir analizlerinin çok kısa sürede yapılarak optimum dizaynın gerçekleştirilmesini mümkün kılmıştır. Herhangi bir ürün için ilk prototip yapılmadan önce bilgisayarda bir çok değişik modelin mekanik özellikleri analiz edilebilmektedir (Pekbey, 2002, s. 25).

Bu matematiksel analiz yöntemi her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da, bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel bir şekilde, dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir (Geng et al., 2001).

Kompleks geometrik yapılardaki problemlerin analitik çözümü oldukça zordur. Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık bir mekanik sorunun çözümü için kullanılan bir teknik olup, incelenecek bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak diğer bir ifadeyle, bütün haldeki sorunun daha küçük ve basit hale indirgenerek, her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir. Bu analiz üç aşamada gerçekleşir:

1) Pre-processing: İncelenecek yapının modeli elde edilir.

Bu ilk aşamada incelenecek yapının sanal bir modelini elde etmek için gerçek modelin taranması veya bilgisayar ortamında herhangi bir CAD (computer-aided design) programı kullanılarak modellenmesi gerçekleştirilir. Elde edilen geometrik yapı yine bilgisayar ortamında, boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek "matematiksel model" denilen bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür (Akça et al., 2002; Geng et al., 2001).

Bu ağ yapıyı belirleyen çizgilerin arasında oluşan iki veya üç boyutlu yapılar sonlu elemanlar (finite elements) ismini alır. Model ağını oluşturan elemanlar sanal stresler altında kendi gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Devam eden aşamada ağ yapısını oluşturan çizgilerin düğüm noktaları (nodes) denilen bağlantı bölgeleri ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarda birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıdaki elemanlara bölünmüştür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa gerçeğe o kadar yakın sonuç elde edilir. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimleri ve oluşan stresler bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir. Sonlu elemanlar metodu kullanılarak nesnel deney yöntemlerinde incelenemeyen farklı fiziksel değişkenler de değerlendirilebilir (Akça et al., 2002; Geng et al., 2001).

2) Analiz: Veriler programa yüklenir.

Bu aşamada katı sanal cisim bünyesindeki farklı her elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Mekanik özelliklerinin belirlenmesinde elastisite modülü ve poisson oranı kullanılır. Yükleme koşulları tanımlanırken uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Modelin sınır şartları diğer bir ifadeyle mesnet şartları, malzemenin uzayda sabitlenmesini ve uygulanan dış yüklerin cisim tarafından taşınmasını sağlamaktadır.

Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit eder. Daha sonra bu çözümlemeler defleksiyonlar içinde yapılır. Defleksiyon verileri strain, stres ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Son olarak bu veriler depolanır ve analizler sonrası grafik ve tablolar oluşturmak için kullanılır (Çalış, 2006, s. 29).

3) Post-processing: Analiz çözümlenir.

Her bir alt yapının iç çözümlemesinden yapının tümünün çözümlemesine ulaşılarak sonuçlar elde edilir. Elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Dolayısıyla verilerin bu şekliyle yorumlanması oldukça güçtür. Bu aşamada, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel olarak defleksiyonu, streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilebilir (Çalış, 2006, s. 30). Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir (Gümüş, 2007, s. 28).

Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek gerilme (çekme) tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Metaller gibi çekilebilir (ductile) materyaller için ise Von Misses stres sonuçları önemlidir. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyumda ve metal alaşımlarda oluşan stresler incelenirken ise özellikle Von Misses stresleri değerlendirilir. Ayrıca Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir (Gümüş, 2007, s. 28).

Analiz sonuçlarında pozitif ve negatif değerler elde dilir. Bu verilerden, pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. (Çalış, 2006, s. 32).

2.8.1. İki Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, dişhekimliği araştırmalarının farklı dallarında sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemidir fakat bazı kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyallerin çeşitliliği, kompleksliği ve üç boyutlu morfolojik yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu sonlu elemanlar analizi çoğu çalışmada yetersiz kalmaktadır (O'Grandy et al., 1996, Yang et al., 2001).

2.8.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ise iki boyutlunun aksine kompleks yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir. Ancak bu yöntemin de bazı dezavantajları bulunmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi dişhekimliğinde sıklıkla kullanılan bir çok araştırma metoduna göre çok daha fazla mühendislik bilgisi gerektirir. Biyolojik yapı, düzensiz köşeler ve farklı materyaller içeriyorsa, özellikle de dokular arasında boşluklar ve ince katmanlar da varsa, modelleme yapmak oldukça zordur (Ausiello et al., 2001; Lin et al., 1999).

Kompleks bir yapının biyomekanik olarak incelenmesinde, iki boyutlu sonlu elemalar analiz yöntemi ile üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi arasındaki seçim; analizi yapılacak yapının geometrisinin kompleksliği, gereken analizin tipi, bulguların ne derece kabul edilebilir olduğu ve beklentiler gibi bir çok faktöre bağlıdır (Hood, 1991). Sonlu eleman analizi çesitli bilgisayar programları ile yapılmaktadır. En yaygın kullanılanları ALGOR, ANSYS, ABAQUS, MARC, NASTRAN, PATRAN, SOLIDWORKS, PROENGINEER gibi programlardır. Bu programlar ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmekte ve elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp yorumlanabilmesi için renkli görüntüler alınabilmektedir. İstenilen bölgelerden alınan kesitlerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Renk aralığına denk gelen değerler ise görüntülerde yer alan bir skala ile tanımlanmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu araştırma, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Ay Tasarım firmasının katkısıyla gerçekleştirilmiştir.

Araştırmamızın amacı; greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin çiğneme kuvvetleri sonucu, implantlar üzerinde oluşturdukları Von Misses stresleri ve krestal kortikal kemik, trabeküler kemik, sinüs kortikal kemik ve greft materyali üzerinde oluşturdukları Maximum Principle (gerilme) stresi, Minimum Principle (sıkışma) stresi miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesidir.

Bu amaç ile, bilgisayar ortamında sağ posterior maksilla, greftlenmiş maksiller sinüs, implantlar ve üst yapıları modellenmiş ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak statik lineer analiz gerçekleştirilmiştir.

3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Araştırmada Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kliniklerinde implant destek uygulaması endikasyonu konulmuş ve ayrıntılı teşhis-tedavi planlaması amacıyla Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT "NewTom® 9000") alınmış olan hasta kayıtlarından faydalanılmıştır. Tomografi kayıtları arasından araştırmada kullanılmaya uygun nitelikteki, sağ bölgede maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sınırlaması nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka seçilerek modelleme için referans olarak kullanılmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1.Tomografik Görüntü

1mm'lik kesitler alınarak elde edilmiş olan tomografik veriler, medikal görüntü formatına (DICOM) dönüştürülerek CD'ye aktarılmış ve modelleme yapılacak bilgisayara taşınmıştır. Bu amaçla Intel Pentium ® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250GB Hard Disk, 3.00GB RAM donanımlı ve Windows XP Proffessional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bir bilgisayardan faydalanılmıştır.

Bilgisayar ortamına taşınan kesitlerde 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington MA 02420–2406, USA) yazılımı kullanılarak "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Değerlerine göre kemik dokusu ayrıştırılmıştır. 3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında yeniden modellenebildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra aynı yazılımda "3d Complex Render" yöntemi kullanılarak 3 boyutlu model elde edilerek kemik dokusunun ".stl" formatında modellenmesi sağlanmıştır.

Oluşturulan sanal maksilla üzerinde greftlenmiş ve greftlenmemiş maksiler sinüs yapısı, mevcut kemik yapısı, farklı boy, çap, konumlara sahip implantlar ve protetik üstyapılara sahip altı ayrı model elde edilmiştir.

3.1.1. Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi

CT verilerinden elde edilen maksilla modelinde, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı kullanılarak krestal kortikal kemik, trabeküler kemik ve sinüs kortikal kemik tabakaları modellenmiştir. Sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı maksiller sinüs boşluğunun Rhinoceros 4.0 yazılımında doldurulması ile gerekli planlamalar için greft modellemesi tamamlanmıştır (Şekil 3.2.). Greftleme işlemi yapılmış 3. ve 4. modellerde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımlarının tamamı "complete peri-implant packing" tekniği ile greftle kaplanmış şekilde modellenmiştir (Tepper et al., 2002). Yapılan modellemeler 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları birleştirilmiştir. Benzer çalışmalardaki tasarımlarla uyumlu olarak, her modelde dış (krestal) kortikal kemik kalınlığı 1mm; trabeküler kemik kalınlığı 3.5mm; iç kortikal kemik kalınlığı 0.5mm olmak üzere toplam 5mm'lik residüel alveolar kret yüksekliği belirlenmiştir (Fanuscu et al., 2004).



Şekil 3.2. Posterior Maksilla, Maksiller Sinüs ve Greft Materyalinin 3 Boyutlu Modelleri

3.1.2. İmplantların ve Abutmentların Modellenmesi

Çalışmada farklı boy ve çap değerine sahip iki çeşit implant; açılı ve düz olmak üzere implantlarla uyumlu iki çeşit abutment kullanılmıştır (Şekil 3.4.). Kullanılan tüm implantlar ve abutmentlar tek firmaya ait olup (BICON 501 Arborway, Boston, USA) aynı yüzey ve malzeme özelliğine sahiptir. Çalışmada kullanılmak üzere firmadan tedarik edilen implantlar ve abutmentlar Nextengine 3d tarayıcısı (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) ile (Şekil 3.3.) makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmış ve .stl formatında elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiş ve modeller elde edilmiştir (Şekil 3.5.). İmplantların çap, boy özellikleri ve seri numaraları aşağıda belirtilmiştir (Tablo 3.1.).



Şekil 3.3. Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı.

Tablo 3.1. Modellenen impla	antların boyutsal özellikleri.
-----------------------------	--------------------------------

İmplant Çapı	İmplant Uzunluğu	Çıkış Profili	Firma/Seri Numarası
5.0 mm	11.0 mm	3.0 mm	Bicon / 2 60-350-311
6.0 mm	5.0 mm	3.0 mm	Bicon / 260-360-305



Şekil 3.4. Kullanılan implantların ve abutmentların referans görüntüleri.



Şekil 3.5. Kullanılan implantların ve abutmentların hazırlanmış modelleri.

3.1.3. Protetik Üstyapıların Modellenmesi

Maksiller sağ dişlerin ve posterior bölgede 2. Küçükazı, 1. Büyükazı ve 2. Büyükazı dişlerine ait implant üstü kronların modellendiği çalışmamızda dişlerin ve kronların boyutları (Tablo 3.2.) ve morfolojilerilerinin (Şekil 3.7.) belirlenmesinde Wheeler'in (2010, s. 26; s. 175) verileri referans alınmıştır.

Kronların altyapısında sıklıkla tercih edilen (McCabe, 1999, s.40-56) krom-nikel alaşımı (Remanium CS, Dentaurum, Ispringen, Germany), üst yapısında feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) materyali kullanılmıştır. Metal kalınlığı 0.8 mm, porselen kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiş (Sevimay et al., 2005a) ve sistem elemanları birleştirilmiştir (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Destek dokular, İmplantlar ve Protetik Yapıların Birleştirilmesi

Maksilladaki doğal dişler	Kuron boyu (mm)	Kök boyu (mm)	Mine-sement sınırında mezio-distal çap (mm)	Kuronun mezio-distal çapı (mm)	Mine-sement sınırında bukko- lingual çap (mm)	Kuronun bukko-lingual çapı (mm)
Ön kesici	10,5	13,0	7,0	8,5	6,0	7,0
Yan kesici	9,0	13,0	5,0	6,5	5,0	6,0
Kanin	10,0	17,0	5,5	7,5	7,0	8,0
1. Küçük azı	8,5	14,0	5,0	7,0	8,0	9,0
2. Küçük azı	8,5	14,0	5,0	7,0	8,0	9,0
1. Büyük azı	7,5	12,0 - 13,0	8,0	10,0	10,0	11,0
2. Büyük azı	7,0	11,0 - 12,0	7,0	9,0	10,0	11,0
3. Büyük azı	6,5	11,0	6,5	8,5	9,5	10,0

Tablo 3.2. Wheeler'e göre maksiller dişlerin boyutsal değerleri.



Şekil 3.7. Wheeler'e göre maksiller dişlerin morfolojik yapıları.

3.1.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik model yüzeyinin "mesh" olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesiyle oluşturulmaktadır (Şekil 3.8.). İlk mesh uygulamasından sonra (mesh generation) dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilmiş, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (mesh simplification) düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.8. Geometrik model ve mesh uygulanmış haliyle matematiksel model.

Çalışmamızın olabildiğince gerçekçi sonuçlar vermesi için modelleme programının imkanları dahilinde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Matematiksel modellerde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar tercih edilmiş ve herbir model bünyesinde homojen olarak dağıtılmıştır. Çalışmamızda maksilla, maksiller sinüs, implantlar, abutmentlar ve üst yapıları içeren matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullanılan eleman sayıları 109320 ile 382103 arasında, düğüm sayıları 23400 ile 60445 arasında değişmektedir. Hazırlanan altı modeldeki eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.3.de gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Her bir Modeldeki Eleman Sayıları ve Düğüm Noktaları.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Eleman Sayıları	109320	265306	316213	382103	308984	332916
Düğüm Noktaları	23400	48723	56890	77100	56173	60445

3.1.5. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programlarının çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gereklidir. Bizim çalışmamızda sistem elemanlarını maksiller kemik dokusu, greft materyali, implant, abutment ve protetik üstyapılar oluşturmaktadır.

Çalışmamızda, kortikal kemik ile trabeküler kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları, greft materyalinin maturasyonunu tamamladığı ve maksimum sertliğe ulaştığı varsayılmıştır. İmplantlar ile destek dokular; implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile implant-üstü protezler arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların çene kemik dokusu ve greft materyali ile %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Çalışmamızda yeterli kemik genişliği olan ancak yetersiz kemik yüksekliğine sahip serbest sonlu posterior maksillada, değişik tedavi alternatiflerini içeren 6 farklı senaryoya ait modeller (Şekil 3.9) kullanılmış ve implant üstü sabit protez planlamaları, kuvvet iletimi yönünden değerlendirilmiştir. Her 6 ana maksiller model üzerine yerleştirilen tüm implantlar arasında 3 mm, implantların boyun bölgesi ve vestibül kortikal kemik arasında 1.5 mm mesafe bırakılmıştır (Misch, 2005. s. 109). Model 5'deki ve Model 6'daki eğimlendirilmiş implant sagittal düzlem üzerinde axial eksenle 45° açıyla maksiller sinüs arka duvarı boyunca trabeküler kemik içine, diğerleri axial eksene paralel olacak şekilde trabeküler ve/veya greft materyali içine yerleştirilmiştir. Yerleştirilen kısa implantların hepsi sinüs kortikal kemikle temas edecek şekilde ve tüm modellerde 1.premolar implant standart şekilde konumlandırılmıştır.

