

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**REZORBE MAKSİLLER POSTERİOR BÖLGEDE
KISA İMPLANTLAR ve VERTİKAL OGMENTASYONU
TAKİBEN KULLANILAN UZUN İMPLANTLARIN
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE BİYOMEKANİK
ANALİZİ**

NİSA NUR DİNÇER
UZMANLIK TEZİ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ELİF ÖNCÜ

KONYA 2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**REZORBE MAKSİLLER POSTERİOR BÖLGEDE
KISA İMPLANTLAR ve VERTİKAL OGMENTASYONU
TAKİBEN KULLANILAN UZUN İMPLANTLARIN
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE BİYOMEKANİK
ANALİZİ**

NİSA NUR DİNÇER
UZMANLIK TEZİ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ELİF ÖNCÜ

KONYA 2021

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Görevlisi Nisa Nur Dinçer'in "**Rezorbe Maksiller Posterior Bölgede Kısa İmplantlar ve Vertikal Ogmentasyonu Takiben Kullanılan Uzun İmplantların Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Biyomekanik Analizi**" başlıklı tezi tarafımdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA / 2021

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Elif ÖNCÜ

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Mehtikar GÜRSEL

Biruni Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Dr. Fatma UÇAN YARKAÇ

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından tarihinde, sayılı karar ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:

Nisa Nur DİNÇER

İmzası

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim süreci boyunca bilgi ve birikimlerini bizimle paylaşan, asistanlarına desteğini her zaman hissettiren, güler yüzle ve sabırla her ameliyatımızda bulunup mesleki ufkumuzu genişleten, değerli hocam, tez danışmanım Elif ÖNCÜ'ye,

Klinik ve akademik tecrübelerini bizden esirgemeyen ve bu anlamda yapabileceklerimiz konusunda bizi her zaman yüreklendiren kıymetli hocam Fatma UÇAN YARKAÇ'a,

Uzmanlığa başladığımdan beri birlikte çalıştığım bölüm arkadaşlarıma,

Uzun yıllardır birlikte yürüdüğüm canım dostlarım Sinem SEVİNÇ, Saliha ORUÇ, Betül GÜNDOĞDU, Merve KÖSEOĞLU, Sena ARSLAN'a,

Hayatımdaki tüm güzelliklerde emeği olan, tanıdığım en muhteşem insanlar; annem Fatma DİNÇER, babam Erkan DİNÇER'e ve hep yan yana olduğumuz, hayattaki en büyük şanslarımdan olan kardeşlerim Halit DİNÇER, Ammar DİNÇER, Ömer DİNÇER'e,

En samimi teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
BEYANAT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantlar.....	3
2.1.1. Osseointegrasyon Tanımı ve Başarı Kriterleri.....	4
2.2. Çene kemiği dokusu ve özellikleri.....	7
2.2.1 Kemik dokusunun Yoğunluğu ve Sınıflaması.....	8
2.3. Maksiller Sinüs.....	9
2.3.1. Maksiller Sinüs Anatomisi ve Fizyolojisi.....	10
2.3.2. Maksiller Sinüs Embriyolojisi.....	15
2.3.3. Maksiller Sinüs Fizyolojisi ve Histolojisi.....	16
2.4. Maksiller Sinüs Ogmentasyon Yöntemleri.....	17
2.4.1. Sinüs Lifting Endikasyon ve Kontrendikasyonları.....	18
2.4.2. Sinüs Lifting Teknikleri.....	19
2.4.3. Sinüs Lift Operasyonunun Komplikasyonları.....	25
2.5. Sinüs Lifting Operasyonlarına Alternatif Tedavi Yöntemleri.....	26
2.5.1. Zigoma İmplantları.....	27
2.5.2. Sinüs sınırının önüne ya da arkasına mesio-distal olarak açılı yerleştirilen implantlar.....	28
2.5.3. Protetik olarak distal kantilever uygulamaları veya kısa ark.....	29
2.5.4. Kısa İmplant Uygulamaları.....	29
2.6. Çiğneme Kuvvetleri.....	31
2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	32
2.7.1 Kuvvet.....	33

2.7.2. Gerilme (Stress).....	33
2.7.3. Gerinme (Strain).....	34
2.7.4. Eleman (Element).....	34
2.7.5. Dügüm (Node).....	34
2.7.6. Mesh Oluşturma.....	34
2.7.7. Sınır Koşullarının Oluşturulması.....	34
2.7.8. Geometri ve Katı Modelleme.....	34
2.7.9. Hooke Kanunu.....	35
2.7.10. Mohr Dairesi.....	35
2.7.11. Poisson Oranı.....	35
2.7.12. Asal Gerilme (Principal Stress).....	35
2.7.13. Eşdeğer Stres (Equivalent Stres, Von Misses Stress).....	36
2.7.14. Analiz Verilerinin Software Programına Yüklenmesi.....	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
3.1. Tedavi Planı ve Kullanılacak Modeller.....	37
3.2. Modellerin Sayısallaştırılması.....	41
3.3. Kullanılan Eleman ve Dügüm Noktası Sayısı.....	42
3.4. Materyal Özellikleri.....	42
3.5. Sınır Koşulları.....	43
3.6. Yükleme Koşulları.....	43
4. BULGULAR.....	44
4.1. Model 1 (Kısa İmplant Uygulanan Model) (Kİ) Kemik Bulguları.....	44
4.1.1. Model Kİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	44
4.1.2. Model Kİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	45
4.1.3. Model Kİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	46
4.1.4. Model Kİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	47

4.2. Model 2 (Graft Uygulamasý ile Birlikte Sinüs Lift İşlemi Yapılan ve Uzun İmplant Yerleřtirilen Model) (GLUİ) Kemik Bulguları.....	48
4.2.1. Model GLUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	48
4.2.2. Model GLUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	49
4.2.3. Model GLUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	50
4.2.4. Model GLUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	51
4.3. Model 3 (Graft Uygulamaksızın Sinüs Lift İşlemi ile Uzun İmplant Yerleştirilen Model) (LUİ) Kemik Bulguları.....	52
4.3.1. Model LUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	52
4.3.2. Model LUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	53
4.3.3. Model LUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	54
4.3.4. Model LUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	55
4.4. Bulguların Tablolaştırılması.....	56
4.4.1. Kİ Modeli Bulguları.....	57
4.4.2. GLUİ Modeli Bulguları.....	58
4.4.3. LUİ Modeli Bulguları.....	59
5. TARTIşMA.....	60
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	65

7. KAYNAKLAR.....	66
8. ÖZGEÇMİŞ.....	74
9. EKLER.....	75
EK-1.....	75



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

isq : Implant Stability Quotient

mm : Milimetre

MPa : Mega Pascal

N : Newton

Kİ : Kısa İmplant

GLUİ : Graft + Lift + Uzun İmplant

LUI : Lift + Uzun İmplant

σ_{max} : Maksimum Principle Stres

σ_{min} : Minimum Principle Stres

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Paranasal Sinusler (Netter, 2014).....	10
Şekil 2.2. Maksiller Sinüs (Netter, 2014).....	12
Şekil 2.3. Maksiller Sinüs Septaları (Mailleux ve ark., 2010).....	13
Şekil 2.4. Nasal Bölgedeki Arter ve Venler (Netter, 2014).....	14
Şekil 2.5. Maksiller Sinüs ile Komşu Dişlerin İlişkisi (Iwanaga ve ark., 2019).....	16
Şekil 2.6. İnternal Lift Yöntemiyle İmplant Uygulaması (N. P. Lang ve Lindhe, 2015).....	20
Şekil 2.7. Membran Elevasyonu Öncesi ve Sonrası Panoramik Görüntü (N. Dinçer, E. Öncü).....	21
Şekil 2.8. Bukkal Kemik Üzerinde Hazırlanan Pencere Sınırları (N. Dinçer, E. Öncü).....	22
Şekil 2.9. Osteotominin Ardından Serbestleştirilmiş Sinüs Membranı (N. Dinçer, E. Öncü).....	23
Şekil 2.10. Membranın Elevasyonunu Takiben Yapılan Greftlenme İşlemi (N. Dinçer, E. Öncü).....	24
Şekil 2.11. Pin Yardımıyla Sabitlenen Membranın Uygulanması (N. Dinçer, E. Öncü).....	24
Şekil 2.12. Zigoma İmplantı (Aleksandrowicz ve ark., 2019).....	27
Şekil 2.13. Açılı İmplant Uygulaması (Anandh ve ark., 2015).....	28
Şekil 2.14. Kısa implant (Muhamad ve ark., 2017).....	30
Şekil 2.15. (a) iki boyutlu alan (b) üç düğümlü sonlu eleman (c) sonlu elemanlar ağını gösteren ek elemanlar.....	32
Şekil 3.1. Kullanılan implant üstü protez.....	38
Şekil 3.2. Kısa İmplant Kullanılan Model (Kİ) (1. Model).....	39
Şekil 3.3. Greft Uygulamasıyla birlikte Sinüs Lift İşlemiyle Uzun İmplant Kullanılan Modelde (GLUİ) (2. Model) Greft Materyalinin Gösterimi.....	39
Şekil 3.4. GLUİ’de Maksiller Sinüsün Gösterimi.....	39
Şekil 3.5. GLUİ Modelinin Frontalden Görünüşü.....	40
Şekil 3.6. Yalnızca Sinüs Lift Yapılan Modelde (LUİ) (3.Model) Maksiller Sinüslerin Gösterimi.....	40
Şekil 3.7. LUİ Modelinin Frontalden Görünüşü.....	40
Şekil 3.8. Lazer Tarama Cihazı.....	41

Şekil 3.9. Yükleme Kuvvetleri.....	43
---	----

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. 2007 Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi, Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen başarı kriterleri (C. E. Misch ve ark., 2008; KÜRKÇÜOĞLU ve ark., 2010).....	7
Tablo 3.1. Modeller.....	38
Tablo 3.2. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı.....	42
Tablo 3.3. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı.....	42
Tablo 3.4. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı.....	42
Tablo 3.5. Elastisite Modülü ve Poison Oranları.....	43
Tablo 4.1. Model Kİ'de Basma ve Çekme Değerleri.....	57
Tablo 4.2. Model GLUİ Bulguları.....	58
Tablo 4.3. Model LUİ Bulguları.....	59

ÖZET

Rezorbe Maksiller Posterior Bölgede Kısa İmplantlar ve Vertikal Ogmentasyonu Takiben Kullanılan Uzun İmplantların Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Biyomekanik Analizi

Giriş ve Amaç: Günümüzde diş eksikliklerinin rehabilitasyonu amacıyla implant destekli sabit veya hareketli protezler sıklıkla tercih edilmektedir. Fakat aşırı rezorbe kreterlerde uygulama yapılacağı zaman, dental implantlar için yeterli kemik boyutu ve hacmi elde etmek bazı ek cerrahi işlemleri gerektirir. Posterior maksiller bölge için bu yöntemlerin başında sinüs tabanı yükseltme operasyonu gelmektedir. Bunun yanı sıra son yıllarda kısa implantlar, kemik rekonstrüksiyonu amacıyla yapılan cerrahi tedavilerin risklerinden kaçınmak için kısıtlı kemik hacminde uygulanabilen alternatif bir tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadır. Kısa implantların mandibular bölgedeki başarılı takip sonuçlarına rağmen, maksiller posterior bölgeye uygulanmasının sonuçları tartışmalıdır. Çalışmamızın amacı; kısa ve uzun implantların fonksiyonel kuvvetler altında çevre kemik üzerine ilettiği stresin karşılaştırılması ve sinüs lift işleminin sert doku greftleri kullanılarak ya da kullanılmadan uygulanması sonucunun peri-implant kemiğe iletilen stres açısından incelenmesidir.

Materyal Metod: İmplant lokalizasyonu maksiller molar dişler olan 3 model oluşturuldu. İlk modelde rezidüel kemik yüksekliği 7 mm olan bölgeye 6 mm uzunluğunda implantlar yerleştirildi. İkinci modelde greft kullanımıyla sinüs lift işlemini takiben 12 mm uzunluğunda implant ve üçüncü modelde ise greft kullanılmaksızın sinüs lift işlemiyle birlikte 12 mm uzunluğunda implant yerleştirildi. Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle vertikal ve oblik gelen kuvvetlerin peri-implant kemik dokusuna ilettiği stresler incelendi.

Bulgular: Kısa implant uygulanan modelde sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 21,59 ve 11,87 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,99 ve 4,10 MPa olarak ölçüldü. Sert doku greftiyle birlikte sinüs lift işlemi uygulanarak uzun implant yerleştirilen modelde sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 4,90 MPa, oblik kuvvetler altında; 7,35 ve 4,10 MPa olarak ölçüldü. Sert doku grefti kullanılmaksızın sinüs lift işlemiyle birlikte uzun implant yerleştirilen modelde sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 5,79 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,45 ve 2,13 MPa olarak ölçüldü. Tüm modellerde kemiğe iletilen streslerin, kemiğin deformasyona uğramayacağı fizyolojik sınırlar içerisinde kaldığı tespit edildi.