İmplant-üstü metal destekli kronların abutmentlara simante olduğu varsayılmış, siman tabakasının inceliği ve malzeme değerlerinin düşüklüğü nedeniyle analize minimum etki yapacağı düşünülerek ihmal edilmiş ve siman aralığı kontak yüzeyi olarak tanımlanmıştır. Ana modellerin herbirinde kronlar splintlenerek köprü restorasyonu oluşturulmuş ve aproksimal bölgeler kontak yüzeyi olarak tanımlanmıştır.



Şekil 3.9. Farklı Tedavi Alternatiflerini Gösteren Çalışma Modelleri.

3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartlar

Birleştirilen model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan mesnetlenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir (Şekil 3.10.). Sonlu eleman stres analizi çalışmalarında belirlenen modellerin desteklenmesi için en az iki düzlemde sabitlenmesi gereklidir. Bu düzlemler analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmelidir. Aksi takdirde, oluşan stresler destek düzlemlere kadar aktarılır ve sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Oluşturulan sınırlamalar sayesinde problem tanımlanan bölge içerisinde çözümlenebilir.

Bu amaçla santral dişin mesialinden geçen sagittal bir düzlem ve proc. zygomaticus hizasından maksillanın üst sınırından geçen horizontal bir diğer düzlem oluşturularak sistem sınırlandırılmıştır.



Şekil 3.10. Sınırları Belirlenmiş ve Uzayda Sabitlenmiş Posterior Maksilla.

3.3. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan bütün malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır. Trabeküler kemiğin modellenmesinde Misch'in (1988) posterior maksillada greftleme sonrası %40 oranıyla karakteristik yapı olarak belirttiği D4 kemik türü kullanılmış ve D4 kemiğe ait materyal özelliği (Sevimay et al., 2005a) tanımlanmıştır. Metal altyapı olarak kron köprü restorasyonlarında en sık kullanılan alaşım türü olan Nikel-krom (Ni/Cr) alaşımı (McCabe, 1999, s.40-56), üst yapı porseleni olarak konvansiyonel feldspatik porselen tercih edilmiştir. Greft materyali olarak sentetik alloplastik kemik grefti simüle edilmiştir. Sistem elemanları için kullanılan malzemelerin menşeileri Tablo 3.4.de ve mekanik özellikleri Tablo 3.5.de verilmiştir. Ağız mukozasının elastisite modülünün ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle gerilim analizlerinde mukoza modeli kullanılmamıştır.

Komponent	Malzeme	Üretici Firma
Kron Porseleni	Feldspatik Porselen(Ceramco II)	Dentsply, Burlington, ABD
Kron Alaşımı	Cr-Ni	Remanium CS, Dentaurum, Ispringen, Germany
Abutment	Ti-6Al-4V	BICON, 501 Arborway, Boston, USA
İmplant	Ti-6Al-4V	BICON, 501 Arborway, Boston, USA
Kemik Yapı	Kortikal-Trabeküler (D4)	Simülasyon
Greft Materyali	Alloplast Greft	Simülasyon

Tablo 3.4. Modellerdeki Her Bir Komponentin Malzemesi.

Malzeme	Elastiklik Modülü(GPa)	Poisson Oranı	Referans
Feldspatik Porselen	68.9	0.28	Koca et al., 2005
Cr-Ni	200	0.33	Balık, 2007
Ti-6Al-4V	110	0.35	Sevimay et al., 2005a
Krestal / Sinüs Kortikal	13.7	0.30	Sevimay et al., 2005a
Trabeküler (D4)	1.10	0.30	Sevimay et al., 2005a
Alloplast Greft (Yüksek Yoğunluk)	3.45	0.31	Huang et al., 2009

Tablo 3.5. Modellerdeki Her Bir Malzemenin Mekanik Özellikleri.

3.4. Yükleme Koşulları

Bütün modellerde yükleme aynı noktalardan, axial eksenle 30° lik açıyla, kron başına toplam 300N (Mericske-Stern ve Zarb, 1996) olmak üzere, köprü restorasyonlarının her bir üyesinde bukkal tüberküllerin lingual eğimlerine palatinobukkal yönde oblik olarak (Imanishi et al., 2003) uygulanmıştır (Şekil 3.11.).

Çalışmamızda oklüzal yükler, tüberkül-marjinal sırt ilişkisi (Şekil 3.12.) esas alınarak (Yavuzyılmaz, 2007, s. 664) her bir krona gelen kuvvet oklüzal temas nokta sayıları ve lokalizasyonlarına göre eşit olarak bölünmüş ve aşağıdaki oranlara göre noktasal yüklemeler tercih edilmiştir.

2.Premolar	300N / 2	= 150 N (her noktada)
1.Molar	300N / 5	= 60 N (her noktada)
2.Molar	300N / 4	= 75 N (her noktada)



Şekil 3.11. Palatinobukkal Yönde ve Axial Eksenle 30°'lik Açıyla Oblik Yükleme.



Şekil 3.12. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Oklüzal Temas Noktaları

3.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Çalışmamızda Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır. Sonlu elemanlar analizlerinde elde edilen veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bulguların istatistiksel analizi yapılmamaktadır.

Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan gerilme (çekme) tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan sıkışma tipi gerilimi ifade eder. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyum ve metal alaşımlarda oluşan stresler incelenirken ise özellikle Von Misses stresleri dikkate alınır (Gümüş, 2007, s. 28). Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir verebilmektedir (Shigley, 2004, s. 260-266).

Analizler elde edilen bulgular dağılım skalaları ile sonunda değerlendirilir. Tüm stres değerleri renk miktar skalaları ile ve gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar daha sonra karşılaştırmalı olarak değerlendirilecektir.

4.BULGULAR

Üç boyutlu modeller üzerinde yapılan sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda; implantların bünyesinde oluşan Von Misses stresleri; krestal kortikal kemik, trabeküler kemik, sinüs kortikal kemik ve greft materyali gibi tüm implant-destek doku ara yüzleri bünyesinde oluşan gerilme ve sıkışma stresi bulguları belirli bir düzen içerisinde sunulmuştur (Şekil 4.1).

Araştırma sonunda elde edilen bulgularda kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Sonlu elemanlar stres analizlerinde kemik doku gibi kırılgan özellikteki dokuların stres değerlerinin belirlenmesinde daha doğru sonuçlar veren Principle (Asal) Stres değerlerinden (Maksimum Principle Stres = Gerilme stresi, Minimum Principle Stres = Sıkışma stresi); titanyum gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde ise daha güvenli sonuç veren Von Misses Stres değerlerinden faydalanılmıştır. Von Misses stres değerleri kırılgan materyallerin bünyesinde streslerin dağılımı hakkında bir fikir verirken oluşan streslerin türü hakkında bir fikir vermemektedir.

Çalışmamızda aynı bölgedeki değişik tedavi alternatiflerinde oluşan stresleri karşılaştırmak üzere hazırlan 6 farklı tedavi modeline ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir. Farklı destek dokulardaki gerilme ve sıkışma stresleri implantların bukkal, palatinal, mesial ve distal yüzlerindeki implant-destek doku arayüzlerinde ölçülmüş, tablolarda maksimum gerilme ve maksimum sıkışma streslerinin rakamsal değerleri vurgulanmıştır.



Şekil 4.1. Bulguların değerlendirilmesi için kullanılan akış şeması.
Modellerden birbirine yakın planlamaların karşılıklı değerlendirilmesiyle elde edilen stres bulguları, tedavi alternatiflerinin birbirlerine göre üstünlüklerini ve yetersizliklerini ortaya koymaktadır (Tablo 4.1.)

Tablo 4.1. Değerlendirme Gruplarının Karşılaştırma Sistematiği ve Karşılaştırma Parametreleri.

Değerlendirme Parametreleri	ÇAP	BOY	SAYI	GREFT	AÇI
Model 1 – Model 3	Х	Х		Х	
Model 1 – Model 4	Х	Х	Х	Х	
Model 1 – Model 5	Х	Х			Х
Model 3 – Model 5				Х	Х
Model 3 – Model 6	Х	Х	Х	Х	Х
Model 4 – Model 6	Х	Х		Х	Х

4.1. Tüm Modellerde Ölçülen Maksimum Gerilme ve Maksimum Sıkışma Stresleri

Birbirinden farklı 6 tedavi alternatifini temsil eden modellerde üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapmak üzere olşturulan modellerin herbirindeki destek dokularda oklüzal yükleme sonrası ölçülen maksimum gerilme ve maksimum sıkışma stresleri ve dağılım tabloları aşağıda verimiştir.

Yükleme sonrası tüm modellerdeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma stresleri birbirleriyle kıyaslandığında: Krestal kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri her modelde palatinal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 3.Model'de 2.Premolar implantın palatinal yüzünde ve 21.00 MPa (Şekil 4.2);

Krestal kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri her modelde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 1.Model'de 2.Molar implantın bukkal yüzünde ve -64.43 MPa (Şekil 4.3);

Trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri her modelde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 2.Model'de 1.Molar implantın bukkal yüzünde ve 3.64 MPa (Şekil 4.4);

Trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri her modelde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 1.Model'de 2.Molar implantın bukkal yüzünde ve -4.34 MPa (Şekil 4.5);

Sinüs kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri her modelde farklı yüzeylerde farklı değerlere sahip olmak üzere en yüksek değer, 6.Model'de 1.Molar implantın bukkal yüzünde ve -5.63 MPa (Şekil 4.6);

Sinüs kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri her modelde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 4.Model'de 1.Molar implantın bukkal yüzünde ve -32.4 MPa (Şekil 4.7);

Greft materyalinde ölçülen maksimum gerilme ve maksimum sıkışma stresleri her iki modelde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değerler, 3. Model'de 1.Molar implantın bukkal yüzünde sırasıyla 0.18 MPa ve 0.04 MPa olarak (Şekil 4.8) tespit edilmiştir.



Şekil 4.2. Tüm Modellerde Krestal Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.3. Tüm Modellerde Krestal Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.



Şekil 4.4. Tüm Modellerde Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.



Şekil 4.5. Tüm Modellerde Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.



Şekil 4.6. Tüm Modellerde Sinüs Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.



Şekil 4.7. Tüm Modellerde Sinüs Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.



Şekil 4.8. Tüm Modellerde Greft Materyalinde Ölçülen Maksimum Gerilme ve Maksimum

Sıkışma Stresi Değerleri.

4.2. Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Yükleme sonrası tüm modellerdeki implantların boyun bölgesinde oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri karşılaştırılmış, en yüksek değer, 5. Model'de 2.Molar implantın boyun bölgesinde ve 499.5 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Tüm Modellerdeki İmplantların Boyun Bölgelerinde Ölçülen Maksimum Von Mises Stres Değerleri.

4.2.1. Model 1'e Ait Von Mises Stres Dağılımları

1. Modeldeki implantlarda oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri incelendiğinde; 2.Premolar implantın boyun bölgesinde 292.48 MPa ve 2.Molar implantın boyun bölgesinde 219.63 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. Model 1'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.

4.2.2. Model 2'ye Ait Von Mises Stres Dağılımları

2. Modeldeki implantlarda oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri incelendiğinde; 2.Premolar implantın boyun bölgesinde 188.30 MPa, 1.Molar implantın boyun bölgesinde 136.52 MPa ve 2.Molar implantın boyun bölgesinde 167.13 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.11)



Şekil 4.11. Model 2'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.

4.2.3. Model 3'e Ait Von Mises Stres Dağılımları

3. Modeldeki implantlarda oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri incelendiğinde; 2.Premolar implantın boyun bölgesinde 386.98 MPa ve 2.Molar implantın boyun bölgesinde 378.51 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Model 3'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.

4.2.4. Model 4'e Ait Von Mises Stres Dağılımları

4. Modeldeki implantlarda oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri incelendiğinde; 2.Premolar implantın boyun bölgesinde 312.82 MPa, 1.Molar implantın boyun bölgesinde 255.14 MPa ve 2.Molar implantın boyun bölgesinde 397.69 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.13).



Şekil 4.13. Model 4'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.

4.2.5. Model 5'e Ait Von Mises Stres Dağılımları

5. Modeldeki implantlarda oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri incelendiğinde; 2.Premolar implantın boyun bölgesinde 376.39 MPa ve 2.Molar implantın boyun bölgesinde 499.50 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. Model 5'deki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.

4.2.6. Model 6'ya Ait Von Mises Stres Dağılımları

6. Modeldeki implantlarda oluşan Maksimum Von Mises Stres değerlerleri incelendiğinde; 2.Premolar implantın boyun bölgesinde 211.38 MPa, 1.Molar implantın boyun bölgesinde 170.28 MPa ve 2.Molar implantın boyun bölgesinde 324.56 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Model 6'daki İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Dağılımları.

4.3. Maksimum Principle Stres Değerlerine Ait Bulgular

Yükleme sonrası tüm modellerdeki destek dokularda (krestal kortikal kemik, trabeküler kemik, sinüs kortikal kemik ve greft) oluşan maksimum principle streslerin (gerilme streslerinin) en yüksek değerleri her model için ayrı ayrı tablolarda ve gerilme streslerinin dağılımları renkli matematiksel modellerde gösterilmiştir.

4.3.1. Model 1'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları

1. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum gerilme stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.16) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Premolar implantın palatinal yüzeyinde 15.03 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 1.91 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın mesial yüzeyinde 4.54 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.17).



Şekil 4.16. Model 1'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.17. Model 1'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.

4.3.2. Model 2'ye Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları

2. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum gerilme stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.18) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın palatinal yüzeyinde 12.04 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde 3.64 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -4.79 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.19).



Şekil 4.18. Model 2'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.19. Model 2'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.

4.3.3. Model 3'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları

3. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum gerilme stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.20) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Premolar implantın palatinal yüzeyinde 21.00 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 3.01 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın distal yüzeyinde 2.69 MPa olarak,

Greft yapısında en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 0.18 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.21).



Şekil 4.20. Model 3'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.21. Model 3'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.

4.3.4. Model 4'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları

4. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum gerilme stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.22) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın palatinal yüzeyinde 14.71 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde 2.39 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 3.18 MPa olarak,

Greft yapısında en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 0.05 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.23).



Şekil 4.22. Model 4'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.23. Model 4'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.

4.3.5. Model 5'e Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları

5. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum gerilme stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.24) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Premolar implantın palatinal yüzeyinde 20.44 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 2.11 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.25).



Şekil 4.24. Model 5'de Krestal Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.25. Model 5'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.

4.3.6. Model 6'ya Ait Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları

6. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum gerilme stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.26) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın palatinal yüzeyinde 14.30 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde 3.38 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -5.63 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.27).



Şekil 4.26. Model 6'da Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Gerilme Stresi Dağılımları.



Şekil 4.27. Model 6'da Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Gerilme Stresi Değerleri.

4.4. Minimum Principle Stres Değerlerine Ait Bulgular

Yükleme sonrası tüm modellerdeki destek dokularda (krestal kortikal kemik, trabeküler kemik, sinüs kortikal kemik ve greft) oluşan minimum principle streslerin (sıkışma streslerinin) en yüksek değerleri her model için ayrı ayrı tablolarda ve sıkışma streslerinin dağılımları renkli matematiksel modellerde gösterilmiştir.

4.4.1. Model 1'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları

1. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum sıkışma stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.28) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -64.43 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -4.34 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın distal yüzeyinde -12.89 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.29).



Şekil 4.28. Model 1'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.



Şekil 4.29. Model 1'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.

4.4.2. Model 2'ye Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları

2. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum sıkışma stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.30) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -44.05 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -1.40 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -19.09 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.31).



Şekil 4.30. Model 2'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüs Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.



Şekil 4.31. Model 2'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.

4.4.3. Model 3'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları

3. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum sıkışma stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.32) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -44.26 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Premolar implantın bukkal yüzeyinde -2.36 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -14.14 MPa olarak,

Greft yapısında en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde 0.04 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.33).



Şekil 4.32. Model 3'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.



Şekil 4.33. Model 3'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.

4.4.4. Model 4'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları

4. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum sıkışma stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.34) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -50.05 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Premolar implantın bukkal yüzeyinde -3.11 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -32.40 MPa olarak,

Greft yapısında en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeinde 0.01 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.35).



Şekil 4.34. Model 4'de Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Sinüs Kortikal Kemik ve Greft Yapısında Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.


Şekil 4.35. Model 4'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.

4.4.5. Model 5'e Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları

5. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum sıkışma stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.36) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Molar implantın bukkal yüzeyinde -49.76 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 2.Premolar implantın bukkal yüzeyinde -2.55 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.37).



Şekil 4.36. Model 5'de Krestal Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.



Şekil 4.37. Model 5'de Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.

4.4.6. Model 6'ya Ait Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları

6. Modeldeki destek dokularda oluşan maksimum sıkışma stresi değerlerleri incelendiğinde (Şekil 4.38) ;

Krestal kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -43.00 MPa olarak,

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -2.32 MPa olarak,

Sinüs kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 1.Molar implantın bukkal yüzeyinde -21.57 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.39).



Şekil 4.38. Model 6'da Krestal Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüs Kortikal Krmikte Oluşan Maksimum Sıkışma Stresi Dağılımları.



Şekil 4.39. Model 6'da Destek Dokularda Ölçülen Maksimum Sıkışma Stresi Değerleri.

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında, estetiğe katkıları nedeniyle rutin uygulamalar haline gelmiştir. İmplant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemik miktarı, kalitesi ve kantitesi implant başarısı için önemli kriterlerdir (Akça et al., 2002; Hasan et al., 2010; Neldam ve Pinholt, 2010; Raviv et al., 2010).

İmplantüstü protezlerde çiğneme esnasında oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, protetik restorasyonlar aracılığıyla implantlara ve peri-implantal destek dokulara iletilmektedir. Bu kuvvetler implant ve destek doku arasındaki temas alanında farklı streslere ve implantlar çevresindeki kemikte reformasyona sebep olmaktadır (Bidez ve Misch, 1992).

Posterior maksillanın düşük yoğunluktaki kemik yapısı ve maksiller sinüsle olan komşuluğu, dişsizliğin en sık görüldüğü bu bölgelerde implantların uygulanabilirliği ve başarı oranlarını düşürmektedir. Vertikal kemik miktarının ideal boyutlarda implantların yerleşimi için yetersiz olduğu durumlarda, çoğunlukla maksiller sinüsün greftlenmesiyle destek doku arttırımına gidilmektedir. Bu amaçla uygulanan yöntemler, ilave cerrahi işlemler ve buna bağlı tedavi maliyetlerinin artması, iyileşme süresinin uzaması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Bunları elimine etmek amacıyla farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir (Anitua ve Orive, 2010; Aparicio et al., 2001; Arlin, 2006; Bellini et al., 2009; Felice et al., 2009; Fortin et al., 2009; Hasan et al., 2010; Koca et al., 2005; Krekmanov et al., 2000; Maló et al., 2007; Neldam ve Pinholt, 2010; Pierrisnard et al., 2003; Raviv et al., 2010; Renouard ve Nisand, 2005; Ridell et al., 2009; Venturelli, 1996; Zampelis et al., 2007). Bu noktada, atrofik posterior maksillada sinüs lifting yapılmadan yine de implant desteği oluşturulacaksa bu yöntemlerden hangisinin tercih edilmesi gerektiği cevaplanması gereken ilk sorudur. Hangi tedavi planlaması uygulanırsa uygulansın çiğneme kuvvetlerinin protetik üstyapılar aracılığıyla implantlar ve destek dokulara doğru şekilde iletilmesi biyomekanik şartların tam olarak anlaşılması ile sağlanacaktır.

Restorasyonların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Bu analizlerden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği sayesinde incelenecek cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı medikal çalışmalarda tercih edilmektedir (Darendeliler, 1995; Fischer et al., 2003; Rubin et al., 1983).

Sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının bir, iki veya üç boyutlu stres analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Geng et al., 2001). İki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, diş hekimliği araştırmalarının farklı dallarında sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemi olmasına karşın, kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyallerin çeşitliliği ve üç boyutlu morfolojik yapıların kompleksliği nedeniyle çoğu çalışmada yetersiz kalmaktadır (O'Grandy et al., 1996, Yang et al., 2001). Oysa bizim çalışmamızda da tercih ettiğimiz üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde taklit ettiği farklı çalışmalarda gösterilmiştir (Akça, 2002; Borchers ve Reichart, 1983; Huang et al., 2009; Ismail et al., 1987; Koca, 2005; Meijer et al., 1993a).

Bunun yanında sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmaları sınırlandıran en önemli dezavantaj, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (Akça ve İplikçioğlu, 2001). Nitekim bizim çalışmamızda taklit edilen tüm canlı dokular ve sentetik malzemeler de bu zorunluluk nedeniyle %100 homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır. Aynı zamanda histolojik çalışmalarda kemik-implant arayüzünde osseointegrasyonun tamamiyle gerçekleşmediği ortaya konulsa da (Sato et al., 1997; Van Zyl et al., 1995) bizim çalışmamızda implantların çene kemiğine ve greft materyaline %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Sonlu elemanlar analizlerinin yapılabilmesi, üzerinde çalışılacak hassas geometrik modellerin oluşturulabilmesine bağlıdır. Bu modeller, özel bilgisayar programları ile çizilerek, katı gerçek modelin dijital olarak taranmasıyla veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile elde edilebilirler. Yapılan benzer sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda değerlendirilecek modeller, bilgisayarlı tomografi görüntüleri yardımıyla elde edilmiştir (Clelland et al., 1993; Çağlar et al., 2006; Çalış, 2006, s. 36; Engel et al., 2001). Bizim çalışmamızda kullandığımız maksiller modelin oluşturulmasında kliniğimizdeki bilgisayarlı tomografi kayıtları arasından araştırmada kullanılmaya uygun nitelikteki bir vaka seçilmiş ve modelleme için referans olarak kullanılmıştır. Bu yöntemin mevcut klinik durumu birebir yansıtabilmesi diğer yöntemlere göre oldukça avantajlıdır. Buna ek olarak

çalışmamızda kullanılan implantlar ve abutmentlar ilgili firmadan temin edilerek dijital olarak taranmış ve gerçek oranda modeller elde edilmiştir.

Analiz işlemlerini ağırlaştıracak bütün bir maksiller çene modeli oluşturmak yerine, gerçeğe yakın sonuçlar alabilmek için uygulanan stres dağılımını sınırlandırmayacak boyutlarda olmak kaydıyla sadece sağ posterior maksilla segmenti modellenmiştir. Meijer et al. (1993b), yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, yükleme şartlarının ve sınır koşulların gerçeğe yakın uygulandığı tüm bir mandibula modeline ait sonuçlar ile sadece interforaminal bölgeyi kapsayan mandibula kesitine ait sonuçların benzer olduğunu göstermişlerdir. Yapılan çalışmalarda (Sato et al., 1997) üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinde güvenli sonuçların alınabilmesi için kuvvet altında değerlendirilecek nokta ve modelin sınır şartları arasında en az 4.2 mm'lik bir alana ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda santral dişin mesialinden geçen sagittal bir düzlem ve proc. zygomaticus hizasından maksillanın üst sınırından geçen horizontal bir diğer düzlem oluşturularak sistem sınırlandırılmıştır.

Koca et al. (2005), atrofik posterior maksillada uygulanan implantlarda mevcut kemik yüksekliğinin stres dağılımındaki etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle değerlendirmişler ve 7, 10 ve 13 mm'lik residüel kemik mevcudiyetinde streslerin destek dokudaki dağılımının 4 ve 5mm'lik kemiğe göre daha homojen olduğunu tespit etmişlerdir. Jensen atrofik posterior maksillada implant destekli protez uygulanabilmesi için sunduğu cerrahi yaklaşımlarda 4mm ile 5 mm.'lik residüel kret yüksekliğini kritik değer olarak bildirmiştir (Achong ve Block, 2006, p.64). Bizim çalışmamızda oluşturulan modellerde 5 mm. olarak tasarlanan residüel kemik miktarı bu çalışmalardan dayanak alınarak belirlenmiştir.

Krestal kortikal kemiğin mevcudiyeti ve mevcutsa kalınlığı, çalışma sonuçlarını yönlendirecek önemli özelliklerdir. Tepper et al. (2002), posterior maksillada diğer faktörler sabit tutularak krestal kortikal kemiğin bulunduğu ve bulunmadığı durumlarda implanların yerdeğiştirme miktarını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle değerlendirmişler; krestal kortikal kemiğin bulunmadığı durumlardaki yerdeğiştirme miktarının, diğerine göre %169 oranında fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Osseointegrasyonun sağlanması ve implantın başarısı için primer stabilizasyonun önemi çok büyüktür. Özellikle düşük kemik yoğunluğu ve kortikal kemik yetersizliği gösteren posterior maksillada implantın primer stabilizasyonu için krestal, kortikal ve trabeküler kemiğe ilaveten, sinüs tabanındaki kortikal kemik, yararlanılacak bir diğer destek dokudur (Martinez et al., 2001). Krestal kortikal kemiğe ilaveten sinüs kortikal kemiğin de destek olarak kullanılmasıyla sağlanan bikortikal fiksasyon, implantların primer stabilitesine katkıda bulunacak ve fonksiyonel yükleme sırasında oluşan mikrohareketliliğin azalmasını sağlayarak stres iletiminin homojen olarak dağılımına katkıda bulunacaktır (Tepper et al., 2002). Bu bilgiler ışığında çalışmamızdaki tüm modellerde yerleştirilen kısa-geniş implantların tamamı bikortikal fiksasyonun sağlanması amacıyla apekslerinden sinüs kortikal kemik ile temasta olacak şekilde tasarlanmışlardır. Bu yaklaşımın bir diğer amacı, greftlenmemiş modellerde yerleştirilen kısa-geniş implantların, greftlenmiş modellerdeki uzun implantlarla kıyaslandığında, greft materyalinin stres dağılımındaki etkisini daha net ortaya koyabileceğidir.

Kortikal kemik kalınlığının 0.2mm ve 1mm arasında minimum ve maksimum değer aldığını bildiren kaynaklar (Fanuscu et al., 2003; Fanuscu et al., 2004; Koca et al, 2005) referans alınarak hazırlanan bizim çalışma modellerimizde, krestal kortikal kemik miktarı 1mm, trabeküler kemik miktarı 3.5mm ve sinüs kortikal kemik miktarı 0.5mm olmak üzere toplam residüel kemik miktarı 5mm olarak belirlenmiştir.

Klinik çalışmalar Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasına göre Tip I ve Tip II kemiklerde uygulanan implantların yüksek başarı oranlarından bahsetmekteyken; Tip IV kemikteki başarısızlıkları vurgulamaktadır (Block et al., 1996; Engquist et al., 1988; Fugazzotto et al., 1993; Jaffin ve Berman, 1991). Yine trabeküler kemik türü ile ilgili yapılan çalışmalarda, Tip IV kemik türündeki implant kayıp oranlarının Tip I ve Tip III türlerindekilere göre dört kat daha fazla olduğu gözlenmiştir (Jaffin ve Berman, 1991). Çalışmamızda kullanılan modellerde trabeküler kemik yapısı olarak Misch'in (1988) posterior maksillada greftleme sonrasında %40 oranıyla karakteristik yapı olarak belirttiği D4 kemiğe ait materyal özelliği (Sevimay et al., 2005a) tanımlanmıştır.

Çalışmamızda posterior maksillada greftleme islemi yapılmış modellerde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımları "complete periimplant packing" tekniği ile tamamen greftle kaplanmış sekilde modellenmiştir. Bu tasarımın maksiller sinüsün hiç greftlenmediği durumlaa göre, implantın yer değiştirmesini %32 oranında azalttığı bildirilmektedir (Tepper et al., 2002).