Sonuçlar: Çiğneme kuvvetleri altında peri-implant bölgeye daha fazla stres iletilmesine rağmen fizyolojik sınırlar içinde kaldığı ve bu stres miktarları kemikte deformasyona sebep olmayacağı için kısa implantın uzun implanta alternatif olabileceği ve sinüs lift işleminin sert doku grefti kullanılmaksızın da gerçekleştirilebileceği çıkarımında bulunduk.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, kısa implant, sinüs lift, maksiller vertikal ogmentasyon



ABSTRACT

Evaluation of Biomechanical Stress of Short Dental Implants and Long Dental Implants Used Following Vertical Augmentation in Resorbed Toothless Maxillary Posterior Region by Finite Element Analysis Method

Introduction: Nowadays, implant-supported fixed or removable prostheses are frequently preferred in the treatment of tooth deficiency. But some additional surgical procedures are required to obtain sufficient bone volume for dental implants in severely resorbed alveolar crest. Sinus lift operation is one of these methods for the posterior maxillary region. Also short implants are alternative treatment option for limited bone volume to avoid the risks of surgical treatment for bone reconstruction. Despite the successful follow-up results of short implants in the mandibular region, the results of the the maxillary posterior region are controversial. The aim of our study to investigate and compare the effect of short and standard length implant on the peri-implant bone under the vertical and oblique functional forces and also to compare the effect of bone graft in terms of the stress transmitted to peri-implant bone while performing sinus lift procedure.

Materials and Methods: Three models were created with implant localization of maxillary molar teeth. In the first model, 6 mm long implants were placed in the region with a residual bone height of 7 mm. In the second model, a 12 mm long implant was placed following the sinus lift procedure with bone graft, and in the third model, a 12 mm long implant was placed with the sinus lift procedure without bone graft. The stresses transmitted to the peri-implant bone under vertical and oblique forces were analyzed using the finite element analysis method.

Results: In the short-implanted model, the maximum principle stress amounts transmitted to the cortical and cancellous bone, respectively, are under vertical forces; 21.59 and 11.87 MPa, under oblique forces; It was measured as 10.99 and 4.10 MPa. In the model where long implant is placed by applying sinus lift procedure with hard tissue graft, the maximum principle stress amounts transmitted to cortical and cancellous bone, respectively, are under vertical forces; 7.35 and 4.90 MPa under oblique forces; It was measured to be 7.35 and 4.10 MPa. In the model in which long implant is placed without using hard tissue graft; 7.35 and 5.79 MPa under oblique forces; It was measured as 10.45 and 2.13 MPa. In all models, it was determined that the stresses transmitted to the bone remained within the physiological limits that the bone would not undergo deformation.

Conclusion: We concluded that the short implant, in which it remains within physiological limits despite more stress transmission, can be an alternative to the long implant and that sinus lift can be performed without using bone graft.

Keywords: Finite element analysis, short implant, sinus lifting, maxillary vertical augmentation

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde diş eksikliklerinin rehabilitasyonu için dental implantlar, son derece yaygın tercih edilen bir seçenek haline gelmiştir. Hem total ve hem parsiyel dişsizlik durumlarında kullanılan dental implantlar ile uzun dönemde başarılı sonuçlar elde edilmiş ve hastaların yaşam kalitesinin, fonksiyon, konuşma, estetik ve özgüvenlerinin arttığı bildirilmiştir (Sugerman ve Barber, 2002). Fakat diş çekimini takiben kemikte başlayan yıkım süreciyle birlikte alveolar krette vertikal ve horizontal rezorpsiyon görünmeye başlar. Yetersiz kemik yüksekliği, düşük kemik yoğunluğu ve aşırı oklüzal kuvvetler nedeni ile posterior maksillanın implant uygulamaları için olumsuz şartlar bulundurabileceği bildirilmiştir (Chiapasco ve ark., 2006). Bu süreçte maksiller sinüs tabanı ise ters yönde yani alveolar krete doğru yer değiştirmektedir. Sonuçta alveolar kretin kalınlığı 1 mm'nin altına kadar düşebilmekte ve kemik yüksekliğini arttırmadan implant yapılmasının imkansız hale geldiği durumlar karşımıza çıkabilmektedir (Testori, 2011).

İlk kez Boyne ve James tarafından daha sonrasında Tatum tarafından tanımlanan sinüs lift uygulaması, rezorbe maksiler posterior bölgeye implant yerleştirilmesi amacıyla sık kullanılan bir yöntem haline gelmiştir (P. J. Boyne, 1980; Tatum Jr, 1986). Günümüzde bu tekniğin sert doku grefti kullanılmaksızın da uygulanabileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Lundgren ve ark., 2004; T.-W. Chen ve ark., 2007; Borges ve ark., 2011; Bassi ve ark., 2015).

Fakat ekstra cerrahi işlemlerin fazladan vakit, maliyet ve komplikasyon riski göz önünde bulundurulduğunda rezorbe dişsiz alanların rehabilitasyonunda kısa implantlar oldukça avantajlı bir seçenek olarak karşımıza çıkar (McAllister ve Haghighat, 2007). Kısa implantların avantajları arasında; daha az invaziv bir işlem olması sebebiyle hastanın daha rahat bir post operatif dönem geçirmesi, daha az maliyetli olması, ideal implant pozisyonunun daha kolay elde edilmesi sayılabilirken, dezavantajları arasında da kron/kök oranının artması, primer stabilizasyonun daha zor sağlanması ve Tip 4 kemikte riskli olmasından bahsedilebilmektedir (Atieh ve ark., 2012).

Uygulanan implantların çevre kemikte meydana getirdiği stres seviyesi implantın klinik başarısı açısından önem arz etmektedir. Kemiğe iletilen stresin in-vivo olarak ölçülmesi mümkün olmadığı için, analiz çalışmaları bu noktada değer

kazanmaktadır. Dokuların, bir modele transferi ile bu model üzerinde sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanılması, implant ve implant üstü restorasyonların biyomekaniğini değerlendirebilmeyi mümkün kılmaktadır (DeHoff ve Anusavice, 1984).

Çalışmamızda rezorbe maksiler posterior bölgede uygulanan kısa implant ile sinüs membran elevasyonunu takiben yerleştirilen uzun implantlarda vertikal ve oblik yönde gelen çiğneme kuvvetlerinin peri-implant kemiğe ilettikleri stres miktarlarının karşılaştırılması, aynı zamanda sinüs lift işlemi esnasında sert doku grefti kullanılması ya da yalnızca membran elevasyonu yapılması seçenekleri arasında kemiğe iletilen stresin karşılaştırılması amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

Dental implantoloji 70 yılı aşkın süredir diş hekimliğinin en çok gelişim gösteren alanlarından biridir. Son 20 yılda diş eksikliklerinin protetik rehabilitasyonunda rutin olarak uygulanan, kabul görmüş bir tedavi yöntemi olarak karşımıza çıkmaktadır (Weber ve Sukotjo, 2007; Abt ve ark., 2012).

2.1. Dental İmplantlar

Diş kaybı, tarih boyunca insanların yaşam kalitesini düşüren bir durum olmuştur. Bu nedenle binlerce yıl öncesinde bile kaybedilen dişleri yerlerine koyabilmek için çeşitli girişimlerde bulunulmuştur. 4000 yıl önce Antik Çin gibi toplumlarında, çivi şekli verilen bambu çubuklarının diş eksikliğini gidermek için çene kemiğine yerleştirildiği bildirilmiştir (Moore ve MAJ). Mısırlıların 2000 yıl önce, kıymetli metalleri aynı amaçlarla kullandığı, Avrupa'da bulunan bir kafatasında demir benzeri bir metalin aynı dönemlerde diş eksikliklerini gidermek için çenelere yerleştirildiği tespit edilmiştir (Crubzy ve ark., 1998). Arkeologlar tarafından Honduras'ta yaklaşık 1000 yıl öncesine dayanan, implant tanımına uyan, diş şekli verilmiş ve implant olarak kullanılmış taşlar ve deniz kabukları bulunmuştur (Sullivan, 2001)

Biyolojik uyumluluğu yeterli olmayan materyaller nedeniyle antik çağlar ve daha sonraki dönemlerde uygulanan implant destekli restorasyonların oldukça kısa ömürlü olduğu bildirilmiştir (Luckey ve Kubli, 1983).

Strock tarafından 1939 yılında geliştirilen krom-kobalt implantlarla daha öngörülebilir tedavi sonuçları elde edilmeye başlanmıştır. (Strock, 1939) Bothe ve arkadaşları bir sonraki yıl canlı kemikle titanyum arasında biyolojik bir uyum olduğunu gözlemlemişlerdir (Bothe, 1940). Yüksek dayanıklılığı, korozyon direnci, kemik ve yumuşak doku tarafından kabul edilebilirliği ve kemiğe bağlanma özellikleri sayesinde titanyumun tıbbi operasyonlar için uygun bir materyal olabileceği ilk olarak Gottlieb ve Leventhal, Clarke ve Hickman tarafından bildirilmiştir (Leventhal, 1951; Clarke ve Hickman, 1953).

1964 yılında Leonar I. Linkow tarafından geliştirilen vida şeklindeki implant bu alanda önemli bir adım olmuştur. Kemik miktarının yetersiz olduğu vakalar için

Linkow blade şeklinde bir tasarım geliştirmiş ve bu implant 1970'lere kadar en sık kullanılan implant şekli olmuştur (Sullivan, 2001)

İsveç'te 1950'li yıllarda anatomi ve deneysel biyoloji alanında araştırmalar yapan Per-Ingvar Branemark kemik iyileşmesi ve rejenerasyon üzerine çalışmalarını sürdürürken titanyumun insan sert ve yumuşak dokularıyla son derece uyumlu olduğunu ve immünolojik reaksiyona neden olmadığını bulgulararak tıp alanında titanyumun kullanımı konusunda çalışmalar yapmaya başlamıştır (Brånemark ve Chien, 2005).

Daha sonraki yıllarda Branemark ve ekibi tarafından bir dizi hayvan çalışması gerçekleştirilerek kemikle titanyum arasındaki güçlü bağlantıyı sağlayan biyomoleküler süreç incelenmiştir (Brånemark ve Chien, 2005). 1965 yılında bu bulgulara dayanarak insan çalışmalarına geçmeyi planlayan ekip diz ve kalça eklemlerinin rehabilitasyonunda titanyum kullanımını planlarken ilk hastaları doğumsal çene defekti olan 34 yaşındaki bir erkek hasta olmuştur. Branemark bu hastanın alt çenesine 4 titanyum implant yerleştirerek sabit bir restorasyon gerçekleştirmiş ve sonucunda hastanın yaşam kalitesinde önemli bir iyileşme elde edilmiştir. 1965'te başlayan araştırmalar 10 yıl boyunca takip edilmiş ve başarılı sonuçları 1977'de bildirilmiştir (BRANEMARK ve ark., 1977)

Bu çalışmalar ışığında Branemark ve ark., osseointegrasyonu; “yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında oluşan, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” şeklinde tanımlamışlardır (BRANEMARK ve ark., 1977).

2.1.1. Osseointegrasyon Tanımı ve Başarı Kriterleri

Osseointegrasyon tanımı ilk olarak 1977 yılında Branemark tarafından ortaya konmuştur; bu tanıma göre Osseointegrasyon için “yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında oluşan, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” denilmiştir (BRANEMARK ve ark., 1977).

Branemark'ın yayınladığı ilk raporu takiben 1982 yılında Toronto Osseointegrasyon Konferansını düzenlenmiştir. Bu konferans sonucunda Zarb ve Albrektsson, osseointegrasyonu; “fonksiyonel yüklem altında kemikte, alloplastik

materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı ve sürdürüldüğü bir durum” olarak bildirmişlerdir (Zarb ve Albrektsson, 1991)

1986 yılında ise Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (American Academy of Implant Dentistry) (AAID) osteointegrasyon tanımını şu şekilde yapmıştır; “implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimi olacak şekilde kemikle implant arasında kemik haricinde bir doku olmaksızın kurulan bağlantı” (Le Guéhennec ve ark., 2007).

2000’li yıllara kadar osseointegrasyon tanımı implant stabilitesinin klinik ve histolojik incelemelerini ifade etmektedir. 2005 yılında ise Branemark ve arkadaşları osseointegrasyon tanımını hastanın bakış açısına, makroskobik ve mikroskobik bakış açısına göre farklı şekillerde yapmıştır (Brånemark ve Chien, 2005).

Hastanın bakış açısına göre: Fonksiyonel kuvvetler altında protetik restorasyona stabil ve hareketsiz şekilde destek sağlayan, ağrıya neden olmayan ve hastanın yaşamı boyunca enflamasyon veya mobilite göstermeyen implantlar osseointegredir.

Makro ve mikroskobik biyoloji ve tıbbi açıdan osseointegrasyon: Yeniden şekillenen kemik dokusunun implantın topografisiyle uyumlu bir şekilde, yani implantın girinti ve çıkıntılarını da dolduracak biçimde implant yüzeyiyle temasta olmasıdır. Işık mikroskopuyla incelendiğinde kemikle implant arasında bağ dokusunun olmaması ile karakterizedir. Direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantıyla aşırı deformasyon göstermeden fizyolojik yükleri taşıyabilen, konak yanıt mekanizması geliştirmeyen implantlar osseointegre olmuştur.

Makroskobik biyomekanik bakış açısına göre, implant ve implantı çevreleyen canlı kemik dokusu arasında fonksiyonel yüklerden kaynaklanan hareketin olmaması ve hastada hayat boyu implantın belli şiddetteki yüklere karşılık aynı oranda deformasyon göstermesi o implantın osseointegre olduğunu gösterir.

Mikroskobik ve biyofiziksel bakış açısına göre, ışık ve elektron mikroskopunda incelenen implant yüzeyinde normal kemik ve kemik iliğinin gözlenmesi ve bunun zamanla implantı çevreleyen normal kemik yapısına dönüşmesi osseointegrasyondur. Mineralize doku nano düzeyde implant yüzeyiyle direkt temas oluşturur ve arada bu bütünlüğü bozacak herhangi bir yapı bulunmaz.

Geçmişten günümüze kronolojik olarak önerilen kriterlerden bazı implant başarı kriterlerini şu şekilde sıralayabiliriz;

1. 1978'de Harvard Konsensusun'nda önerilen kriterler.
2. 1986'da Albrektsson ve arkadaşları tarafından önerilen kriterler.
3. 1988'de NIH (National Institutes of Health) tarafından kabul edilen kriterler.
4. 1989'da Smith ve Zarb'ın önerdiği kriterler.
5. 1990'da Buser'in kriterleri.
6. 1992'de Naert ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler.
7. 1993'de Albrektsson ve Zarb'ın modifiye kriterleri.
8. 1997 de Roos ve arkadaşlarının oluşturdukları kriterler.
9. 2000'de Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından kabul edilen kriterler.
10. 2003'de Karoussis ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler.
11. 2007'de Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi, Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen kriterler.

Albrektsson ve arkadaşlarına göre, herhangi bir implant prosedürünün başarılı sonucu şu bileşenlerle ilişkilidir;

1. Kullanılan implantın materyali
2. Kullanılan implantın tasarımı
3. İmplantların makroskopikve mikroskopik yüzey özellikleri
4. Hastanın kemik durumu ve kalitesi
5. Hangi cerrahi tekniğin kullanıldığı
6. İmplant yükleme prosedürü (Albrektsson ve ark., 1986).

Albrektsson ve arkadaşlarının dental implant başarı kriterleri için önerileri şunlardır;

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolüsent alan görülmemelidir.
3. İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır (marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır).

4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtiler olmamalıdır.
5. Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir (Albrektsson ve ark., 1986).

Albrektsson ve Zarb'ın, 1993'de daha önce önerdikleri kriterleri de esas alan yeni kriterleri şunlar olmuştur;

1. Protez çıkarıldığında implantlarda hareketlilik olmaması
2. İmplant çevresinde radyolusent alan bulunmaması
3. İmplant çevresindeki kemiğin stabil olması
4. Ağrı olmaması (Albrektsson ve Zarb, 1993)

2007'de Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi, Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen kriterler ise şu şekildedir (C. E. Misch ve ark., 2008);

Tablo 2.1. 2007 Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi, Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen başarı kriterleri (C. E. Misch ve ark., 2008; KÜRKCÜOĞLU ve ark., 2010).

İmplant Kalite Ölçeği Grup	Klinik Koşullar
1. Başarı (Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı ve acı yok b. Sıfır mobilite c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı 2 mm'den küçük d. Eksuda öyküsü yok
2. Tatmin Edici Sağkalım (Survival)	a. Fonksiyonda ağrı yok b. Sıfır mobilite c. 2-4 mm radyografik kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
3. Sağkalımda Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Sıfır mobilite c. Radyografik kemik kaybı > 4 mm d. Prob derinliği > 7 mm e. Eksuda öyküsü olabilir

2.2. Çene Kemiği Dokusu ve Özellikleri

Kemik dokusu, insan vücudundaki en sert dokulardan birisidir. Uygulanan kuvvetlere karşı kıkırdak dokusundan sonra en dayanıklı olanıdır. Kemik dokusu,

yumuşak dokuların destekliğini sağlar ve kas dokularının tutunmasını sağlayarak vücuttaki hareket işlevini desteklemektedir (Fernández Tresguerres ve ark., 2006).

Kemik dokusunun bileşenleri, kemik matriksi ve üç ayrı hücre tipinden oluşur. Bu hücrelerden osteoblastlar, matriksin organik kısımlarını sentezlemekle görevlidir. Osteositler, yeni sentezi yapılmış olan matriks ile sarılı olan hücrelerdir. Osteoklastlar ise kemik dokusunun rezorbe edilmesini ve yeniden şekillenmesinde görevlidir (Fernández Tresguerres ve ark., 2006)

2.2.1 Kemik Dokusunun Yoğunluğu ve Sınıflaması

Kemik dokusunun yapısını, lamelli yapıdan oluşan spongioz ve daha yoğun yapıdaki kortikal dokular oluşturmaktadır. Kemğin yapısındaki spongioz ve kortikal özellikler dokunun yoğunluğunu tanımlamaktadır (Fernández Tresguerres ve ark., 2006).

Uygulanan implant tedavilerinde, implantın uygulandığı kemik dokusunun yoğunluğu, dokunun kalitesi implantın primer stabilizasyonunda ve implantın başarısında etkilidir. Bu nedenle, çenenin farklı bölgelerinde görülebilen kemik yoğunluklarının değerlendirilmesi implant tedavisinin başarısı açısından oldukça önemlidir (Premnath ve ark., 2013).

Ağızdaki dişlerin kaybı, kemik dokusunun devamlılığını ve yoğunluğunu etkilemektedir. Diş çekimini takiben periodontal ligamentlerin kaybı ve fonksiyonun azalması kalan kemik dokusunun rezorbsiyonunda önemli bir ilerletici faktördür (Lindhe ve ark., 2013).

Lekholm ve Zarb, çene kemiği dokusunu yoğunluğuna göre dörde ayırarak tanımlamışlardır;

Tip I: Homojen kompakt kemik. Kalın, yoğun, mineralizasyonu ve porözitesi az olan kortikal kemikten oluşur. Daha sıklıkla görüldüğü bölge mental foramenler arasında bulunan atrofik mandibuladır.

Tip II: Yoğun spongioz kemik etrafında kalın kompakt kemik. En sık görüldüğü bölgeler; atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksilladır.

Tip III: Yoğun spongioz kemik etrafında ince kompakt kemik. Genel olarak anterior maksillada görülür.

Tip IV: Düşük yoğunluklu spongioz kemik çevresinde ince kompakt kemik. Özellikle maksiller tüberler bölgesinde görülmektedir (Lekholm, 1985)

Misch, kemik yoğunluğunu dört gruba ayırmıştır;

D1: Büyük oranda kortikal kemikten oluşur ve daha çok mandibula anterior bölgede bulunur. Yoğun kortikal kemik oranından dolayı kan dolaşımı zayıftır ve bu doku beslenmesini olumsuz olarak etkiler.

D2: Poröz kompakt kemik ve iç kısmında büyük oranda spongioz kemik bulunur. Mandibula ve maksiler anterior bölgede bulunur.

D3: İnce poröz kompakt kemik ve iç kısmında ince spongioz kemikten oluşur.

D4: Kortikal kemik ya hiç yoktur ya da çok azdır. Daha çok spongioz kemikten oluşur. Atrofiye olmuş maksiler posterior bölgede daha sık görülür (C. E. Misch, 2004).

2.3. Maksiller Sinüs

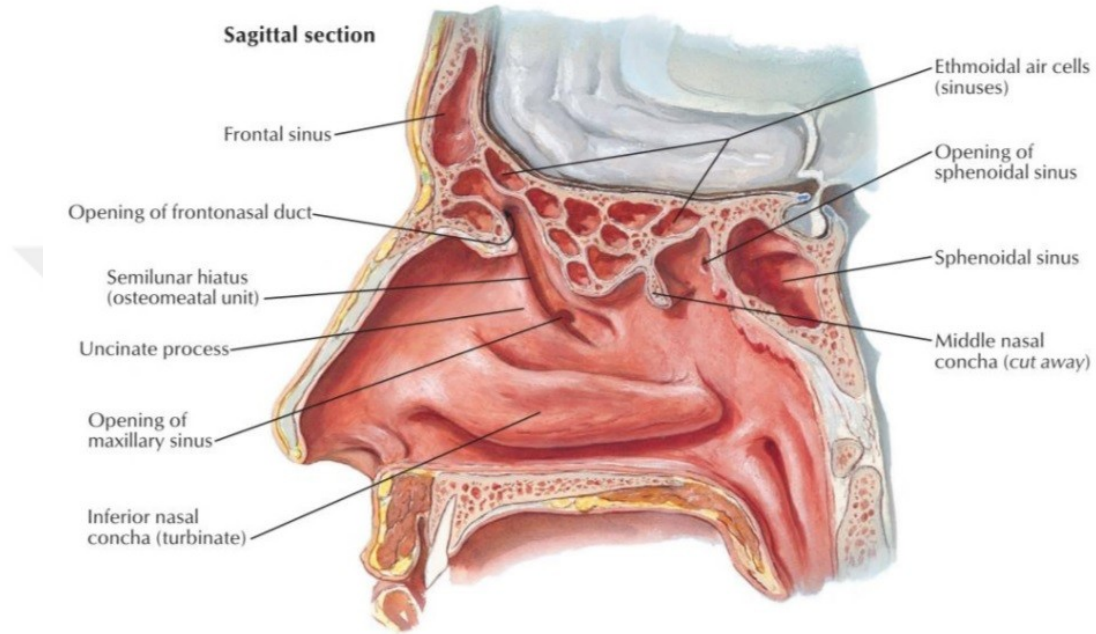
İnsanda frontal, etmoidal, sfenoid ve maksiler sinüs olmak üzere dört adet paranasal sinüs bulunmaktadır. Burun boşluğu etrafında yerleşmiş olan bu boşlukların en büyüğü maksiller sinüstür.

Paranasal sinüslerin fizyolojik işlevleri kesin olarak bilinmemekle birlikte belirli fonksiyonları şu şekilde sıralanabilir;

- Sesin rezonansına katkı sağlamak,
- Solunan havanın ısıtılması ve nemlendirilmesi,
- Solunan havadaki yabancı maddelerin siliar epitelyal mukoza sayesinde uzaklaştırılması,
- Koku mukozasının yüzeyinin artırılması,
- Orbita, beyin gibi önemli yapıları travmaların karşısında şok emilimi yaparak korumak,
- Sinüs çevresinde yer alan duyu organlarının korunması,
- Burun mukozasının nemlendirilmesi,

- Merkezi sinir sisteminde ısı izolasyonu,
- Kafatasının ağırlığının azaltılması,
- Yüz iskeletinin gelişiminde rol oynaması,

Solunum havasının akciğerlere uygun basınçta ve hacimde ulaşmasını sağlaması (Woo ve Le, 2004)



Şekil 2.1. Paranasal Sinüsler (Netter, 2014)

2.3.1. Maksiller Sinüs Anatomisi ve Fizyolojisi

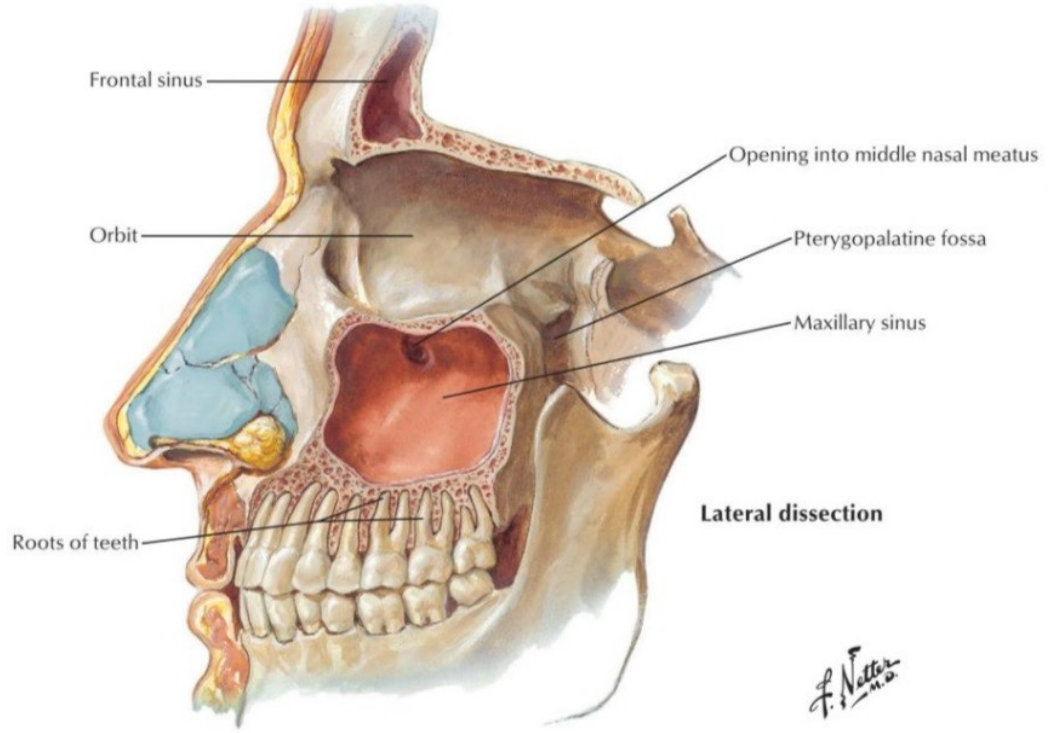
Yetişkinlerde maksiler sinüsün tabanını lateral nazal duvar oluştururken, tepesini orbita tabanı oluşturur ve maksillanın zigomatik prosesine doğru uzanır. Oval veya yarık şeklindeki ostiumu medial duvarın üst kısmında yer alır ve drenajı sağlar (Iwanaga ve ark., 2019). Dişleri bulunan yetişkin hastalardaki maksiler sinüsün taban duvarının kalınlığı göz tabanındaki kalınlığıyla yaklaşık olarak aynı seviyedeyken, dişsiz hastalarda göz tabanından yaklaşık 1 cm daha azdır (Testori, 2011).