En az greftleme tekniği kadar kullanılan greft materyalinin mekanik özellikleri de stres iletiminde önemli rol oynamaktadır. Otojen kemik greftleri, osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklerinin yanında çok sayıda canlı hücre içermesi ve büyüme faktörlerinden zengin olması ile maksiller sinüs greftlemesinde altın standart olarak kabul edilmekteyken (Jensen et al., 1988), maksiller sinüsün hava basıncına karşı direnç gösteremediği ve ilk haftalardan başlayarak hacminde ve yüksekliğinde azalma görüldüğü bildirilmektedir (Chanavaz, 1990). Bunun yanında Van der Meij et al. (1994), otojen kemik greftinin uygulandıktan sonraki birinci yılında %30 oranında rezorbe olduğunu, Kim et al. (1999) ise 18. ayın sonuda rezorpsiyonun %54,8 oranında olduğunu tespit etmişlerdir. Otojen kemik greftlerinin istenilen miktarda elde edilememesi, şekil verme zorluğunun olması, donör saha morbiditesi ve ikinci bir cerrahi işleme ihtiyaç olması gibi dezavantajları da (Hammerle et al., 1997) eklenince hekimler farklı kemik greft materyalleri kullanımına yönelmişlerdir.

Maksiller sinüslerin greftlenmesinde kullanılacak ideal kemik greft materyallerinin, maksiller sinüslerin ventilasyonu esnasında oluşan hava basıncına karşı direnç gösterecek stabil bir hacim oluşturması ve protezlerin uygulanmasından sonra yapısını koruyarak oklüzal kuvvetler karşısında doğru yük iletimini sağlayabilmesi gereklidir (Jensen et al., 1998).

Sinüs augmentasyon operasyonlarında orijinal hacimlerini korudukları için en başarılı kemik greftlerinin, alloplastların da içinde bulunduğu ostekondüktif özelliktekiler olduğu bildirilmektedir (Anitua, 1999; Çalış, 2006, s. 82; Marx et al., 1998; Whitman et al., 1997). Alloplastik greftlerin kullanımının, oluşturulan hacmi koruyarak yoğun kemik oluşumunu sağladıkları ve augmente edilen bölgede erken rezorpsiyona engel oldukları bildirilmektedir (Satow et al., 1997). Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda kullandığımız modellerde greft materyali olarak, alloplastik greft tanımlanmıştır.

Posterior maksillada sıklıkla peri-implantal destek doku olarak kullanılan greftlenmiş kemiğin, implant stabilitesinin sağlanması ve devam ettirilmesindeki etkisi henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır. Sonlu elemanlar stres analizlerinde çalışmaların sonucunu en çok etkileyen faktör, kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı gibi mekanik özellikleridir. Literatürde greft materyalinin mekanik özelliklerini tanımlayan ve stres iletimindeki etkisini inceleyen az sayıda çalışmaya rastlanmıştır (Fanuscu et al., 2003; Huang et al., 2009).

Fanuscu et al. (2003), greftlenmiş ve greftlenmemiş maksiller sinüse yerleştirilen tek implantın stres dağılımındaki etkisini fotoelastik model üzerinde incelemişlerdir. Çalışma sonunda, greftlenmiş bölgenin implanta desteklik sağlamasında, kullanılan greft materyalinin özelliği ve greftin yerleştirildikten sonraki iyileşme ve maturasyon süresinin etkili olduğu sonucuna varmışlardır. Yeterli iyileşme süresi sonunda maturasyonu tamamlanmış greft materyalinin, kemik dokuya kıyasla daha homojen stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yine Huang et al. (2009), augmente edilmiş maksiller sinüse uygulanmış implantlarda farklı yoğunluk değerine sahip greft materyallerinin stres dağıtımı üzerine etkilerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak incelemişler, yüksek yoğunluktaki greft materyalinin elastisite modülünü 3450 MPa, düşük yoğunluktaki greft materyalinin elastisite modülünü 345 MPa olarak belirlemişlerdir. Çalışma sonunda yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveolar kemiğe daha az stres ilettiğini, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını göstermişler ve greft materyalinin iyileşme süresinin uzamasıyla, biyolojik olarak greft dokusundaki mineralizasyonun yani greft yoğunluğunun arttığı sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda greft materyalinden stres iletiminde olabildiğince verim alabilmek amacıyla yüksek yoğunluktaki greft materyaline ait elastisite modülü (3450 MPa) kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan implantlar ve abutment modellerinin tamamı tek bir firmaya (BICON 501 Arborway, Boston, USA) ait olup, şekil özelliklerini birebir yansıtmak amacıyla Nextengine 3d tarayıcısı (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) ile makro ölçekte 3 boyutlu taranarak elde edilmiştir. Bu yaklaşımın, modellerin gerçeğe olabildiğince yakın olmasını sağlayarak analiz sonuçlarının güvenilirliğini arttıracağı düşünülmüştür. Klinik uygulamalarımıza ve genel düşünceye göre, birisi yaygın kullanımı olmayan kısa-geniş implant (6mm çap ve 5mm boy = 6x5mm) olarak tanımlayabileceğimiz ve diğeri rutin uygulamalarda sıklıkla tercih edilen boyutlarda (5mm çap ve 11mm boy = 5x11mm) olmak üzere iki farklı boyutta implant kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan kısa-geniş implantlar, dental implant sektöründe günümüzde üretilen en küçük boyutlara sahiptir. Bu yaklaşım vertikal yönde aşırı kemik kaybı gösteren maksiller posterior dişsizlikteki sınır şartlarda, implant kullanımının etkilerini ortaya koyabilmek açısından oldukça önemlidir.

Sertgöz (1997), implant üstü protezlerde üstyapı materyali olarak rijid ya da esnek bir materyalin kullanılmasının implant üzerindeki stres dağılımında etkisi olmadığı ancak protetik komplikasyonların önlenmesi amacıyla rijid materyallerin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Uygun mekanik özellikleri sayesinde sabit restorasyonların altyapılarında Ni/Cr alaşımları (McCabe, 1999, s.40-56), üstyapılarındaysa metal-porselen sistemler (Koca et al., 2005; Sevimay et al., 2005a) diğer materyallere göre daha çok tercih edilen materyallerdir. Implantüstü sabit restorasyonlarda metal destekli porselen kronların kullanılmasının stres iletimi açısından akrilik kronlar, IPS Empress 2 ve In Ceram sistemlerine göre daha avantajlı olduğu bildirilmiştir (Sevimay et al., 2005a). Bizim çalışmamızda da literatür bilgisi ve klinik uygulamalarımız dikkate alınarak, metal destekli porselen kronlar için altyapı malzemesinde Ni/Cr alaşımları ve üstyapı malzemesinde Feldspatik Porselen (Ceramco II) sistemi tercih edilmiştir. Metal altyapı kalınlığı 0.8mm ve porselen kalınlığı en az 2mm. olarak belirlenmiştir (Sevimay et al., 2005a). Modellenen kronlar aproksimal yüzeylerinden splintlenerek köprü restorasyonu haline getirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan kron boyutlarının belirlenmesinde Wheeler'in (2010, s. 26; s. 175) verileri referans alınmış ve her modelde standart protetik üst yapı kullanılmıştır. Bu sayede karşılaştırılan 6 farklı tedavi senaryosundaki implantlara ve destek dokulara eşit yükleme şartları altında eşit kuvvet iletimi yapılması sağlanmıştır.

Maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve arkın farklı bölgelerinde değişiklik göstermektedir. Raadsheer et al. (1999), yaptıkları bir çalışmada, doğal dişlerin bulunduğu durumda ısırma kuvvetlerini erkeklerde ortalama 545.6 N, kadınlarda ortalama 383.6 N olarak ölçmüşlerdir. Helkimo et al. (1977), doğal dişlere sahip hastalarda oklüzal kuvvetlerin posterior bölgede 383 N ile 880 N arasında değiştiğini, Carlsson (1974) ise ısırma kuvvetlerinin 1. keserlerde 209 N'dan 1. Molara kadar 819 N'a ulaşan değer aralığında olabileceğini bildirmiştir. Awadalla et al. (1992), yaptıkları çalışmada, doğal dişlerin bulunduğu durumda büyük azı bölgesinde ortalama 577 N olan çiğneme kuvvetinin, aynı bölgenin sabit bölümlü protezler ile restore edilmesiyle %37'sine kadar düştüğünü tespit etmişlerdir.

Mericske-Stern ve Zarb'ın (1996), bir grup parsiyel dişsiz hastayı implant destekli köprülerle tedavi ettikten sonra maksimum ısırma kuvvetlerini tespit etmek için yaptıkları çalışmada elde ettikleri sonuçlarsa: birinci premolar bölgesinde ortalama 200 N'dan düşükken, ikinci premolar, 1.molar ve 2.molar bölgelerinde 300 N şeklindedir. Aynı hastalarda implant bulunan taraf ile bulunmayan taraf arasında belirgin bir fark olmadığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın verilerine dayanılarak ikinci premolar, birinci ve ikinci molar dişler bölgesine yerleştirilen implant üstü köprü restorasyonunda her krona 300 N'uk yük ayrı ayrı uygulanmıştır.

Implantlara iletilen oklüzal kuvvetlerin dikey ve yatay bileşenlere ayrılarak gerilim oluşturmaları nedeniyle proteze gelen kuvvetin tam olarak nereden uygulandığı değerlendirmeler açısından önemlidir. Yüklemenin implant, abutment veya restoratif yapılar üzerinden uygulanması elde edilecek bulgularda değişikliğe sebep olmaktadır. Oklüzal kuvvetlerin restorasyonlar üzerinden abutment ve implantlara aktarılmasıyla daha gerçekçi sonuçların elde edildiği bildirilmektedir (Hsu et al., 2007). Bu nedenle bizim çalışmamızda oklüzal yükleme, protetik restorasyonların oklüzal yüzleri üzerinden yapılmıştır. Bunun yanında, oklüzal yüklerin yönünü ve miktarını klinik olarak hesaplamanın güçlüğü ve hangi oklüzal yükte ne kadar yıkım olacağının tam olarak tespit edilememesi oklüzal yükler ile implant başarısı arasındaki ilişkinin incelenmesini güçleştirmektedir. Yapılan çalışmalarda vertikal kuvvetlerin horizontal kuvvetlerden 10 kat fazla olduğunun gösterilmesine rağmen (Brunski, 1988), vertikal kuvvetlerin horizontal kuvvetlerden daha iyi tolere edildiği de bilinmektedir (Weinberg, 2001).

Fonksiyon esnasında oklüzal kuvvetlerin hemen hiç biri implantın uzun aksına paralel doğrultuda gelmez ve tam bir aksiyal yükleme gerçekleşmez. Bunun aksine protetik yapı, farklı yönlerden ve farklı sıklıklarla meydana gelen dinamik karakterdeki oklüzal kuvvetlere maruz kalır. Kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekilde tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine sebep olur (Richter, 1998; Smedberg et al., 1996). Farklı çalışmalarda oblik yüklerin oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı gösterilmiştir (Çalış, 2006, s. 89; Gümüş, 2007, s. 81; Holmgren et al., 1998; Ladd ve Kinney, 1998). Sonlu elamanlar stres analizinde taklit edilen çiğneme kuvetlerinin özellikleri göz önüne alındığında model yüklenirken gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için horizontal veya aksiyal kuvvetleri de bünyesinde barındıran oblik yüklemeler uygulanmalı; bireylerin çiğneme kuvvetleri ve alışkanlıkları doğrultusunda oklüzal yüklerin destek dokulara iletecekleri stresleri azaltmaya yönelik yaklaşımlar üzerinde durulmalıdır. Bu amaçla çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için palatino-bukkal yönde oblik kuvvet uygulanması tercih edilmiştir.

Üç boyutlu stres analiz yöntemlerinin başarısının, hazırlanan matematik modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğu bildirilmiştir (DeTolla et al., 2000). Çalışmamızda oluşturulan modellerde kullanılan düğüm noktaları ve eleman sayıları, benzer çalışmalarla kıyaslandığında analizin hassasiyetini üst düzeye taşıyacak kadar fazladır (Çalış, 2006, s. 35; Fanuscu et al., 2004; Koca et al., 2005; Rieger et al., 1989; Ulrich et al., 1998).

5.1. Modellerde Tespit Edilen Maksimum Von Mises, Maksimum Gerilme ve Maksimum Sıkışma Streslerinin Karşılıklı Olarak Değerlendirilmesi.

Bu çalışmada, serbest sonlu posterior maksillada sinüsün sınırlaması nedeniyle oluşan vertikal kemik yetersizliğinde planlanan farklı tasarımlı implant üstü sabit bölümlü protezlere etki eden çiğneme kuvvetlerinin, implantlar ve destek dokulardaki etkileri incelenmiştir. Bu amaçla bilgisayar ortamında hazırlanan 6 farklı tedavi planlamasına ait üç boyutlu modellerin herbirinde oklüzal yükleme sonucu oluşan Von Mises Stres, Maksimum Principle Stres ve Minimum Principle Stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz programı kullanılarak ortaya konulmuştur.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinde kullanılan tüm materyaller çoğunlukla lineer elastik özellikte tanımlandıklarından, yükleme altında modeller bünyesinde oluşan stres değerleri, uygulanan kuvvetlerle doğru orantılı olarak artacaktır. Bu nedenle çalışmamızda modeller karşılaştırılırken sayısal değerlerden çok niteliksel genellemeler daha doğru sonuç verecektir. Literatürde bir çok kaynak, sonuçların sayısal anlamda birebir karşılaştırmanın güvenilir olmadığından bahsetmektedir (Meijer et al., 1993a; Stegariou et al., 1998).

Çalışmamızda aynı tedavi bölgesindeki değişik uygulamalar arasından birbirine yakın senaryolara ait stres bulgularının karşılıklı değerlendirilmesi ile farklı tedavi alternatiflerinin birbirlerine göre üstünlüklerini ve yetersizliklerini ortaya koymak amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları, yük uygulandıktan sonra yapının bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını tespit etmeyi amaçlar. Kemik doku sıkışma streslerine, gerilme streslerinden daha dayanıklıdır. Benzer çalışmalarda, genellikle kuvvet uygulaması sonunda oluşan en yüksek maksimum principle stres değerlerinin ve dağılımlarının değerlendirildiği görülmektedir (Clelland et al., 1995; Clelland ve Gilat, 1992; Çağlar et al., 2006; Himmlova, 2004). Bu çalışmalarda en yüksek gerilme stresi değerlerinin tespit edildiği alanlar, rezorpsiyonun ilk başlayacağı noktalar olarak tanımlanmıştır. Günümüzde maksilla için tanımlanmış ve rezorpsiyonun başlangıcı olarak kabul edilen sabit bir gerilme değeri bulunmamaktadır. Ayrıca kemik dokusunun anizotropik özelliklerine ve uygulanan kuvvetin büyüklügü ile etki süresine bağlı olarak implant-kemik ara yüzünde rezorpsiyonun başlayacağı eşik değerin, bireysel ve sistemik faktörlere göre değişiklik gösterdiği bilinmektedir (Uysal, 1997). Bu bilgilere dayanarak çalışma modellerimizdeki destek dokularda yükleme sonucu oluşan etkiler, gerilme stresleri üzerinden karşılaştırılmıştır. Sıkışma bulguları sistemin geneline etki eden streslerin dağılımı hakkında rehber olarak kullanılabilir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular sonucu implantların uygulanan kuvvetlere en yakın konumda olan boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre çok yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. İmplantların uzun dönem başarısında, trabeküler kemiğin kortikal kemik kadar etkili olmaması nedeniyle, çalışmamızın sonuçlarının değerlendirilmesinde özellikle kortikal kemikte oluşan stres değerleri esas alınmaktadır.