Maksiller sinüsün üst duvarının iki önemli sınırını fossa kanina ve suborbital oluk oluşturur. Periferdeki kemik kalın kompakt kemikten, kanin diş bölgesinde ise ince kompakt kemikten oluşur. Kalın kompakt kemikten santral ve lateral dişlerin nörovasküler kanalları geçer. Bunları sensitif ve suborbital sinirin dalları oluşturur. İnce kompakt kemik “Caldwell-Luc” operasyonunun penceresinin açıldığı duvardır

(Van Den Bergh ve ark., 2000). Maksiller sinüsün çatısını oluşturan bu yüzey sinüsü orbita ve içeriklerinden ayırır. İnfraorbital sinir orbital çatıda ilerler ve ön duvara uzanan kemik sırtı içinde bulunur. Damarlarla birlikte inferior orbital fissürden yüzeydeki infraorbital foramene taşınır ve premolar hizasından sinüs tabanına uzanmaktadır. Bu kanallar middle süperior alveolar sinir ve damarların dallarını premolar dişlere taşırlar (Cappello ve ark., 2020) İnfraorbital kanal sinüs tavanından anterior duvar üzerine doğru aşağı iner ve yüze açılır. Yüze açılmadan hemen önce küçük bir kanal anterior süperior alveolar siniri ve damarları taşıyarak infraorbital kanaldan ayrılır. Ayrılan bu kanal, maksillar kesici ve kanin dişlerin apikal alanına uzanır (Atkinson, 1987).

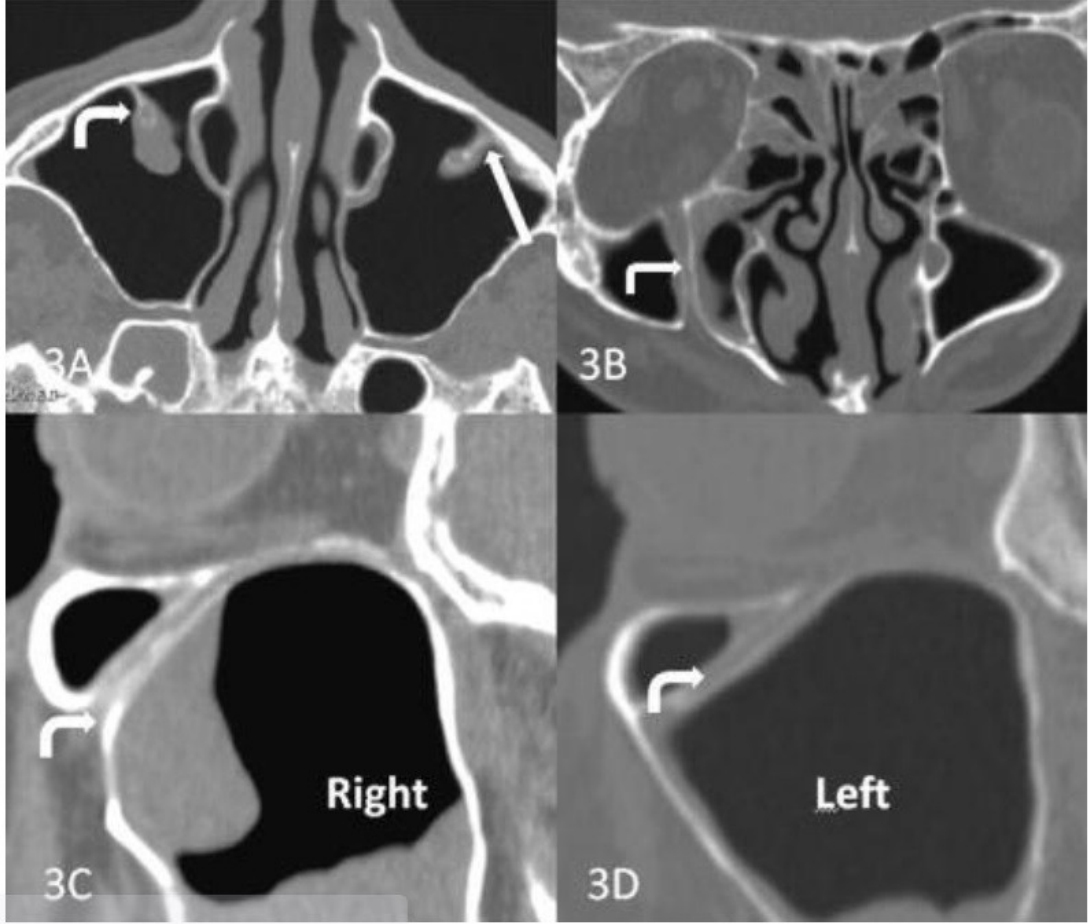
Sinüsün tabanı ise, maksillanın alveolar ve palatinal uzantıları tarafından oluşur. Birinci küçük azı dişinin mesailinden üçüncü azı dişinin distaline kadar uzanır (Standring, 2015) Sinüs tabanı, ince bir kompakt kemik tabakası ile molar diş köklerinden ayrılır. Maksiller molar dişlerin apeksleri, sinüs ile yakından ilişki içinde olabilecek bir pozisyondadır. Yapılan bazı tomografi çalışmaları maksiller molar dişler ile sinüs tabanı arasındaki ortalama mesafenin ortalama 1.97 mm olduğunu ortaya koymuştur (Eberhardt ve ark., 1992; Duncavage ve Becker, 2011)

İç duvar, sinüsün nazal fossadan ayrılmasını sağlayan duvardır. Aynı zamanda burun boşluğunun dış duvarını oluşturmuş olur. Üzerinde maksiller ostium ve aksesuar ostiumlar bulunur. Maksiller ostium, orta ve alt meatuslarla komşudur ve Meatus Nasi Medius İnfundibulum'a açılır (Chanavaz, 1990; Van Den Bergh ve ark., 2000)



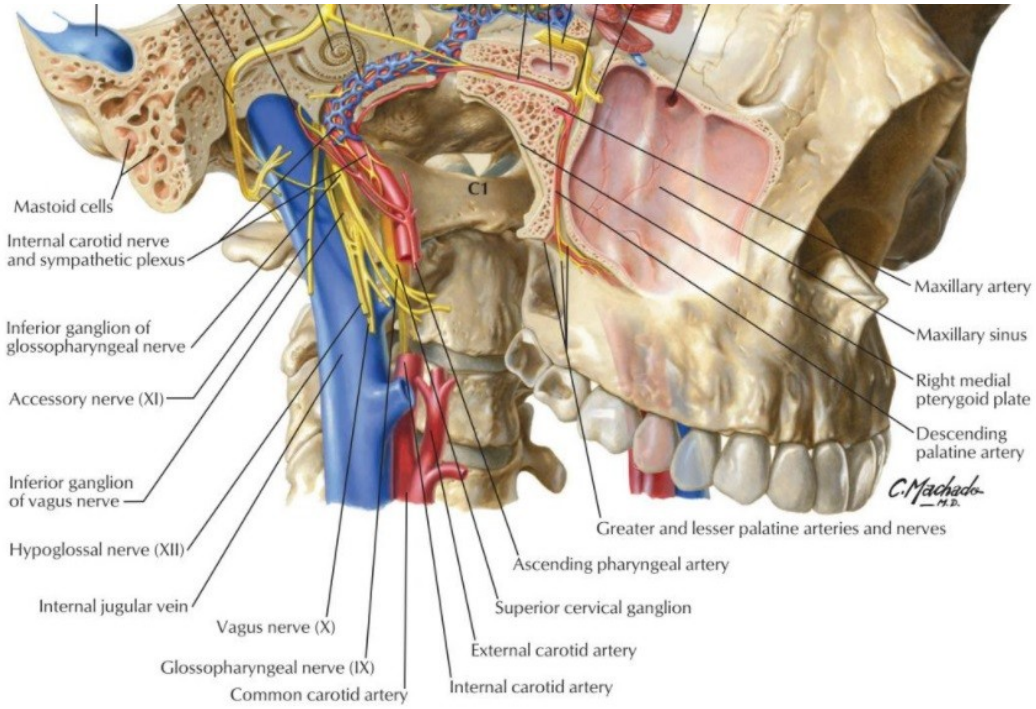
Şekil 2.2. Maksiller Sinüs (Netter, 2014)

Antral septalar maksiler sinüste sık gözlenebilen anatomik oluşumlardır. Sinüsün bir veya daha fazla kaviteye bölünmesine sebep olan septalar; primer ve sekonder olarak sınıflandırılır. Primer septalar dişin ya da maksillanın oluşumu sırasında meydana gelirken, sekonder septalar diş kaybını takiben maksiler sinüsün hacminin artmasıyla gelişir. Maksiller sinüslerin %13 ile %31,5 arasında septa bulundurduğu boyutlarının ise 2,5 mm ile 12,7 mm arasında değiştiği bildirilmiştir (Krennmair ve ark., 1997; M. J. Kim ve ark., 2006). Sinüs lift işlemi septaların varlığında uygulanacak ise, membran perforasyonuna yol açma ihtimali göz önünde bulundurularak lateral pencerenin tasarımı yeniden dizayn edilmelidir (Krennmair ve ark., 1997; Maestre-Ferrín ve ark., 2010)



Şekil 2.3. Maksiller Sinüs Septaları (Mailleux ve ark., 2010)

Maksiller sinüs, eksternal karotid arterin maksiler dalından kaynak alan anterior superior alveolar, middle superior alveolar, posterior superior alveolar arterler tarafından beslenir.



Şekil 2.4. Nasal Bölgedeki Arter ve Venler (Netter, 2014)

İntraorbital arter ve posterior superior alveolar arter, olguların tamamında intraosseöz anastomoz oluştururken, %44'ünde de ekstraosseöz anastomoz oluştururlar (J. Jensen ve Sindet-Pedersen, 1991).

Venleri ise pterygoid pleksus ile ilişkili olan maksiller vene dökülür (Chanavaz, 1990). Lenf drenajı, infraorbital foramen ve ostium ile gerçekleşir (Van Den Bergh ve ark., 2000).

Duyusal innervasyon büyük ölçüde iki ya da üç dalı olan posterior superior alveolar dal tarafından sağlanır. Anterior superior alveolar dal, maksiller sinüsün anteriorunu innerve ederken, bu bölgedeki mukozal innervasyona middle superior alveolar dal katkıda bulunur. Parasempatik lifler ise fasiyal sinirin nervus intermediusundan köken alır, pterygopalatin ganglionda sinaps yapar ve trigeminal duyu dalları yoluyla sinüs mukozasına ilerler (Duncavage ve Becker, 2011).

2.3.2. Maksiller Sinüs Embriyolojisi

Maksiller sinüsler, intrauterin 3. ayda medial nazal konka ve inferior nazal konka arasındaki meatus medianın embriyonik infundibulumundan köken alır (Chanavaz, 1990).

Doğum anında maksiller sinüsün hacmi yaklaşık 6,8 ml'dir ve ön-arka derinlik 7 mm'den, yükseklik 4 mm'den ve genişlik 2,7 mm'den küçüktür, radyolojik olarak 4.-5. aya kadar üçgen seklinde görülür (Duncavage ve Becker, 2011). Birey üç yaşına geldiğinde, orbital basıncın düşmesi, maksillanın kaslar tarafından çift taraflı olarak aşağı yönde çekilmesi ve maksillanın yukarı yönde büyümeye devam etmesiyle nazal fossa ve maksiller sinüs uzar (Chanavaz, 1990).