5.1.1. Model 1 ve Model 3 Arasındaki Değerlendirmeler

Her iki tedavi yaklaşımında da 2. Premolar bölgesine 5x11mm implant; farklı olarak 2. Molar bölgeye 1. Modelde 6x5mm implant, 3. Modelde sinüs greftlenerek 5x11mm implant yerleştirilmiştir.

Her iki modelde kullanılan implantlar için maksimum Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, 2. Premolar ve 2. Molar bölgeye yerleştirilen implantlarda sırasıyla 1.32 ve 1.72 oranında olmak üzere, 3.Modelde 1.Modele göre daha yüksek değerler tespit edilmiştir.

Krestal kortikal, trabeküler ve sinüs kortikal kemik için maksimum gerilme stresleri karşılaştırıldığında, her iki modelde de krestal kortikal kemik, diğer destek dokulara göre en yüksek stres değerlerini göstermiştir. Krestal kortikal ve trabeküler kemikte ölçülen stres değerleri 3.Modelde 1.Modele göre daha fazlayken, sinüs kortikal kemikte ölçülen stresler 1.Modelde 3.Modelden daha fazla ölçülmüştür. 3.Modelde sinüs kortikal kemikte stres değerlerinin düşük ölçülmesi, bu bölgeye komşu greft materyalinin stres absorbsiyonu yapabileceğini akla getirebilir.

Her iki modelde de 2.Molar bölgelere yerleştirilen implantların sinüs kortikal kemikle bikortikal fiksasyon sağlaması ve 3.Modelde greftin ilave destek özelliğinin olmasına rağmen 1.Modelde krestal kortikal ve trabeküler kemikte maksimum gerilme streslerinin düşük çıkması, implant çapındaki artışın stres iletimindeki önemini ortaya koymaktadır. Buna göre implantların greftin içinde kalan kısmından çok, destek kemik doku içinde kalan kısmındaki yüzey alanının streslerin azaltılmasında daha etkili olduğu sonucuna varılabilir. Çalışmamızda elde ettiğimiz bu bilgiyi destekler nitelikte Huang et al. (2009), greftlenmiş maksiller sinüse uygulanan implantın residüel kemikte oluşan stresi azaltmayacağını ancak greft materyalinde oluşan stresi azaltacağını bildirmişlerdir.

Bu durumda sinüsün greftlenmesiyle uzun bir implant yerleştirmektense, aynı bölgede sinüs kortikal kemiğinden de destek alınarak kısa ancak daha geniş bir implant yerleştirmenin implantlar ve destek dokular üzerinde daha düşük stres yoğunlaşmasını sağlayarak restorasyonun başarısını arttıracağı söylenebilir. Ancak greftlenmiş sinüs içine yerleştirilmiş uzun bir implantın, klinik koşullar altında yükleme sonrası marjinal kemik kaybı geliştiğinde, kron/implant oranını koruyacağı da unutulmamalıdır.

5.1.2. Model 1 ve Model 4 Arasındaki Değerlendirmeler

Her iki tedavi yaklaşımında da 2. Premolar bölgeye 5x11mm implant; farklı olarak 1. Modelde 2. Molar bölgeye 6x5mm implant, 4. Modelde 1.Molar ve 2.Molar bölgelere sinüs greftlenerek 5x11mm implantlar yerleştirilmiştir.

İmplantlar için maksimum Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, 2. Premolar ve 2.Molar bölgelere yerleştirilen implantlarda sırasıyla 1.06 ve 1.81 oranlarında olmak üzere, 4.Modelde 1.Modele göre daha yüksek değerler tespit edilmiştir.

Krestal kortikal, trabeküler ve sinüs kortikal kemik için maksimum gerilme stresleri karşılaştırıldığında, her iki modelde de krestal kortikal kemik en yüksek stres değerlerine sahiptir. Bunu sinüs kortikal ve trabeküler kemik sırasıyla takip etmiştir. Maksimum gerilme stres değerleri sinüs kortikal kemikte 1.Modelde 4.Modele göre daha yüksek; trabeküler kemikteyse 4.Modelde 1.Modele göre daha yüksek tespit edilmiştir. 4.Model için trabeküler kemikteki gerilme streslerinin yüksek çıkması, trabeküler kemik ve implant arasındaki hacimsel oranın, trabeküler kemik aleyhine olmasıyla açıklanabilir. Nitekim Holmgren et al. (1998), destek kemik miktarındaki azalmanın stres değerlerinde artışa neden olacağını bildirilmiştir.

1.Model ve 4.Modelde krestal kortikal kemiklerde ölçülen maksimum gerilim streslerinin birbirine çok yakın olması, aynı kemik desteğine sahip geniş çaplı tek implant ile daha dar çaplı ve greftle desteklenmiş iki uzun implant arasındaki stres iletiminin benzer olduğunu göstermektedir. Bu durumun kısa geniş implantların özellikle boyun bölgesinde daha geniş yüzey alanına sahip olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu konuyla ilgili literatürde kök şeklindeki implantların çapındaki her 0.25mm'lik artışın yüzey alanında %5-8 arasında bir artış sağlarken, uzunluğundaki 3 mm'lik bir artışın genel yüzey alanında ancak %10'dan fazla bir artış sağladığı bildirilmektedir (Misch, 2005, s. 107).

Bu verilere göre 4.Modelde sinüs kortikal kemiğindeki düşük stres değerleri bu bölgeye komşu greft materyalinin stres absorbsiyonu yapabileceğini akla getirebilir.

Bunun yanında 1.Modelde 4.Modele göre implant sayısının az olmasına rağmen birbirine yakın stres değerlerinin elde edilmesi, aynı miktarda kemik desteğinde, greft materyalinden bağımsız olarak, implant sayısındaki azalmanın implant çapındaki artışla giderilebileceğini ortaya koymaktadır (Brunski, 1988; Himmlova, 2004; İplikcioglu ve Akca, 2002).

5.1.3. Model 1 ve Model 5 Arasındaki Değerlendirmeler

Her iki tedavi yaklaşımında da 2. Premolar bölgeye 5x11mm implant; farklı olarak 2. Molar bölgeye 1. Modelde 6x5mm implant, 5. Modelde 2. Molar bölgeye 45° distoanguler eğimlendirilerek 5x11mm implant yerleştirilmiştir.

İmplantlar için maksimum Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, 2. Premolar ve 2.Molar bölgeye yerleştirilen implantlarda sırasıyla 1.28 ve 2.27 oranında olmak üzere, 5. Modelde 1. Modele göre daha yüksek değerler tespit edilmiştir. 5.Modelde 2. Molar bölgeye açılı olarak yerleştirilmiş implant üzerinde ölçülen maksimum Von Mises stres değeri tüm modellerdeki implantlarda ölçülen en yüksek stres değerine sahiptir.

Zampelis et al. (2007), maksiller sinüs ve mental foramen gibi anatomik oluşumların implant yerleşimini sınırladığı durumlarda sabit bölümlü protezlerde distal gövdenin kantilever olarak tasarlandığı, eğimlendirilerek yerleştirilen ve dik pozisyonda yerleştirilen implantlar tarafından desteklendiği köprülerde kuvvet iletimini sonlu elemanlar stress analiz yöntemiyle dik değerlendirmiş ve eğimlendirilmiş implantın kuvvet iletiminin pozisyondaki implantın kuvvet iletimine yakın ve kantilever uzantıya göre çok daha avantajlı bulmuşlardır. Ancak Lan et al. (2008), mandibulada farklı bölgelerde splintlenmiş kronlara sahip eğimlendirilmiş implantlardaki stres dağılımlarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişler, en yüksek stres değerlerini birinci ve ikinci molar bölgede distal eğimli implantlarda tespit etmişlerdir. Lin et al. (2007), maksiller posterior bölgede implantların farklı açılandırma pozisyonu, kemik yoğunluğu ve yükleme koşullarındaki stres dağılımlarını inceledikleri üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında, krestal

kortikal kemikteki gerilme streslerinin artmasında implant pozisyonunun %12 oranında etkili olduğu, implantların protezin aksiyal düzlemiyle aynı düzlemde yerleştirilmesi gerektiği ve bikortikal fiksasyonun sağlanmasıyla implant stabilitesinin artacağını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular da, Lan et al. ve Lin et al. tarafından elde edilen bulguları destekler niteliktedir.

Literatürde bir çok kaynak posterior maksillada uygulanacak eğimli implantlar için 30°-35° lik bir açıyı kabul edilebilir değer olarak bidirmektedir (Aparicio et al., 2001; Krekmanov et al., 2000; Noccini et al., 2000; Venturelli, 1996). Bizim çalışmamızdaki tüm modeller içinde 2.Molar bölgede 45° distoanguler yerleştirilen uzun implant, krestal kortikal kemikte ölçülen en yüksek stres değerini göstermiştir.

Krestal kortikal ve trabeküler kemik için maksimum gerilme stresleri karşılaştırıldığında, krestal kortikal kemik en yüksek stres değerlerini göstermiş ve trabeküler kemik bunu takip etmiştir. Huang et al. (2009), aynı bölgede uygulanan geniş bir implantın standart çapta bir implanta göre kemik implant yüzey alanını daha çok arttırarak stres miktarını düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu bilgiyi destekler nitelikte krestal kortikal ve trabeküler kemikteki stres değerleri 5.Modelde 1.Modele göre daha fazla ölçülmüş, stres iletiminde kısa-geniş implant distoanguler uzun implanta göre daha başarılı bulunmuştur.

Bu sonucun alınmasında, 1.Modelde kullanılan kısa-geniş implantın sinüs kortikal kemikten sağladığı bikortikal fiksasyon ile destek dokularda oluşan streslerin azaltılmasının da etkili olduğu düşünülmektedir. Nitekim Geng et al. (2001) implant başarısında, yerleştirilen implant uzunluğundan ziyade mevcut kemiğin kalitesi ve kortikal kemik temasının daha önemli olduğunu savunmaktadır.

Bu durumda maksiller sinüsün posterioruna 45° distoanguler olarak uzun bir implant yerleştirmektense, aynı bölgede sinüs kortikal kemikten de destek alınarak kısa ancak daha geniş bir implant yerleştirmenin implantlar, krestal kortikal ve trabeküler kemik üzerinde daha düşük stres yoğunlaşmasını sağlayıp restorasyonun başarısını arttıracağı düşünülmektedir.

5.1.4. Model 3 ve Model 5 Arasındaki Değerlendirmeler

Her iki tedavi yaklaşımında da 2. Premolar bölgeye 5x11mm implant; farklı olarak 3. Modelde 2. Molar bölgeye sinüs greftlenerek 5x11mm implant, 5. Modelde 2. Molar bölgeye 45° distoanguler eğimlendirilerek 5x11mm implant yerleştirilmiştir.

Her iki modelde kullanılan implantlar için maksimum Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, 3.Modelde 2. Premolar bölgeye yerleştirilen implant 1.02 oranıyla 5.Modeldekinden yüksek ve 5.Modelde 2.Molar bölgeye yerleştirilen implant 1.32 oranıyla 3.Modeldekinden yüksek stres değerine sahiptir. Buna ilaveten 5.Modelde 2. Molar bölgeye açılı olarak yerleştirilmiş implant üzerinde ölçülen Maksimum Von Mises stres değeri tüm modellerdeki implantlarda ölçülen en yüksek stres değerini göstermektedir.

Krestal kortikal kemik için maksimum gerilme stresleri karşılaştırıldığında, her iki modelde birbirine çok yakın değerde ölçülmüştür. Her iki modelde 2. Molar implant çevresinde ölçülen maksimum gerilme stresleri 5.Modelde 3.Modele göre oldukça yüksek bir değer almıştır. Bu durum, benzer bir çalışmada kortikal kemikte ölçülen stres ve strain değerlerinin implantın sadece trabeküler ve krestal kortikal kemikle desteklendiği durumlarda, implantın greft, sinüs kortikal, trabeküler ve krestal kortikal kemikle desteklendiği durumlara göre oldukça yüksek olduğu bulgusuyla örtüşmektedir (Çalış, 2006, s. 88).

Bu durumda maksiller sinüsün posterioruna 45° distoanguler eğimlendirilerek uzun bir implant yerleştirmektense, ilgili bölgede sinüs greftlenerek aynı implantın yerleştirilmesi, hem sinüs kortikal kemikten bikortikal fiksasyonu, hem de greft materyalinin desteklik özelliğini kullanarak krestal kortikal kemik üzerinde daha düşük stres yoğunlaşmasını sağlayacağı düşünülmektedir.

5.1.5. Model 3 ve Model 6 Arasındaki Değerlendirmeler

Her iki tedavi yaklaşımında da 2. Premolar bölgeye 5x11mm implant; farklı olarak 3. Modelde 2. Molar bölgeye sinüs greftlenerek 5x11mm implant, 6. Modelde 1. Molar bölgeye 6x5mm implant ve 2. Molar bölgeye 45° distoanguler eğimlendirilerek 5x11mm implant yerleştirilmiştir. Her iki modelde kullanılan implantlar için maksimum Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, 3.Modelde 2. Premolar bölgeye yerleştirilen implant 1.82 oranıyla ve 2.Molar bölgeye yerleştirilen implant 1.16 oranıyla 6.Modeldekinden yüksek stres değerine sahiptir. Buna ilaveten 6.Modelde 1. Molar bölgeye yerleştirilmiş kısa-geniş implant üzerinde ölçülen maksimum Von Mises stres değeri 3.Model ve 6.Modellerdeki tüm implantlarda ölçülen en düşük stres değerini göstermektedir.