Maksiller sinüsün büyümesi üç yaşına kadar hızlı devam eder, daha sonra yavaşlar. Yedi yaşında hızlanır ve aşağı burun konka yüksekliğine gelir. 9 yaşında burun boşluğunun tabanı seviyesinde yer alır. 12 yaşından sonra ise orbital duvara doğru genişler, bu sayede sinüs tabanı ile burun tabanı aynı hizaya gelir. (J. Lang, 1989; Chanavaz, 1990). 18 yaşında maksimum büyüklüğüne üçüncü azı dişlerinin sürmesiyle ulaşır ve ortalama hacmi 12,5 ml'dir (Lovasova ve ark., 2018).

Bireyler arasındaki hacim farklılıkları doğumsal olabileceği gibi diş kayıpları sonucunda ortaya çıkan değişikliklerle de kazanılmış da olabileceği bildirilmiştir. Yaş ve meatusa olan uzaklık, mediolateral boyutlar ve sinüs hacmi arasında negatif bir korelasyon bulunmaktadır. Bu durum, kişinin yaşamı boyunca maksiller kemiğin rezorbe olduğunu göstermektedir. Toplam maksiler sinüs hacmi, tamamen veya kısmen dişsiz bireylerde, dentisyona sahip bireylere oranla önemli ölçüde daha küçüktür (Velasco-Torres ve ark., 2017).



Şekil 2.5. Maksiller Sinüs ile Komşu Dişlerin İlişkisi (Iwanaga ve ark., 2019)

2.3.3. Maksiller Sinüs Fizyolojisi ve Histolojisi

Sinüs mukozası, schneiderian membranı olarak da bilinir. Maksiller sinüs mukozası kalınlığı kişiden kişiye farklılık göstermekle birlikte genel olarak radyografik ölçümü 0.8 ± 1.2 ile 1.99 ± 2.1 mm arasındadır (Pommer ve ark., 2012; Makary ve ark., 2016).

Maksiller sinüs mukozası periost, lamina propria ve epitel olmak üzere üç tabakadan oluşmaktadır. Epitel, yalancı çok katlı silyalı silindirik epitel olan solunum epitelidir. Mukozada değişik miktarlarda goblet hücreleri bulunmaktadır ve bu hücrelerin temel görevi mukus sekresyonudur. Silia hücreleri yabancı maddeleri tutup, dalga hareketiyle ostiuma taşır. Ostium çevresinde çok miktarda görülen bu silyalı hücrelerin oranı diğer bölgelerde yarı yarıya düşmektedir (Halama ve ark., 1990). Fizyolojik şartlarda silyalar sinüsü 10-30 dk. arasında temizlemektedir (Stammlberger, 1986; Watzek ve ark., 1997). Sinüs enfeksiyonu mevcudiyetinde, siliaların dalga hareketi bozulduğu için yabancı maddeler ostiumdan dışarı atılamaz (Müller ve Barter).

Lamina propria tabakası, ince bir bağ dokusu tabakası ve elastik fibrillerden oluşmaktadır. Periost ise üstündeki bağ dokusuna sıkıca bağlı olmasına rağmen

kemikten kolayca ayrılabilir. Bu durum, sinüs ogmentasyonu sırasında membranın kemikten kaldırılmasını rahatlatan bir özelliktir (Pikos, 2008).

2.4. Maksiller Sinüs Ogmentasyon Yöntemleri

Diş çekimini takiben kemikte remodeling süreci başlamaktadır. Dişsiz maksilla ya da mandibuladaki vertikal kemik kaybı kişiden kişiye değişmekle birlikte yıllık ortalama 0.1 mm olarak bildirilmiştir. Metabolik faktörler, enflamasyon ve bazı sistemik patolojiler de rezorpsiyon hızını etkilemektedir. Bu süreçte maksiller sinüs tabanı ise ters yönde yani alveolar krete doğru yer değiştirmektedir. Sonuçta alveolar kretin kalınlığı 1 mm'nin altına kadar düşebilir ve kemik yüksekliğini arttırmadan implant yapılabilmesi imkansız hale geldiği durumlar karşımıza çıkmaktadır (Testori, 2011).

Maksiller posteior bölgeye implant uygulamak amacıyla, sinüs tabanının eleve edilip greftleme işleminin yapılması, ilk kez Boyne ve James tarafından daha sonrasında Tatum tarafından tanımlanmıştır (P. J. Boyne, 1980; Tatum Jr, 1986).

Maksiller sinüse protetik sebeplerle ilk greftleme işlemi ise 1960'lı yıllarda Boyne tarafından uygulanmıştır (P. Boyne, 1965). Geçmişte intermaksiller mesafenin azaldığı bölgelerde protez planlaması yapılan hastalarda tüber bölgesinden sert ve yumuşak doku redüksiyonu yapılarak gerekli mesafe sağlanmaya çalışılmıştır. Mandibulada kemik seviyesini azaltmanın mümkün olmadığı durumlarda maksiller tüber bölgesinin redüksiyonuyla çeneler arası mesafenin arttırılmasını sağlamak tek çözüm yöntemiymiş ancak dişsiz kalmış posterior bölgedeki genişlemiş ve sarkmış sinüs bölgesi, maksilladan redüksiyon yapılmasına engel olarak ortaya çıkıyordu. Bu engeli elimine etmek amacıyla da "Caldwell-Luc" yaklaşımı ile maksiller sinüs boşluğuna erişilerek membran elevasyonu sağlanır ve otojen greft kullanılarak greftlenir. Yaklaşık üç ayın sonunda, greftleme işlemiyle elde edilen kemik yüksekliği sayesinde, sinüs membranını perfore etme riski olmadan tüber bölgesinde redüksiyon sağlanır hale gelirmiş ve planlanan protetik tedavi için uygun şartlar oluşturulmuş. Sinüs tabanı elevasyon yöntemleri bu şekilde ortaya çıkmıştır (O. T. Jensen, 2006).

2.4.1. Sinüs Lifting Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Endikasyonlar;

1. Yetersiz kemik hacmi veya azalmış intermaksiller mesafesi olan alanlarda implant planlaması
2. Oroantral fistül tedavisi
3. Alveolar yarık rekonstrüksiyonu
4. Le Fort I osteotomisi ile birlikte interpozisyonel greftleme
5. Kraniofasiyal protezler ile maksilla rekonstrüksiyonu (O. T. Jensen, 2006).

Ayrıca, dental implant yerleştirebilmek için uygulanan sinüs lifting işlemlerinde şu prensiplere dikkat edilir:

1. Alveolar rezidüel kemik yüksekliğinin 7 mm'den az olması (lateral pencere yaklaşımı için) (Newman ve ark., 2018)
2. Alveolar kemik kalınlığının 4 mm'nin altında olması
3. Hastanın bilinen bir sinüs hastalığı hikayesinin olmaması
4. Hastanın maksiller sinüslerinde patoloji öyküsünün olmaması
5. Cerrahi girişimi önleyen anatomik yapılar veya skar oluşumu ile ortaya çıkan anatomik sınırlama olmaması (O. T. Jensen, 2006)

Kontrendikasyonlar

Genel tıbbi kontrendikasyonlar

1. Maksiller bölgeden alınan radyoterapi
2. Sepsis
3. Kontrol altında olmayan sistemik rahatsızlık
4. Akut tıbbi rahatsızlık
5. Aşırı sigara kullanımı
6. Aşırı alkol veya madde kullanımı
7. Aşırı psikofobik hastalar
8. İntravenöz bifosfonat kullanan hastalar (O. T. Jensen, 2006)

Lokal kontrendikasyonlar

1. Maksiller sinüs enfeksiyonları (ampiyem)

2. Kronik sinüzit
3. Önceki cerrahi işlemlerden kalan alveolar skar ablasyonu
4. Odontojenik enfeksiyonlar
5. Enflamatuvar veya patolojik lezyonlar
6. Şiddetli alerjik rinit (O. T. Jensen, 2006)
7. Sinüs duvarının çok küçük bölmelerden oluşması ve kökleri sinüs ile ilişkili olan dişlerin çekimini takiben gerekli iyileşme süresi dolmadan sinüs lifting uygulanması da göreceli kontrendikasyonlardan sayılmaktadır (Müller ve Barter).

2.4.2. Sinüs Lifting Teknikleri

Sinüs tabanının eleve edilmesi, teknik olarak Tatum yöntemi (Lateral “Açık” yaklaşım) ve Summers osteotomi yöntemi (Krestal “Kapalı” yaklaşım) olmak üzere iki grup olarak ele alınabilir.

Jensen’in, belirlediği protokole göre; 10 mm’lik standart kabul edilebilecek bir implantın boyutunun ne oranda maksiller posterior alandaki mevcut kemik içerisinde kalacağına bakılarak hangi yöntemin kullanılacağına karar verilir (O. T. Jensen, 2006).

Sınıf A: 10 mm veya daha fazla mevcut kemik yüksekliği

(Mevcut kemikte 10 mm’lik implantın % 100’ü kemiğin içerisinde)

Sınıf B: 7 ila 9 mm mevcut kemik yüksekliği

(Mevcut kemikte 10 mm’lik implantın % 70-90’ı kemiğin içerisinde)

Sınıf C: 4 ila 6 mm mevcut kemik yüksekliği

(Mevcut kemikte 10 mm’lik implantın % 40-60’ı kemiğin içerisinde)

Sınıf D: 1 ila 3 mm mevcut kemik yüksekliği

(Mevcut kemikte 10 mm’lik implantın % 10-30’u kemiğin içerisinde)

Sınıf E: Absent veya ablated sinüs

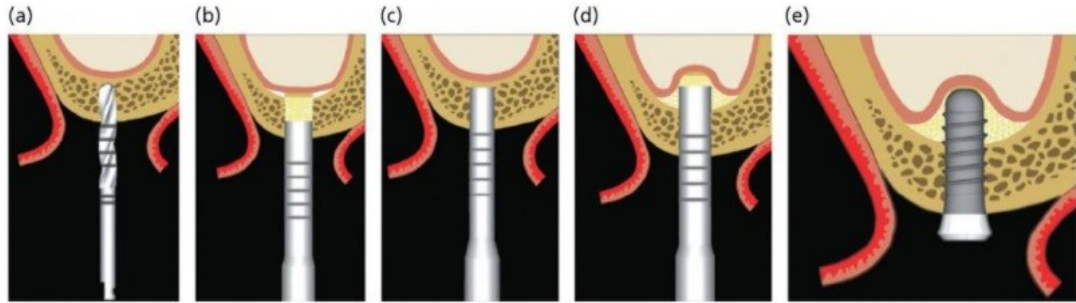
Önerilen Tedavi Yöntemi:

Sınıf A ve B: Osteotomi tekniği; eşzamanlı implant uygulaması

Sınıf C: Lateral yaklaşım tekniği; eşzamanlı veya gecikmeli implant uygulaması

Sınıf D: Lateral yaklaşım tekniği; gecikmeli implant uygulaması

Kapalı Sinüs lift yöntemi, 1994 yılında Summers, tarafından geliştirildi. Bu yöntemde, krestal bir giriş yolu ile kemiğin hazırlanmasını takiben ve sinüs tabanının birkaç milimetre yükseltilmesini sağlamaktadır. Kemik kazanımı 2-3 mm ile sınırlıdır (Zitzmann ve Schärer, 1998). Kemik yüksekliğinin 5 mm'den fazla olduğu durumlarda endikedir. Bu teknik uygulanırken apikal kemiğin sıkıştırılması ve sinüs membranının elevasyonunu sağlanırken, aynı zamanda giderek artan çapta osteotomlar kullanılarak kemik lateral olarak sıkıştırılacaktır (Summers, 1994; Woo ve Le, 2004).

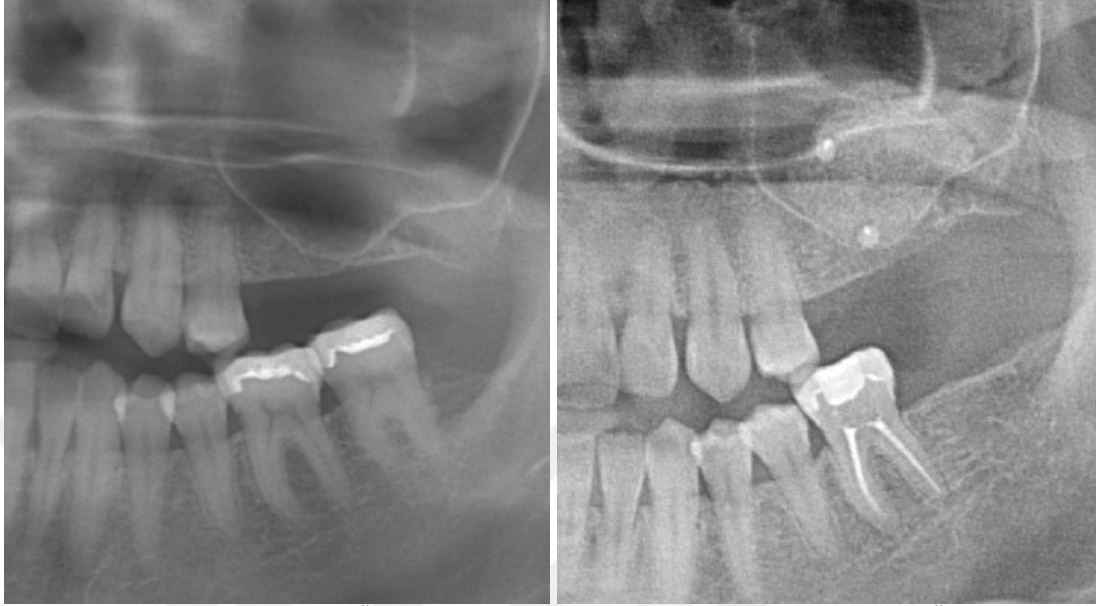


Şekil 2.6. İnternal Lift Yöntemiyle İmplant Uygulaması (N. P. Lang ve Lindhe, 2015)

Kullanılan osteotomların ucu gövdelerine göre daha ince ve konkavdır. Bu nedenle duvardan kemiği incelterek ilerlerler. Sokete giren osteotomun önünde toplanan kemik en derin noktada birikmiş olur. Oluşan bu kemik yığını yukarıya doğru itilir ve böylelikle sinüs tabanı ve membranı yükseltilmiş olur. Yerleştirilen implantın stabil olmasına özen gösterilir ve kapama vidası takılır. 4-6 aylık iyileşmeden sonra implantın üstü açılabilir ve iyileşme başlığı yerleştirilir (Summers, 1994; Woo ve Le, 2004).

Bu teknik kullanılarak D-3 ve D-4 tip kemikler gibi implant yerleştirilmesi sırasında primer stabilitenin zor sağlanacağı bölgelerde, osteotomların oluşturduğu lateral sıkıştırma sayesinde kemik yoğunluğu ve genişliği de arttırılmış olmaktadır (Summers, 1994).

Açık sinüs lift yöntemi, diğer adıyla lateral pencere tekniği ilk olarak Tatum tarafından Caldwell-Luc yaklaşımı modifiye edilerek tanımlanmıştır (Tatum Jr, 1986).

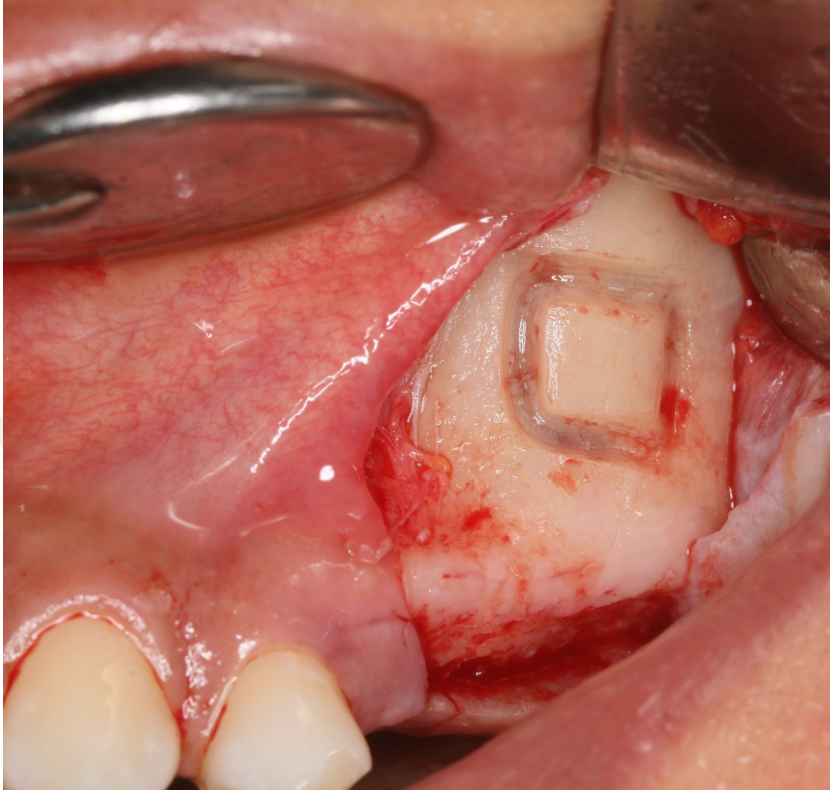


Şekil 2.7. Membran Elevasyonu Öncesi ve Sonrası Panoramik Görüntü (N. Dinçer, E. Öncü)

Tam kalınlık flep kaldırıldıktan sonra, lateral duvar penceresinin dış hatlarını bukkal kemik üzerinde belirlenir. Pencerenin konumu, maksiller sinüsün boyutu ve konumuna göre ayarlanmaktadır. Pencerenin koronal ana hatları greftin yüksekliğine, yerleştirilecek implantın uzunluğuna ve posterior superior alveolar arterin konumuna bağlı olacaktır. Pencerenin apikal ana hattı sinüs tabanından yaklaşık 3 mm yukarıda olmalıdır. Pencerenin mesial sınırı ön duvara yakın olmalı ve distal sınır yerleştirilecek implant sayısına bağlı olarak belirlenmektedir. Pencerenin boyutu mesiodistal olarak 20 mm ve apikokoronal olarak 15 mm olmalıdır, bu da kolay cerrahi erişimi garanti etmek için yeterlidir. Cerrahın deneyim seviyesi arttığında daha küçük, daha konservatif bir erişim penceresi tasarlanabilir (Watzek ve ark., 1999; Van Den Bergh ve ark., 2000).

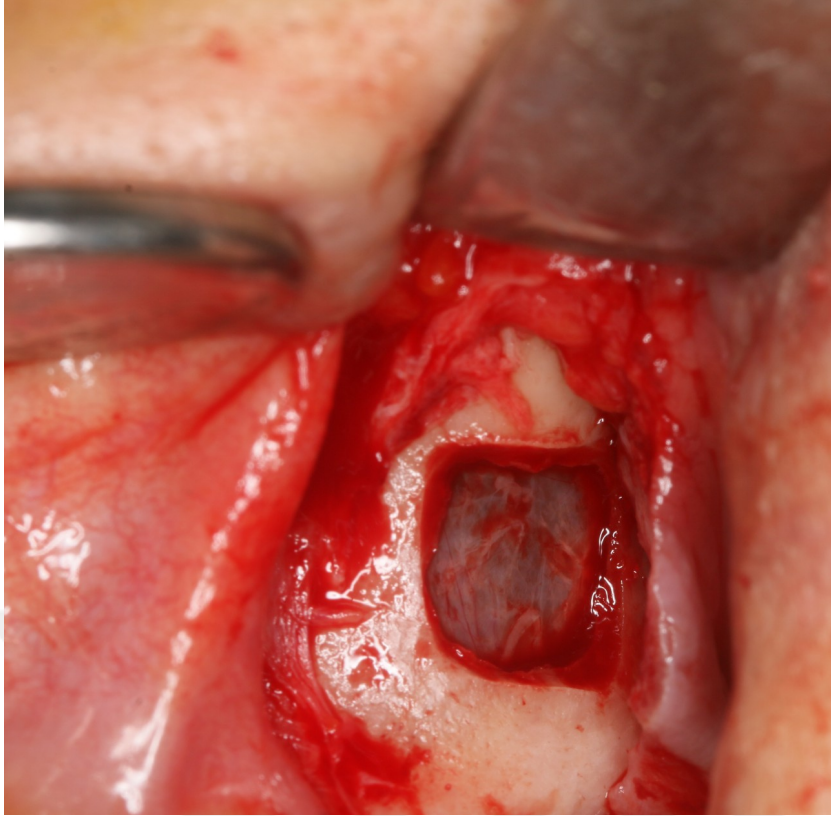
Mavimsi ton görünene kadar pencerenin ana hatlarını çizmek için 8 numaralı elmas frez veya piezo cerrahi yüksek hızlı el aletleri kullanılır. Pencerenin şekli genellikle ovaldir veya kenarları bizote dörtgendir ve zarın delinmesine neden olabilecek keskin kenarlara sahip olmamalıdır. Kemik tamponları sinüs kemik erişim penceresini kırmak için kullanılır. Osteotomi sonucu oluşturulan kapak membran üstünde bırakılarak çevirilebilir veya tamamen çıkarılabilir. Rahat bir cerrahi erişim

olduğunda ve kortikal duvar kalınlığı <2 mm olduğunda eleve edilir. Görüş alanının kısıtlı olduğu durumlarda, septa varlığında ve sığ sinüste tamamen çıkarılması da tercih edilebilir (Harris ve ark., 2012).



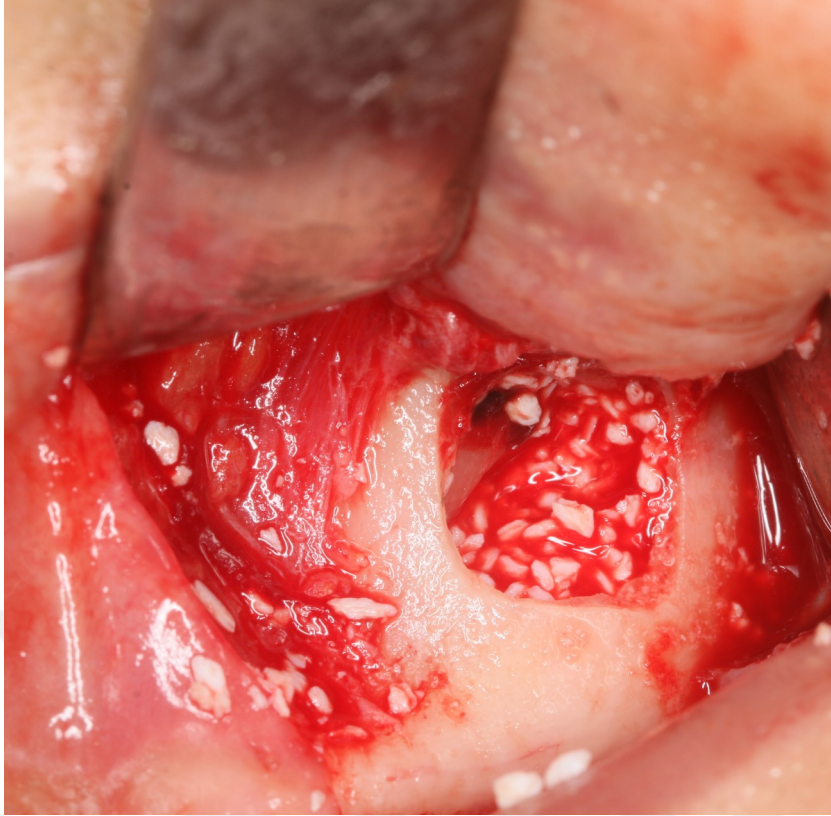
Şekil 2.8. Bukkal Kemik Üzerinde Hazırlanan Pencere Sınırları (N. Dinçer, E. Öncü)

Osteotominin ardından sinüs membranı yavaş yavaş kenarlardan eleve edilmeye başlanır. Sinüs membranının serbestleştirme aşaması hassas bir işlemdir ve bu işlem için özel tasarlanmış el aletleri kullanılır. Bu aletler sinüs içerisinde her bölgeye ulaşabilmek için farklı dizayn edilmiş, keskinliği azaltılmış ve yuvarlatılmış uçlara sahiptir. Membran bir bölgede fazla, başka bir bölgede az eleve edilirse perforasyon ihtimali doğar. Bu yüzden pencerenin her yerinden eşit miktarda elevasyon yapılmalıdır (Testori ve ark., 2009)



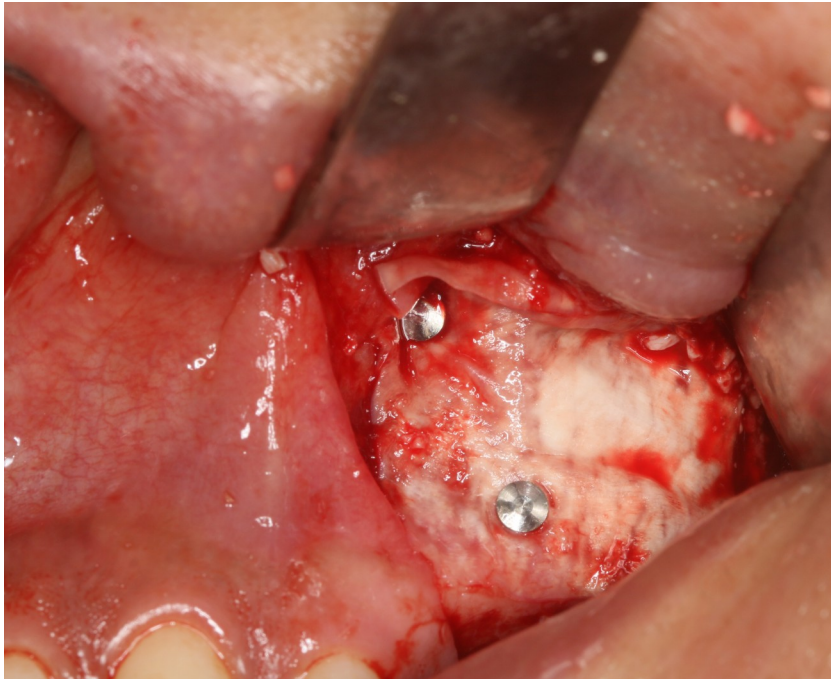
Şekil 2.9. Osteotominin Ardından Serbestleştirilmiş Sinus Membranı (N. Dinçer, E. Öncü)

Membran, osteotominin koronal sınırının üzerine çıkacak şekilde eleve edilir. Kemik grefti materyali üzerinde aşırı basınç oluşmasını önlemek için bunu yapmak önemlidir. Membranın perforasyonu söz konusu olduğunda, küçük perforasyonlar tedavi edilmeden bırakılabilir, ancak büyük bir perforasyon meydana gelirse klinisyen ya prosedürü durdurmalı ya da membranı kapamak için bir kolajen membran kullanmalıdır. Prosedür iptal edilirse, 4 ila 6 ay beklenmesi tercih edilmelidir. Membran elevasyonu tamamlandıktan sonra, kemik greft materyali membranın altına anterior ve inferior yönde yerleştirilir. Graft, maksiller sinüsün mesial duvarına temas etmelidir. Graft boşluğa gevşek bir şekilde yerleştirilir ve fazla basınç uygulanmaz (Harris ve ark., 2012).