Her iki modelde krestal kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri, 3.Modelde 6.Modele göre daha yüksek değerdedir. Aynı zamanda 3.Modelde 2.Premolar implant çevresindeki krestal kortikal kemikte, tüm modeller içinde en yüksek gerilme stresi ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte oluşan maksimum gerilme stresleri karşılaştırıldığında, her iki modelde ölçülen stresler birbirine yakın değerde bulunmuştur. 6.Modelde açılı implant çevresinde ölçülen stresler, hem 3.Modelde greftlenerek yerleştirilmiş implant, hem de 5.Modelde açılı implant çevresinde ölçülen streslere göre daha düşük değerlere sahiptir. Bu durum 6.Modele yerleştirilen impant sayısının arttırılması ile açıklanabilir. Sınırlı kemik varlığında implant sayısı, çapı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir (Brunski, 1988; Fiorellini et al., 1998; Himmlova, 2004; İplikcioglu ve Akca, 2002).

Her iki modelde de bikortikal fiksasyon sağlanmasına rağmen 3.Modelde sinüs kortikal kemikten ölçülen maksimum gerilme stresi 6.Modeldekinden daha düşük tespit edilmiştir. 3.Modelde sinüs kortikal kemikte stres değerlerinin düşük ölçülmesi, bu bölgeye komşu greft materyalinin stres absorbsiyonu yapabileceğini akla getirebilir ancak greft materyalinde ölçülen düşük stres yoğunluğu bu ihtimali düşürmektedir.

Bu durumda sinüsün posterioruna 45° distoanguler eğimlendirilerek uzun bir implant ve 1.Molar bölgeye sinüs kortikal kemiğinden de destek alınarak kısa-geniş bir implant yerleştirmenin aynı bölgede sinüsün greftlenerek uzun bir implant yerleştirmeye göre, destek dokular üzerinde daha düşük streslere sebep olduğu görülmektedir.

5.1.6. Model 4 ve Model 6 Arasındaki Değerlendirmeler

Her iki tedavi yaklaşımında da 2. Premolar bölgeye 5x11mm implant; farklı olarak 4. Modelde 1. Molar ve 2. Molar bölgelere sinüs greftlenerek 5x11mm implantlar, 6. Modelde 1. Molar bölgeye 6x5mm implant ve 2. Molar bölgeye 45° distoanguler eğimlendirilerek 5x11mm implant yerleştirilmiştir.

Her iki modelde kullanılan implantlar için maksimum Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, 2. Premolar, 1.Molar ve 2.Molar bölgelerine yerleştirilen implantlarda sırasıyla 1.47, 1.50 ve 1.22 oranlarında olmak üzere, 4.Modelde 6.Modele göre daha yüksek stres değerleri tespit edilmiştir.

Maksimum gerilme stresleri her iki modelde birbirine çok yakın olmak üzere, diğer destek dokularla kıyaslandığında en yüksek stres değerleri, krestal kortikal kemikte ölçülmüştür. Trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri 4.Modelde her bölgede birbirine yakın değerlerde ölçülmüştür. 4.Modeldeki implantlar çevresinde trabeküler kemikte daha homojen bir stres dağılımı bulunmaktadır. Bu durum boyut ve konum olarak aynı şartlardaki implantların yerleştirilmesine bağlı olabilir.

4.Model'e ve 5.Model'e ait stres değerleri birbirine çok yakın ölçülmüştür. Bu tür durumlarda sinüs greftlemesi yerine atravmatik bir alternatif olan 6.Modeldeki tedavi planlaması makul bir yaklaşım olacaktır.

5.2. Genel Değerlendirme

Yetersiz vertikal kemik varlığındaki tedavi alternatifleri arasında kısa implantların kullanılması akla gelen ilk yöntem olmasına rağmen, literatürde kısa implantların düşük başarı oranlarından bahseden güncel çalışmalar bulunmaktadır (Hasan et al., 2010; Neldam ve Pinholt, 2010; Raviv et al., 2010). Başarısızlıkların çoğunda özellikle çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaştığı posterior bölgelerde yüksek oklüzal streslerin krestal bölgede oluşturduğu rezorbsiyon sebep olarak gösterilmektedir. Çalış (2006, s. 11), kısa implantların başarısındaki belirgin düşüşün, bu tip implantların genellikle kemik kalitesi ve hacminin en düşük olduğu posterior maksillada kullanılması gerekliliği olabileceğini bildirmiştir. Bunun yanında primer stabilizasyon sağlandıktan sonra kısa-geniş implantların uzun dönemde başarılı olduklarını ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır (Fugazzotto et al., 2004; Renouard ve Nisand, 2005; Stellingsma et al., 2000; Tawil ve Younan, 2003; ten Bruggenkate et al., 1998). Bu klinik bulguların çoğu, oklüzal yükler sonucu oluşan kuvvetlerin implantlardan kemiğe iletiminde, geniş implant çapı sayesinde koronal kısımdaki artmış yüzey alanının etkili olduğu hipotezince desteklenmektedir (Felice et al., 2009; Koca et al., 2005; Pierrisnard et al., 2003). Bunun yanında, oklüzal kuvvetlerin neden olduğu streslerin implantın genelini destekleyen trabeküler kemik yüzeyinden çok, özellikle implantın boyun bölgesini saran kortikal kemikte yoğunlaştığını gösteren çalışmalar implant uzunluğuna ilaveten krestal bölgedeki implant çapının önemini vurgulamaktadır (Felice et al., 2009; Himmlova, 2004; İplikcioglu ve Akca, 2002; Koca et al., 2005; Pierrisnard et al., 2003).

Primer stabilitenin en iyi şekilde sağlanabilmesi için gerekli olan çapın, implantın bukkal ve palatinal krestal kortikal kemiğe olabildiğince yakın yerleştirilebilecek genişlikte olması gerektiği bildirilmektedir (Lee et al., 2005). Ancak bu noktada dikkat edilmesi gereken husus özellikle implant çapının 5 mm'den daha fazla olduğu durumlarda implant soketinin hazırlanması sırasında kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemikimplant arayüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceğidir (English et al., 2000; Langer et al., 1993). Benzer şekilde çok geniş implant kullanımının destek kemik miktarını azaltacağı için destek dokulardaki streslerde artışa neden olacağı da bildirilmiştir (Holmgren et al., 1998).

İmplant başarısı ile ilgili yapılan uzun dönem takip çalışmalarında, 7 mm'den kısa implantların başarısında belirgin bir azalma gözlenmiştir. Ancak yine de sinüs elevasyonu işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından, farklı yüzey özelliklerine sahip kısa boylu implantlar piyasaya sunulmuştur (Das Neves et al., 2006). İmplant uzunluklarının stres iletimindeki etkileri üzerine yapılmış birçok çalışmada, çap sabit tutulmak üzere implant uzunluğundaki artışın primer stabilizasyon ve kemik-implant temas alanının arttırılması yönünden faydalı olduğu, ancak oklüzal yükler karşısında kret tepesi ve implant çevresi destek dokularda meydana gelen streslerin azaltılmasında küçük bir etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir (İplikcioglu ve Akca, 2002; Lum ve Osier, 1992; Meijer et al., 1992; Sertgöz ve Güvener, 1996; Weinberg ve Kruger, 1996). Yine Tepper et al. (2002), çapı sabit tutulmak üzere 13.5mm ve 7mm uzunluktaki implantların kuvvet altındaki yerdeğiştirme miktarlarını incelemişler ve anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Kemiğe iletilen streslerin implantın apikaline doğru ihmal edilecek kadar azalması, 7-8 mm.'den sonraki implant uzunluğunun biyomekanik avantajının düşük olduğunu göstermektedir (Akça et al., 2002; Meijer et al., 1992; Pierrisnard et al., 2003). Kök formlu kısa implantların kortikal kemikten aldığı desteğin, düşük yoğunluklu kemikte bile primer stabilizasyonun sağlanmasında dramatik bir artış sağlayarak implant destekli sabit protezlerin maruz kaldığı lateral kuvvetlerin olumsuz etkisini azalttığı bildirilmektedir (Pierrisnard et al., 2003; Renouard ve Nisand, 2005).

Krestal kortikal kemik tabakası birçok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da gerilme ve sıkışma streslerinin en yüksek değerlerde tespit edildiği bölge olmuştur (Aparicio et al., 2001; Çalış, 2006, s. 84; Sevimay et al., 2005a; Sevimay et al., 2005b; Stegariou et al., 1998; Tavil ve Younan, 2003; Tepper et al., 2002). Literatürdeki benzer çalışmalarda en yüksek stres değerleri özellikle oblik uygulanan kuvvetler altında yine krestal kortikal kemikte tespit edilmiştir (Gümüş, 2007, s. 81; Stegariou et al., 1998). Bir materyalin stres absorbsiyon kabiliyeti, o materyalin sertlik derecesiyle doğru orantılıdır. Kortikal kemiğin yüksek elastisite modülü, oklüzal yükleme alanına en yakın destek doku olması ve implantın en zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması bu yüksek stres değerlerinin sebebi olarak düşünülebilir.

Çalışmamızda 3.Model dışındaki tüm modellerde sinüs kortikal kemiğinde trabeküler kemiğe göre daha yüksek ölçülen maksimum stres değerleri, oklüzal streslerin karşılanmasında sinüs kortikal kemiğin trabeküler kemikten daha etkin rol aldığını ortaya koymaktadır. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu molar bölgelerde yerleştirilen kısa-geniş implantların bünyesinde ve çevresindeki destek dokularda oklüzal yükleme sonrası yüksek stres değerleri beklenirken sonuçların düşük ölçülmesi, artmış implant kemik teması alanına ek olarak, sinüs kortikal kemikle sağlanan bikortikal fiksasyonla açıklanabilir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Araştırmamızın sınırları içerisinde aşağıdaki hükümler çıkarılabilir:

- Tüm modellerde kısa-geniş implatların Von Mises stres değerleri uzun implantlarla karşılaştırıldığında belirgin şekilde düşüktür. Bu durum kısa-geniş implantların, stresleri destek dokulara daha fazla ilettiklerini göstermektedir.
- 2. Tüm modellerdeki implantlar kıyaslandığında en yüksek Von Mises stres değeri 45° distoanguler yerleştirilen implantta ölçülmüştür.
- Krestal kortikal kemik tabakası en yüksek gerilme ve sıkışma stres değerlerine sahiptir.
- 4. İmplantların sinüs kortikal kemikten sağladığı bikortikal fiksasyon, destek dokularda oluşan streslerin azaltılmasını sağlamıştır.
- 5. Oklüzal streslerin karşılanmasında sinüs kortikal kemik trabeküler kemikten daha etkilidir.
- Aynı miktarda kemik varlığında, greft materyalinden bağımsız olarak, implant sayısındaki azalma, implant çapındaki artışla telafi edilerek destek dokulara iletilen stresler dengelenebilir.
- 7. Streslerin azaltılmasında, implantların greft dokusu içinde kalan kısmından çok, destek kemik dokusu içinde kalan parçasının yüzey alanı etkilidir.

- 8. Greft materyalinde gerilme stresleri sıkışma streslerinden daha yüksek olup, stres değerleri ihmal edilebilecek kadar düşüktür.
- 9. Greft materyali en fazla sinüs kortikal kemikteki stresleri azaltmışken, implatın uzun dönem başarısında daha etkili olan trabeküler ve krestal kortikal kemikte belirgin bir etki sağlamamıştır.
- 10. Çalışmamız sonunda en iyi sonuçlar, 1.Molar ve 2.Molar bölgelere kısageniş implantların uygulandığı 2.Modele aittir.
- 11. Tedavi alternatifleri arasında molar bölgeye, bir implant yerleştirilmesi düşünülüyorsa en başarılı planlama sırasıyla MODEL 1, MODEL 3, MODEL 5; iki implant yerleştirilmesi düşünülüyorsa en başarılı planlama sırasıyla MODEL 2, MODEL 6, MODEL 4 olacak şekilde tespit edilmiştir.

Greftleme yapılmadan birinci ve ikinci molar bölgelere kısa-geniş birer implant yerleştirilerek planlanan köprü restorasyonları diğer tüm alternatiflere göre kuvvet iletimi yönünden en başarılı tedavi yaklaşımı olup güvenle kullanılabilir.

Sinüs greftlenerek ikinci molar bölgeye standart boyda ve çapta bir implant yerleştirilmektense, aynı bölgeye bir kısa-geniş implant veya birinci molar bölgeye kısa-geniş bir implant ve ikinci molar bölgeye de distoanguler yönde standart boyda ve çapta bir implant yerleştirilmesi önerilir.

İkinci molar bölgeye distoanguler yönde standart boyda ve çapta bir implant yerleştirilmektense, aynı bölgeye sinüs greftlenerek standart boyda ve çapta bir implant veya aynı bölgeye kısa-geniş bir implant yerleştirilmesi tavsiye edilebilir.

Sinüs greftlenerek birinci ve ikinci molar bölgeye standart boyda ve çapta iki implant yerleştirilmektense, birinci molar bölgeye bir kısa-geniş implant ve ikinci molar bölgeye distoanguler yönde standart boyda ve çapta bir implant yerleştirilmesi tavsiye edilebilir.

Sinüsün sınırladığı dişsiz atrofik posterior maksillada, 5mm'lik vertikal kemik yüksekliği mevcudiyetinde 5mm boy ve 6mm çap değerlerine sahip kısageniş implantlar krestal kortikal kemik, trabeküler kemik ve sinüs kortikal kemikten destek alınarak, fonksiyonel kuvvetler karşısında güvenle kullanılabilir.

Çalışmamızda kullanılan üç boyutlu modeller belirli bir klinik durumu yansıtacak şekilde bir hastaya ait tomografi görüntüsünden faydalanılarak hazırlanmıştır. Kullanılan doku ve protetik malzemelere ait mekanik özellikler literatürde tanımlanan şekliyle belirlenmiş ve sınırlanmıştır. Ancak anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerdeki çeşitlilik bu çalışmanın şeklini ve elde edilecek bulguları değiştirebilir. İmplantların makro ve mikroyapısındaki farklılıklar ve implant dizaynları, bulgular üzerinde belirleyici rol oynayacaktır; bu nedenle çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar farklı implant sistemleri için değişiklikler gösterebilir. Dolayısıyla ileride benzer çalışmalar farklı implant sistemleri için de yapılarak, implant sistemlerinin biyomekanik özellikleri araştırılmalıdır.
KAYNAKLAR

- Achong, R.M. ve Block, M.S. (2006). Sinus Floor Augmentation: Simultaneous Versus Delayed Implant Placement. Jensen, O.T. (Ed.). *The Sinus Bone Graft. (2nd ed.).* Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Akça, K., Cehreli, M.C. ve İplikçioglu, H. (2002). A comparison of threedimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115-121.
- Akça, K. ve Iplikçioglu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16, 722-730.
- Akın, E. (1999). Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul: İ.Ü.Diş. Hek. Fak. Yayınları.
- Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60, 75-84.
- Albrektsson, T., Brånemark, P.I., Hannsson, H.A., Kasemo, B., Larsson, K., Lindström, J. ve diğerleri. (1983). The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. *Annals Biomedical Engineering*, 11, 1-27.
- Albrektsson, T., Brånemark, PI., Hannsson, H.A. ve Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requierements for ensuring a longlasting direct bone anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52, 155-170.

- Albrektsson, T. ve Zarb, G.A. (1991). Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 11, 88-91.
- Alkan, A., Celebi, N. ve Baş, B. (2008). Acute maxillary sinusitis associated with internal sinus lifting: report of a case. *European Journal of Dentistry*. 2(1), 69-72.
- Anitua, E. (1999). Plasma rich in growth factors: preliminary results of use in the preparation of future sites for implants. *International Journal of Oral* & Maxillofacial Implants, 14(4), 529-535.
- Anitua, E. ve Orive, G. (2010). Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Journal of Periodontology*, 81(6), 819-826.
- Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials. (11th ed.).* St. Louis: Elsevier Mosby.
- Aparicio, C., Perales, P. ve Rangert, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39-49.
- Arlin, M.L. (2006). Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *The International Journal* of Oral & Maxillofacial Implants, 21(5), 769-776.
- Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C.L. ve Rengo, S. (2001). 3D finite element analysis of the cusp movements in human upper premolar, restored with adhezive resin based composites. *Journal of Biomechanics*, 34, 1269-1277.

- Awadalla, H.A., Azarbal, M., Ismail, Y.H. ve El-Ibiari, W. (1992). Threedimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 243-248.
- Bellini, C.M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M.T., Zampelis,
 A. ve diğerleri. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implantsupported prosthetic designs for the restoration of the edentuous mandible: a biomechanical study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 511-517.
- Bidez, M.W. ve Misch, C.E. (2005). Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. Misch, C.E. (Ed.). Dental Implant Prosthetics. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.
- Bidez, M.W. ve Misch, C.E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Journal of Oral Implantology*, 18(3), 264-274.
- Binon, P.P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *The Journal of Biomedical Material Research*, 15, 76–94.
- Block, M.S., Gardiner, D., Kent, J.N., Misiek, D.J., Finger, I.M. ve Guerra, L. (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(5), 626-626.
- Blomqvist, J.E., Alberius, P. ve Isaksson, S. (1996). Retrospective analysis of one-stage maxillary sinus augmentation with endosseus implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11, 512-521.

- Borchers, L. ve Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155-159.
- Boyan, B.D., Ranly, D.M., McMillan, J., Sunwoo, M., Roche, K. ve Schwartz, Z. (2006). Osteoinductive ability of human allograft formulations. *Journal* of Periodontology, 77(9), 1555-1563.
- Boyne, P.J. (2006). History of Maxilary Sinus Grafting. Jensen, O.T. (Ed.). *The Sinus Bone Graft.* (2nd ed.). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Boyne, P.J. ve James, R.A. (1980). Grafting of the maxillary sinüs floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral Surgery*, 38(8), 613-616.
- Branemark, P.I., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lindström, J. ve Rockler, B. (1984) An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinüs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 42(8), 497-505.
- Branemark, P-I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J. ve Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3, 81-100.
- Branemark, PI., Hannsson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J. ve Öhman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 16 (Suppl).

- Brunski, J.B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 3, 85-97.
- Brunski, J.B. (1998). Biomechanical considerations in dental implant design. International Journal of Oral Implantology, 5, 31-34.
- Buck, B.E. ve Malinin, T.L. (1994). Human bone and tissue allografts. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 303, 8-17.
- Carlsson, G.E. (1974). Bite force and chewing efficiency, *Frontiers of Oral Physiology*, 1, 265-292.
- Chanavaz, M. (1990). Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology-eleven years of surgical experience (1979-1990). *Journal of Oral Implantology*, 16(3), 199-209.
- Clelland, N.L. ve Gilat, A. (1992). The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *International Journal of Prosthodontics*, 1(1), 24-28.
- Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. ve Gilat, A. (1993). Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *International Journal of Prosthodontics*, 2(3), 183-189.
- Clelland, N.L., Lee, K.L., Bimbenet, O.C. ve Brantley, W.A. (1995). A threedimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *International Journal of Prosthodontics*, 4(2), 95-100.

- Cranin, A.N., Satler, N. ve Shpuntoff, R. (1990). The unilateral pterygohamular subperiosteal implant: evolution of a technique. *The Journal of the American Dental Association*, 110(4), 496-500.
- Çaglar, A., Aydın, C., Yılmaz, C. ve Korkmaz, T. (2006). Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 36–44.
- Çalış, A.C. (2006). Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Daelemans, P., Hermans, M., Godet, F. ve Malevez, C. (1997). Autologous bone graft to augment the maxillary sinus in conjunction with immediate endosseous implants: a retrospective study up to 5 years. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 17, 27–39.
- Darendeliler, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dishekimligindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 87-89.
- Das Neves, F.D,. Fones, D., Bernardes, S.R, Prado, C.J. ve Neto, FAJ. (2006). Short implants. An analysis of longitudinal studies. *International Journal* of Oral & Maxillofacial Implants, 21, 86-93.
- Datta, H.K., Ng, W.F., Walker, J.A., Tuck, S.P. ve Varanasi, S.S. (2008). The cell biology of bone metabolism. *Journal of Clinical Pathology*, 61, 577-587.

- DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R. ve Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26, 77-81.
- Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R. ve Naert, I. (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed protheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 11, 465-475.
- Engel, E., Gomez-Roman, G. ve Axmann-Krcmar, D. (2001). Effect of occlusal wear on bone loss and Periotest value of dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 444–450.
- English, C., Bahat, O., Langer, B. ve Sheets, C.G. (2000). What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(2), 293-296.
- Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T. ve Linden, U. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2), 129-134.
- Fanuscu, M.I, Iida, K., Caputo, A.A. ve Nishimura, R.D. (2003). Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 667-674.

- Fanuscu, M.I., Vu, H.V. ve Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grefted sinüs: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.
- Felice, P., Checci, V., Pistilli, R., Scarano, A., Pellegrino, G. ve Esposito, M. (2009). Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2(4), 267-281.
- Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil, I., Alobera Gracia, M.A., del Canto-Pingarrón, M. ve Blanco-Jerez, L. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Medicina Oral*, *Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11, 47-51.
- Fiorellini, J.P., Martuscelli, G. ve Weber, H.P. (1998). Longitudinalstudies of implant systems. *Periodontology* 2000, 17, 125–231.
- Fischer, H., Weber, M. ve Marx, R. (2003). Lifetime Prediction of All-ceramic Bridges By Computational Methods. *Journal of Dental Research*, 82(3), 238-242.
- Fortin, T., Isidori, M. ve Bouchet, H. (2009). Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(1), 96-102.

- Frost, H.M. (1987a). The Mechanostat. A proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and bone mass effects of mechanical and non-mechanical agents. *Bone and Mineral*, 12, 73-85.
- Frost, H.M. (1987b). Bone 'mass' and the 'mechanostat': a proposal. *Anatomical Record*, 219(1), 1–9.
- Frost, H.M. (1989a). The biology of fracture healing. Part I. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 248, 283-293.
- Frost, H.M. (1989b) The biology of fracture healing. Part II. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 248, 294-309.
- Frost, H.M. (2000). A 2003 update of bone physiology and Wollf's Law for clinicians. *Angle Orthodontist*, 74(1), 3–15.
- Fugazzotto, P.A., Beagle, J.R., Ganeles, J., Jaffin, R., Vlassis, J. ve Kumar, A. (2004). Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of Periodontology*, 75(2), 327-332.
- Fugazzotto, P.A., Gulbransen, H.J., Wheeler, S.L. ve Lindsay, J.A. (1993). The use of IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patients: success and failure rates of 2,023 implant cylinders up to 60+ months in function. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(6), 617-621.

- Geng, J.P., Tan, K.B. ve Liu, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prostheic Dentistry*, 85, 585-598.
- Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C. ve Walsh, E.K. (1986). Limits of human bite strength. *Journal of Prostheic Dentistry*, 56(2), 226-229.
- Graf, H. (1969). Bruxism. Dental Clinics of North America, 13, 659-665.
- Greenfield E.J. (1910). An artificial root. Dental Brief, 15, 837.
- Gümüş, H.Ö. (2007). Üç Farklı Denatal İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Haas, R., Baron, M., Zechner, W. ve Mailath-Pokorny, G. (2003). Porous hydroxyapatite for grafting the maxillary sinus in sheep: comparative pullout study of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 691-696.
- Hammerle, C.H., Olah, A.J., Schmid, J., Flückiger, L., Gogolewski, S., Winkler, J.R. ve diğerleri. (1997). The biological effect of natural bone mineral on bone formation on the rabbit skull. *Clinical Oral Implants Research*, 8, 198-207.

- Haraldson, T., Carlsson, G.E. ve Ingervall, B. (1979). Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavia*, 37, 195–206.
- Hasan, I., Heinemann, F., Aitlahrach, M. ve Bourauel, C. (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedical Technology (Berl)*, 55(6), 341-350.
- Helkimo, E., Carlsson, G.E. ve Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavia*, 35, 297–303.
- Hench, L.L. ve Wilson, J. (1984). Surface-active biomaterials. *Science*, 226, 630-636.
- Himmlova, L. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 20-25.
- Hobo, S., Ichida, E. ve Garcia, L.T. (1996). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation, Tokyo: Quintessence Publ. Co. Ltd.
- Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. ve Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a twodimensional comperative study examing the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24, 80-88.

- Holmquist, P., Dasmah, A., Sennerby, L. ve Hallman, M. (2008). A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*<u>10(2)</u>, 86-92.
- Hood, J.A.A. (1991). Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications, *International Dental Journal*, 41, 23-32.
- 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 three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(2), 301-309.
- Huang, H.L., Fuh, L.J., Ko, C.C., Hsu, J.T. ve Chen, C.C. (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a threedimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 455-462.
- Imanishi, A., Nakamura, T., Ohyama, T. ve Nakamura, T. (2003). 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 818–822.
- Ismail, Y.H., Pahountis, L.N. ve Fleming, J.F. (1987). Comparison of two dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *International Journal of Oral Implantology*, 4(2), 25-31.

- Ivanoff, C.J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B. ve Lekholm, U. (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 26(2), 141-148.
- İnan M. (1988). *Cisimlerin Mukavemeti* (6. bs.). İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.
- Iplikcioglu, 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. *Journal of Dentistry*, 30, 41-46.
- Jaffin, R.A. ve Berman, C.L. (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology*, 62(1), 2-4.
- Jensen, O.T., Shulman, L.B., Block, M.S. ve Iacono, V.J. (1988). Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Suppl 13, 11-45.
- Jung, U.W., Hong, J.Y., Lee, J.S., Kim,C.S., Cho, K.S. ve Choi, S.H. (2010). A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of Periodontal & Implant Science*. 40(2), 76-85.
- Keller, E.E., Tolman, D.E. ve Eckert, S.E. (1999). Maxillary antral-nasal inlay autogenous bone graft reconstruction of the compromised maxilla: a 12-year retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14, 707–721.

- Keller, E.E., Van Roekel, N.B., Desjardins, R.P. ve Tolman, D.E. (1987). Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grefting and tissue-integrated prostheses. *International Journal* of Oral & Maxillofacial Implants, 2(3), 155-165.
- Kelly, J.R., Nishimura, I. ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry; Historical roots and current perspectives. *Journal of Prostheic Dentistry*, 75, 18-32.
- Kim, H.J., Yoon, H.R., Kim, K.D., Kang, M.K., Kwak, H.H., Park, H.D. ve diğerleri. (2002). Personal-computer-based three-dimensional reconstruction and simulation of maxillary sinus. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 24, 393–399.
- Kim, K.W., Ha, K.Y., Moon, M.S., Kim, Y.S., Kwon, S.Y. ve Woo, Y.K. (1999).
 Volumetric change of the graft bone after intertransverse fusion. *Spine*, 24(5), 428-433.
- Kim, Y.K., Yun, P.Y., Kim, S.G. ve Lim, S.C. (2009). Analysis of the healing process in sinus bone grafting using various grafting materials. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 107(2), 204-211.
- Koca, O.L., Eskitascioglu, G. ve Usumez, A. (2005). Three-dimensional finiteelement analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *Journal of Prostheic Dentistry*, 93(1), 38-44.

- Kohn, D.H. (1992). Overview of factors important in implant design. *Journal of Oral Implantology*, 18(3), 204-219.
- Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B. ve Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, 405– 414.
- Lacefield, W.R. (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dentistry*, 7, 315-322.
- Ladd, A. ve Kinney, J. (1998). Numerical errors and uncertainties in finiteelement modeling of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 31,941-945.
- Lan, T.H., Huang, H.L., Wu, J.H., Lee, H.E. ve Wang, C.H. (2008). Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung Journal of Medical Science*, 24(3), 138-143.
- Langer, B., Langer, L., Herrmann, I. ve Jorneus, L. (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(4), 400-408.
- 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.

- Lee, J.K. (2010). Outfracture osteotomy on lateral maxillary wall as a modified sinus graft technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 68(7), 1639-1641.
- Lemons, J.E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental* Association, 121, 716-719.
- Lin, C.L., Chang, C.H., Cheng, C.S., Wang, C.H. ve Lee, H.E. (1999). Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 59, 187-195.
- Lin, C.L., Chang, S.H., Chang, W.J. ve Kuo, Y.C. (2007). Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *European Journal of Oral Science*, 115, 408-416.
- Linkow, L.I. ve Chercheve, R. (1970). *Theories and techniques of oral implantology*, St. Louis: Elsevier Mosby.
- Linkow, L.I. ve Ghalili, R. (1998). Critical design errors in maxillary subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 24(4), 198-205.
- Lum, L.B. ve Osier, J.F. (1992). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *Journal of Oral Implantology*, 18(4), 343-348.