Şekil 2.10. Membranın Elevasyonunu Takiben Yapılan Greftlenme İşlemi (N. Dinçer, E. Öncü)

Fazla greft doldurulması schneiderian membranında nekroza ve bunun sonucunda sinüsle greftin irtibata geçmesi ve sinüzit oluşmasına sebep olabileceğini bildirilmiştir (Van Den Bergh ve ark., 2000). Greft sinüs boşluğuna yerleştirildikten sonra mukoperiosteal flep yeniden konumlandırılır ve dikilir (Harris ve ark., 2012).



Şekil 2.11. Pin Yardımıyla Sabitlenen Membranın Uygulanması (N. Dinçer, E. Öncü)

Rezidüel kemiğin yeterli olmadığı durumlarda implantlar sinüs lift işlemini takiben 6 ay sonra yerleştirilebilir. İmplantları stabilize etmek için yeterli alveolar kemik varsa, implant bölgeleri hazırlanır ve greft materyalinin tamamı kullanılmadan önce implantlar yerleştirilir. Daha sonra implantların etrafı da greftlenerek işlem tamamlanır (Harris ve ark., 2012).

Eşzamanlı implant yerleştirilmesiyle ilgili olarak Misch rezidüel kemik seviyesinin en az 5 mm olarak (C. Misch, 1999), Jensen ise en az 4 mm olarak belirlemiştir (O. T. Jensen, 2006).

2.4.3. Sinüs Lift Operasyonunun Komplikasyonları

Maksiller sinüs lift ile ilişkili komplikasyonlar, intraoperatif komplikasyonlar, akut postoperatif komplikasyonlar ve kronik postoperatif komplikasyonlar olarak kategorize edilebilir (J. Kim ve Jang, 2019). Maksiller sinüs liftin en sık görülen komplikasyonları azalan sırayla perforasyon veya rüptürasyon (% 60), enfeksiyon (% 21), kanama (% 9), migrasyon, benign paroksizmal pozisyonel vertigo (BPPV)'dur (Barone ve ark., 2005).

Maksiller sinüs lift operasyonunun bilinen intraoperatif komplikasyonları arasında Schneiderian membranın rüptürasyonu, antral veya nazal penetrasyon, kanama, komşu dişlerde hasar, alveolar kemiğin fraktürü, fenestrasyonu, yetersiz primer stabilite yer alır. Schneiderian membranın rüptürasyonu genellikle önceden var olan perforasyon, mevcut veya önceki patolojik durumdan kaynaklanabilir ve genellikle de lateral pencerenin hazırlanması oluşabilir (Jordi ve ark., 2018).

Schneiderian membranının rüptürasyonu, maksiller sinüs ogmentasyonunun en sık görülen komplikasyonudur ve hastaların % 10 ila % 34'ünde meydana geldiği bildirilmektedir. Sigara dumanında maksiller sinüs zarı incelendiği için sigara içenlerde sigara içmeyenlere göre görülme sıklığı daha yüksektir (Viña Almunia ve ark., 2009).

Maksiller sinüs zarının perforasyonu 5 mm'den küçükse, implantların sağ kalım oranı % 97,14 olarak bildirilmiştir ki bu normal implantların hayatta kalma oranından önemli ölçüde farklı değildir. Ancak büyük perforasyonlarda daha az bir sağ kalım oranına sahip olduğu bildirildiğinden, çoğu yazar aşamalı bir yaklaşımın dikkate alınması gerektiğini bildirmektedir. (Ragucci ve ark., 2019).

Ameliyat sırasında aşırı kanama olursa kanamayı kontrol altına almak için çeşitli teknikler kullanılır. Kanama için ilk tedavi hastanın baş pozisyonunu kaldırıp bastırmaktır. Kemik içi dalda nabız ritmi olmadığında kanama çoğu durumda tek başına gazlı bezle kontrol edilebilir. Kanama sadece baskı ile kontrol edilmiyorsa, kanama noktasında kemik ronjörü veya hemostat kullanılarak kemiğin ezilmesi yöntemi kullanılabilir veya sinüs membranı suture edilebilir. Kanama kontrolü için başka bir yöntem, varsa bir elektrokoagülatör veya lazer kullanmaktır (Ilguy ve ark., 2013).

Akut postoperatif komplikasyonlar arasında ağrı, şişlik, ödem, sinüzit, kanama, oral ve nazal ekimoz ve hematoma, amfizem, greft kaybı, yabancı cisim, oroantral fistül bulguları sayılabilir (Vazquez ve ark., 2014).

İlerleyen dönemdeki komplikasyonlar içinde greft kaybından bahsedilebilir ve bu genellikle enfeksiyon kaynaklı olmaktadır. Enfeksiyon kaynaklı değilse irrigasyonu takiben tekrar greftleme işlemi yapılabilir ama akut enfeksiyon varsa 3-4 ay beklemek gerekebilmektedir. Greft materyalinin enfekte olması durumunda oroantral fistül oluşumu görülebilir (Vazquez ve ark., 2014).

2.5. Sinüs Lifting Operasyonlarına Alternatif Tedavi Yöntemleri

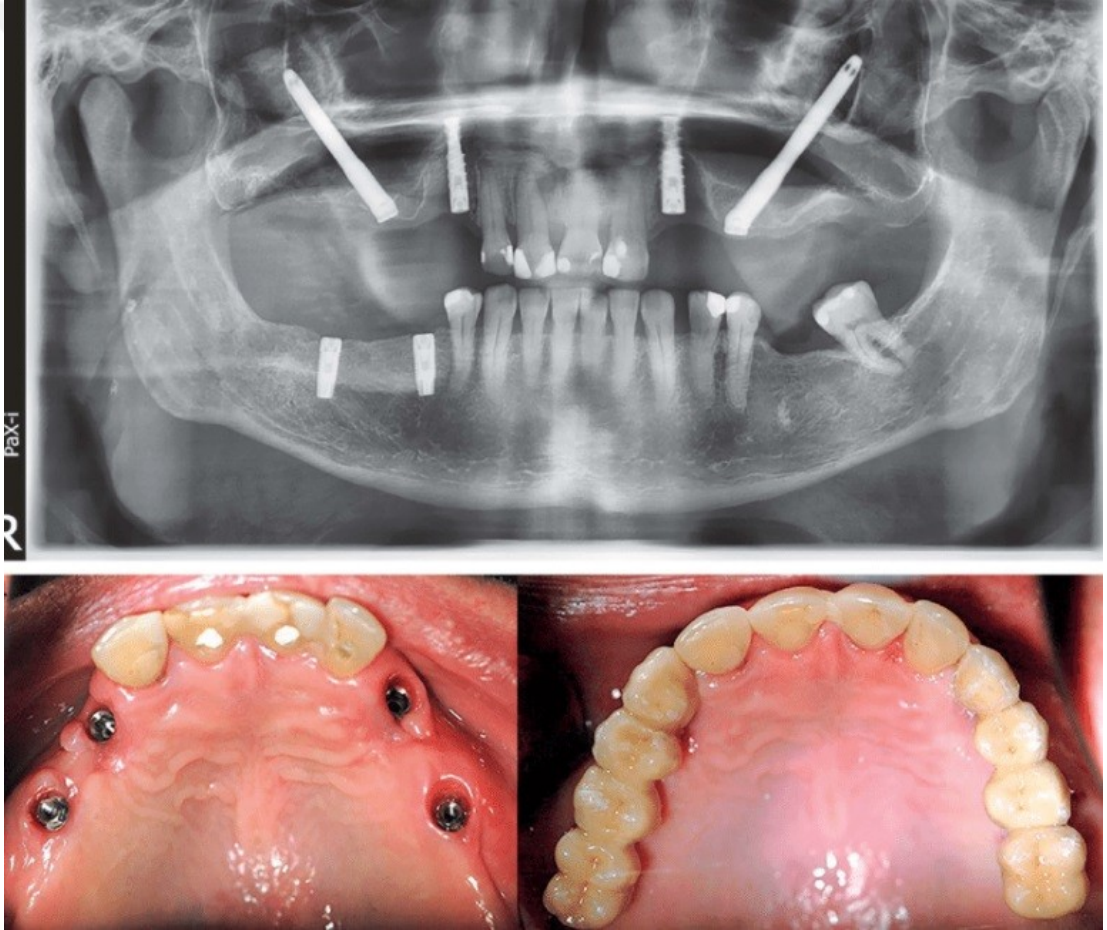
Maksilla posterior bölgede, vertikal kemik yetersizliği bulunan vakalarda, dental implantların uygulanabilmesi için sinus lifting uygulamasına alternatif olacak seçenekler bulunmaktadır. Yara iyileşmesini bozacak sistemik hastalıkların varlığı, patolojiler, ilerlemiş yaş, anksiyete, ileri girişimsel cerrahi bir işlem uygulamanın mümkün olmadığı durumlarda diğer seçeneklerin de göz önünde bulundurulması ve hastanın bilgisine sunulması önemlidir (Testori, 2011).

Bu alternatif tedavi yöntemleri şunlardır;

1. Zigoma İmplantları
2. Sinüs sınırının önüne ya da arkasına mesio-distal olarak açılı yerleştirilen implantlar
3. Protetik olarak distal kantilever uygulamaları veya kısa ark oluşturulması
4. Kısa implant uygulamaları

2.5.1. Zigoma İmplantları

Tümör nedeni ile maksillektomi sonrası, osteoplasti ve sinüs yükseltme operasyonunun uygulanmadığı durumlarda ve ileri ogmantasyon tekniklerinde başarısızlık yaşanan durumlarda tercih edilebilecek alternatiflerden biri zigomatik kemiğe uygulanan implantlardır (Friberg ve ark., 1997). Zigoma implantlar, anterior bölgeye yerleştirilen konvansiyonel implantlarla birlikte uygulanır (Friberg, 2002). Zigomatik kemiğin kortikaline yerleştirilecek 45-55 mm'lik vidalı zigoma implantlar ile stabilizasyon sağlanabilir (Pjetursson ve ark., 2008). Protokole uygun yerleştirildiğinde zigoma implantların sinus kavitesine komşuluğu söz konusudur (Al-Nawas ve ark., 2004).