- Maiorana, C., Redemagni, M., Rabagliati, M. ve Salina, S. (2000). Treatment of maxillary ridge resorption by sinus augmentation with iliac cancellous bone, anorganic bovine bone, and endosseous implants: a clinical and histologic report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(6), 873-878.
- Maló, P., de AraújoNobre, M. ve Rangert, B. (2007). Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9(1), 15-21.
- Mangano, C., Scarano, A., Perrotti, V., Iezzi, G. ve Piattelli, A. (2007) Maxillary sinus augmentation with a porous synthetic hydroxyapatite and bovinederived hydroxyapatite: a comparative clinical and histologic study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(6), 980-986.
- Martinez, H., Davarpanah, M., Missika, P., Celleti, R. ve Lazzara, R. (2001). Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implants Research*, 12, 423-432.
- Marx, R.E., Carlson, E.R., Eichstaedt, R.M., Schimmele, S.R., Strauss, J.E. ve Georgeff, K.R. (1998). Platelet-rich plasma: Growth factor enhancement for bone grafts. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 85(6), 638-646.

- McCabe, J.F. (1999). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* (E. Nayır, Çev.). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi.
- Meffert, RM., Langer, B. ve Fritz, ME. (1992). Dental implants: A review. *Journal of Periodontology*, 63, 859-870.
- Meijer, H.J., Kuiper, J.H., Starmans, F.J. ve Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prostheic Dentistry*, 68(1), 96-102.
- Meijer, H.J., Starmans, F.J., Steen, W.H. ve Bosman, F. (1993a). A threedimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*, 38(6), 491-496.
- Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F. ve Steen, W.H. (1993b). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20, 147-157.
- Mericske-Stern, R. ve Zarb, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 153–161.
- Misch CE. (1987). Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *International Journal of Oral Implantology*, 4(2), 49-58.

- Misch CE. (1988). Bone character: second vital implant criterion. *Dentistry Today*, 7(5), 39–40.
- Misch CE. (1990). Disadvantages of the maxillary subperiosteal implant. *Dentistry Today*. 9(3), 34-35.
- Misch, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.
- Misch, C.E. (1999). *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Elsevier Mosby.
- Misch, C.E. ve Bidez, M.W. (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 15(11), 1330-1334.
- Misch, C.M., Misch, C.E., Resnik, R.R., Ismail, Y.H. ve Appel, B. (1991). Postoperative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *Journal of Oral Implantology*, 17(4), 432-437.
- Neldam, C.A. ve Pinholt, E.M. (2010). State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10, 1708-8208.
- Noccini, P.F., Albanese, M., Fior, A. ve De Santis, D. (2000). Implant placement in the maxillary tuberosity: the Summerss' technique performed with modifies osteotomes. *Clinical Oral Implants Research*, 11, 273-278.
- O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Illinois: Quintessence Publ. Co. Ltd.

- O'Grandy, J., Sheriff, M. ve Likeman, P. (1996). A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4, 117-121.
- Parr, Gr., Gardner, LK. ve Toth RW. (1985). Titanium: The mystery metal of implant dentistry. J Journal of Prostheic Dentistry, 54(3), 410-414.
- Pekbey, Y. (2002). *Değişik türden malzeme ile kaplanmış dişin gerilme zorlanma analizi*. Yüksek Lisans Tezi. Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
- Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P. ve Barquins, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5, 254–262.
- Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Material* (20th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Raadsheer, M.C., van Eijden, TMGJ., van Ginkel, F.C. ve Prahl-Andersen, B. (1999). Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. *Journal of Dental Research*, 78, 31-42.
- Rangert, B., Aparicio, C., Malevez, C., Bedrossian, E., Renouard, F., Maló, P. ve Calandriello, R. (2006). Graftless Rehabilitation of the Atrophied Maxilla Using Tilted and Short Implants and Immediate Function. Jensen, O.T. (Ed.). *The Sinus Bone Graft. (2nd ed.).* Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.

- Rangert, B., Jemt, T. ve Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4, 241-247.
- Raviv, E., Turcotte, A. ve Harel-Raviv, M. (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence International*, 41(7), 575-579.
- Renouard, F. ve Nisand, D. (2005). Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry* and Related Research, 7 Suppl 1, 104-110.
- Richter, E.J. (1998). In vivohorizontal bending monents on implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 13, 232-244.
- Ridell, A., Gröndahl, K. ve Sennerby, L. (2009). Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clinical Oral Implants Research*, 20(1), 94-98.
- Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. ve Brose, M.D. (1989). Alternative materials for three endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61, 717-722.
- Roberts, W.E., Turley, P.K., Brezniak, N. ve Fielder, P.J. (1987). Implants: Bone physiology and metabolism. *California Dental Association*, 15(10), 54-61.
- Rosén, A. ve Gynther, G. (2007). Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 65(5), 1010-1016.

- Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E. ve Yi, H. (1983). Stres Analysis of The HumanTooth Using a Three-Dimentional Finite Element Model. *Journal of Dental Research*, 62(2), 82-86.
- Sato, Y., Teixeira, E.R., Shindoi, N., Wadamoto, M. ve Akagawa, Y. (1997). Effect of bone length on stres distribution in implant finite element analysis. *Journal of Dental Research*, 76, 328.
- Satow, S., Slagter, A.P., Stoelinga, P.J. ve Habets, L.L. (1997). Interposed bone grafts to accommodate endosteal implants for retaining mandibular overdentures. A 1-7 year follow-up study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 26(5), 358-364.
- Schroder, A. (1996). A Brief History of Implantology. Schroeder A., Sutter F., Buser D., Krekeler G. Oral Implantology. (2th Ed.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Schwartz, M.S. (2000). Mechanical complications of dental implants. Clin. *Clinical Oral Implants Research*, 11, 156-158.
- Sennerby, L. ve Roos, J. (1998). Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*, 5, 408-420.
- Sertgöz, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*, 10, 19-27.

- Sertgöz, A. ve Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stres distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 165-169.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kılıçarslan, M.A. ve Eskitaşcıoğlu, G. (2005a). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stres distribution in an implant supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 227-234.
- Sevimay, M., Üşümez, A. ve Eskitaşçıoğlu, G. (2005b). The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Material Research*, 73(1), 140–147.
- Shackleton, J.L., Carr, L., Slabbert, J.C. ve Becker, P.J. (1994). Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 71(1), 23-26.
- Shigley, J.E., Mischke, C.R. ve Budynas, R.G. (2004). *Mechanical Engineering Design* (7th ed.). New York: McGraw-Hill Companies.
- Siegele, D. ve Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stres distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 4, 333-340.
- Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49, 843-848.

- Smedberg, J.I., Nilner, K., Rangert, B., Svensson, S.A. ve Glantz, S.A. (1996). On the influence of superstructure connection on ipmlant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 55-63.
- Smiler, D.G., Johnson, P.W., Lozada, J.L., Misch, C., Rosenlicht, J.L., Tatum, O.H.Jr. ve Wagner, J.R. (1992). Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the atrophic posterior maxilla. *Dental Clinics of North America*. 36(1), 151-186.
- Sorní, M., Guarinós, J., García, O. ve Peñarrocha, M. (2005). Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Medicina Oral , Patología Oral y Cirugía Bucal*, 1, 10, 45-56.
- Standford, C.M. (1999). Biomechanical and functional behavior of implants. Advances in Dental Research, 13, 88-92.
- Stanford, C.M. ve Brand, R.A. (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81, 553–561.
- Stegariou, R., Sato, T., Kusakari, H. ve Miyakawa, O. (1998). Influence of restoration type on stres distribution in bone around implants: A three dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13, 82-90.

- Stellingsma, C., Meijer, H.J. ve Raghoebar, G.M. (2000). Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(4), 382-387.
- Sykaras, N., Iacopino, A.M., Marker, A.V., Triplett, R.G. ve Woody, R.D. (2000). Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration: A literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 15, 675-690.
- Şahin, S., Çehreli, M.C. ve Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses-a review. *Journal of Dentistry*, 30, 271-282.
- Tadjoedin, E.S., de Lange, G.L., Holzmann, P.J., Kulper, L. ve Burger, E.H. (2000). Histological observations on biopsies harvested following sinus floor elevation using a bioactive glass material of narrow size range. *Clinical Oral Implants Research*, 11(4), 334-344.
- Tanahashi, M., Kokubo, T., Nakamura, T., Katsura, Y. ve Nagano M. (1996). Ultrastructural study of an apatit layer formed by a bio-mimetic process and its bonding to bone. *Biomaterials*, 17(1), 47-51.
- Tatum, H. Jr. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*. 30(2), 207-229.

- Tawil, G. ve Younan, R. (2003). Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(6), 894-901.
- ten Bruggenkate, C.M., Asikainen, P., Foitzik, C., Krekeler, G. ve Sutter, F. (1998). Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(6), 791-798.
- Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W. ve Watzek, G. (2002). Threedimensional finite element analysis of implant stability in atrophic posterior maxilla. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 657-665.
- The Academy of Prosthodontics. (2005). Glossary of Prosthodontic Terms. Journal of Prosthetic Dentistry, 94 (1), 10–92.
- Ulrich, D., van Rietbergen, B., Weinansi H. ve Ruegsegger, P. (1998). Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of imagebased meshing techniques. *Journal of Biomechanics*, 31(12), 1187-1192.
- Ulusoy M. ve Aydın A.K. (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I. (3. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Uysal, H. (1997). Kemiğin mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. *Oral İmplantoloji Dergisi,* Ekim, 36-43.

- Valentini, P. ve Abensur, D.J. (2003). Maxillary sinus grafting with anorganic bovine bone: a clinical report of long-term results. *International Journal* of Oral & Maxillofacial Implants, 18(4), 556-560.
- van der Meij, A.J., Baart, J.A., Prahl-Andersen, B., Valk. J., Kostense, P.J. ve Tuinzing, D.B. (1994). Computed tomography in evaluation of early secondary bone grafting. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 23(3), 132-136.
- van Zyl, P.P., Grundling, N.L., Jooste, C.H. ve Terblanche, E. (1995). Three dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10, 51-57.
- Velich, N., Németh, Z., Tóth, C. ve Szabó, G. (2004). Long-term results with different bone substitutes used for sinus floor elevation. *Journal of Craniofacial Surgery*, 15(1), 38-41.
- Venturelli, A. (1996). A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(6), 743-749.
- Weinberg, L.A. (2001). Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *Journal of Oral Implantology*, 6, 23, 291-301.

- Weinberg, L.A. ve Kruger, B. (1996). An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 16(3), 252-265.
- Wen, M.Y., Mueller, H.J., Chai, J. ve Wozniak, W.T. (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *International Journal of Prosthodontics*, 12(6), 534-541.
- Wheeler, R.C. (2010). *Dental Anatomy, Phisology, and Occlusion*. Toronto: Harcourt Canada.
- Whitman, D.H., Berry, R.L. ve Green, D.M. (1997). Platelet gel: an autologous alternative to fibrin glue with applications in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(11), 1294-1299.
- Wyatt, C.C., Zarb. G.A. (1998). Treatment outcomes of patients with implantsupported fixed partial prostheses. *International Journal of Oral* & Maxillofacial Implants. 13(2), 204-211.
- Yang, H.S., Lang. L.A., Molina, A. ve Fenton, D.A. (2001). The effect of dowel desing and load direction on dowe and core restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 558-567.
- Yavuzyılmaz, H. (2007). Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon. (5.bs). Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi.

- Yıldırım, M., Spiekerman, H., Biesterfeld, S. ve Edelhoff, D. (2000). Maxillary sinus augmentation using xenogenic bone substitute material Bio-oss in combination with venous blood. A histologic and histomorphometric study in humans. *Clinical Oral Implants Research*, 11, 217-229.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zampelis, A., Rangert, B. ve Heijl, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 35-43.
- Zerbo, I.R., Bronckers, A.L., de Lange, G. ve Burger, E.H. (2005). Localisation of osteogenic and osteoclastic cells in porous beta-tricalcium phosphate particles used for human maxillary sinus floor elevation. *Biomaterials*, 26(12), 1445-1451.

YAYINLAR

Uluslararası hakemli dergilerde (SCI ve SCI-expanded) yayınlanan makaleler

1) Ozan, O., Seker, E., Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Ersoy, A.E. Clinical application of stereolithographic surgical guide with a handpiece guidance apparatus: A case report. Journal of Oral Implantology, Baskıda.

Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

1) Şeker, E. ve Ersoy, A.E. (2010). Diş Hekimliğinde Restoratif CAD/CAM Sistemleri. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 4(1), 493-504.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Şeker, E., Ozan, O., Meriç, G. ve Yılmaz,
 B. (2011). Hekimlerin ve Dental Teknisyenlerin VITA Toothguide 3D-Master
 Skalası ile Renk Seçimi Başarılarının Değerlendirilmesi. Cumhuriyet Dental
 Journal, 14(2), 92-100.

3) Şeker, E., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Meriç, G., Ozan, O. ve Kuşakcı-Şeker, B. Üst ve alt çenede yerleştirilmiş farklı boy ve çap değerlerine sahip implantların lokalizasyonlarına göre dağılımlarının değerlendirilmesi: Retrospektif Bir Çalışma. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Baskıda. 4) Kurtulmuş-Yılmaz, S., Şeker, E., Ozan, O., Meriç, G. ve Ulusoy,
 M. Genç Kuzey Kıbrıs Türk Popülasyonunun Doğal Diş Renginin
 Değerlendirilmesi: Pilot çalışma. Cumhuriyet Dental Journal, Baskıda.

Ulusal / Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

1) Ersoy, A.E., Ozan, O. ve Şeker, E. (October 2009). Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides With A Combination of Handpiece Guidance Apparatus For Implant Placement: A Case Report. [Poster]. 4th International Congress of Computer Aided Implantology Academy, İstanbul.

2) Tasar, S., Seker, E., Kurtulmus-Yilmaz, S., Kusakci-Seker, B., Ozan, O., Orhan, K. ve Ulusoy, M. (April 2011). The Evaluation of Available Bone Height in Posterior Edentulous Maxillary Regions Using CBCT. [Poster]. 16th Congress of the BASS, Bucharest.

3) Ramoglu, S., Ozan, O., Meric, G., Kurtulmus-Yilmaz, S., Seker, E. ve Ulusoy, M.M. (April 2011). Prevalence of Endodontic Posts in a Group of a Turkish Subpopulation. [Oral Presentation]. 16th Congress of the BASS, Bucharest.