Şekil 2.12. Zigoma İmplantı (Aleksandrowicz ve ark., 2019)

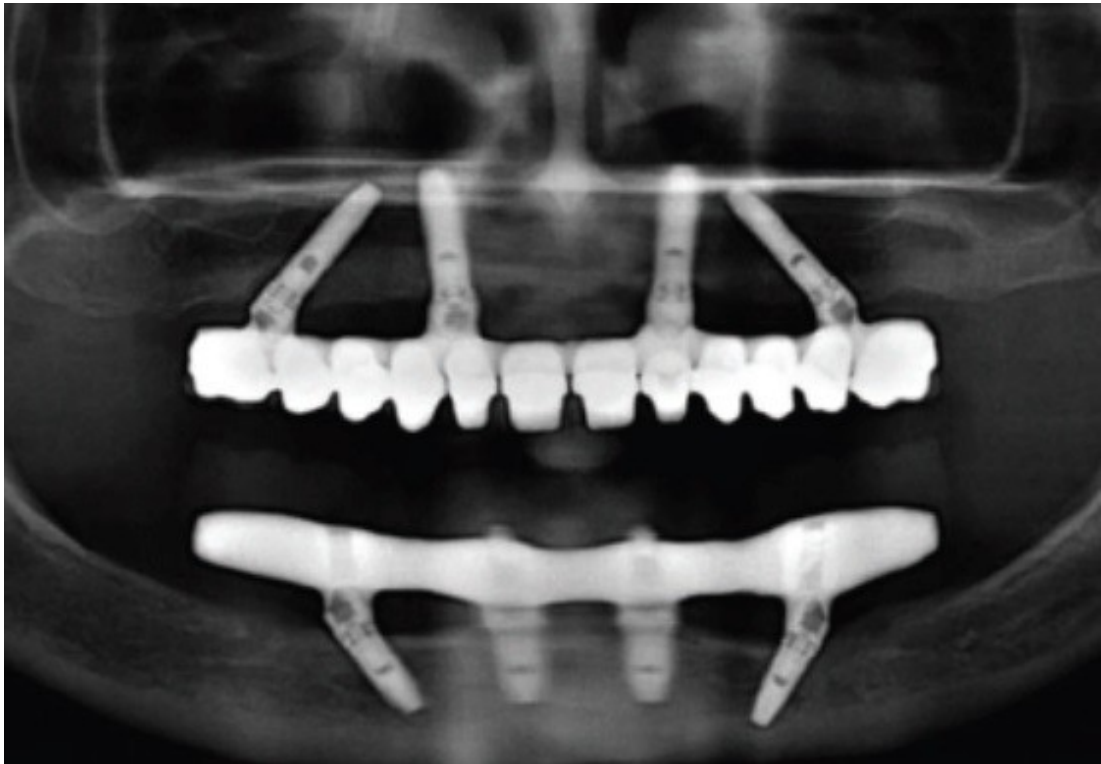
Augmentasyonu takiben yerleştirilen uzun implantlara kıyasla benzer başarı oranı gösteren zigoma implantlarında, fraktür ve enfeksiyon gibi ciddi komplikasyonların görülmesi mümkündür (Tzerbos ve ark., 2016).

2.5.2. Sinüs sınırının önüne ya da arkasına mesio-distal olarak açılı yerleştirilen implantlar

İkinci seçenek olan implantların açılı yerleştirilmesi değerlendirilecek olursa; Eksik diş boşluklarının rehabilitasyonu için diş implantları ideal bir yöntem olarak kabul edilse de, posterior maksiller bölgede alveolar kretten sinüs tabanına kadar olan kemik yüksekliğinin az olma durumu, sinüs pnömatisasyonu ve maksiller kemik yoğunluğunun az olmasından dolayı oluşabilecek stabilite eksikliği nedeniyle her zaman tek başına yeterli bir yöntem değildir.

Açılı implant tekniğinde, ağızda bulunan dişe paralel olacak şekilde mesialine bir implant yerleştirildikten sonra, diğer implantın sinüs sınırına mesial eğimlendirilerek verilen açıyla yerleşmesi sağlanır (Testori ve ark., 2009).

Açılı implantlar, maksiller sinüs tabanının eleve edilmesi ve pnömatik hale getirilmiş maksiller sinüsün augmentasyonuna etkili ve güvenli bir alternatiftir. Genellikle kemiğin greftlenmesi için bir takım kısıtlılıkları ya da rahatsızlıkları olan hastalarda yapılabilir ve maksiller sinüs gibi anatomik yapılardan uzak kalarak implantın uygulanmasına izin verir (Asawa ve ark., 2015).



Şekil 2.13. Açılı İmplant Uygulaması (Anandh ve ark., 2015)

Posterior implantların, sinüs lift ve augmentasyon işlemlerini takiben uygulanan implantlarla benzer kısa dönem başarısına sahip olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. (Asawa ve ark., 2015).

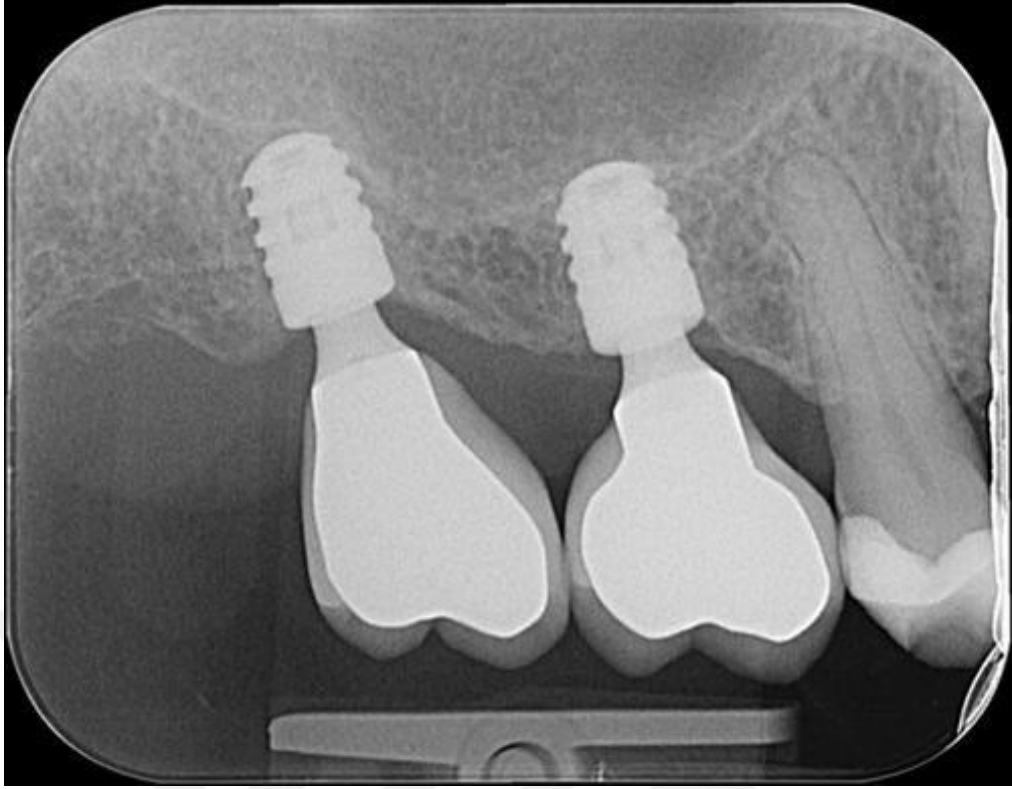
2.5.3. Protetik olarak distal kantilever uygulamaları veya kısa ark

Alternatif tedavi seçeneklerinden bir diğeri iki implantı sinüs boşluğuna denk gelmeyecek şekilde yerleştirip, yerleştirilen implantın distaline kantilever uzatılmasıdır. Literatürde, ağız içerisinde farklı bölgelerde uygulanan çalışmalarda, bu yöntemin kısa ve orta vadede başarılı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Gokcen-Rohlig ve ark., 2009; Tymstra ve ark., 2011; Van Nimwegen ve ark., 2017).

Kısa ark planlaması yapılarak, hastanın özellikleri ve ihtiyaçları göz önünde bulundurularak sahip olması gereken minimum diş sayısı belirlenip, planlama birinci molar ya da ikinci premolarlar da sonlandırılabilir.

2.5.4. Kısa İmplant Uygulamaları

Kemik atrofi dişsiz bölgedeki boşluklara standart implant yerleştirmesini zorlaştırmaktadır ve yeterli kemik hacmi elde edebilmek için kret augmentasyonu, blok grefti, distraksiyon osteogenezisi, üst çenede sinüs lift, alt çenede sinir distalizasyonu gibi ek cerrahi işlemler gerekmektedir (McAllister ve Haghghat, 2007).



Şekil 2.14. Kısa implant (Muhamad ve ark., 2017)

Bu ekstra cerrahi işlemlerin fazladan vakit, maliyet ve komplikasyon riski bulundurduğunu düşündüğümüzde, rezorbe dışı alanların rehabilitasyonunda kısa implantlar oldukça avantajlı bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Kısa implantlar ilk kez 1979'da Brånemark tarafından, 7 mm'lik implantlar olarak literatüre girmiştir. Günümüzde ise kısa implant terimi, kemik içi uzunluğu 6 ile 8 mm olan implantlar olarak kabul edilmiş, kemik içi uzunluğu 6 mm'den kısa implantlar için ise ultra kısa veya ekstra kısa implant tanımlamaları kullanılmıştır. (Neugebauer ve ark., 2016)

Kısa implantların avantajları arasında; daha az invaziv bir işlem olması sebebiyle hastanın daha rahat bir post operatif dönem geçirmesi, daha az maliyetli olması, ideal implant pozisyonunun daha kolay elde edilmesi sayılabilirken, dezavantajları arasında da kron/kök oranının artması, primer stabilizasyonun daha zor sağlanması ve Tip 4 kemikte riskli olmasından bahsedilebilmektedir (Atieh ve ark., 2012). Son yıllarda yapılan çalışmaların çoğunluğu kısa implantların uzun implantlara alternatif olarak kullanılabilirliğini göstermektedir (Tada ve ark., 2003; Raviv ve ark., 2010; Sun ve ark., 2011; Annibaldi ve ark., 2012). Bunun yanı sıra kron/implant oranının kemik kaybına etkisini araştıran çalışmalardan, klinik kron/implant oranları yüksek olan vakalarda, düşük olan vakalara oranla anlamlı

olarak daha fazla kemik yıkımı olduğunu bildirenler çalışmalar da mevcuttur (Blanes ve ark., 2007).

2.6. Çiğneme Kuvvetleri

Çiğneme kuvvetleri, kişiden kişiye farklılık göstermektedir. Bireyin yaşına, cinsiyetine, ağızdaki mevcut olan restorasyonlara, buriksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara, hastanın mental durumuna göre değişmektedir. Bu nedenle çiğneme sırasında oluşan molar oklüzal kuvvetlerin değeri geniş bir aralık gösterir. Attia'ya göre yetişkin oklüzal kuvvetler molar bölge için 400-800 N, premolar bölge için 300 N, anterior bölge için 200 N olarak kabul edilmiştir (Attia, 2018). İmplant dayanımını anlamak için vertikal kuvvet dışında dinamik oklüzyondaki lateral hareketlerde implantlar üzerine gelen oblik kuvvetlerin yarattığı stres değerlerini belirtmek gereklidir. Oblik yükler, kemikte daha yüksek stres değerlerinin görülmesine sebep olmaktadır (Attia, 2018).

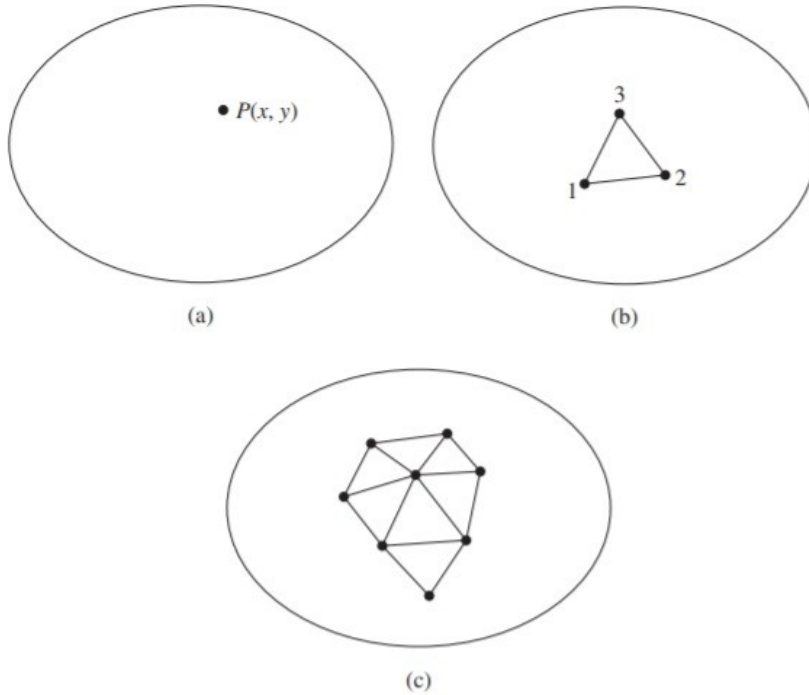
Maksimum çiğneme kuvvetlerinin her insanda farklı olması ve geniş bir aralık bulunması nedeniyle yüklemelerle oluşan stres değerleri gelen kuvvet arttıkça artacaktır. Bu nedenle çalışma sonuçlarını sayısal olarak kıyaslamaktansa daha çok değerler üzerinden yorumlama yapılmalıdır (Stegaroiu ve ark., 1998).

İmplantların uzun dönemde başarılı olabilmeleri için çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu stres değerleri, yapıların kaldırabileceği boyutta olmalıdır. Yapıların ne kadar strese dayanabileceği maksimum dayanım değerine bağlıdır. Kemikler için maksimum dayanım kemiğin taşıyabileceği maksimum stres değerini, kırılma dayanımı ise kırılacağı stres değerini ifade etmektedir. Maksimum stres değeri ve kırılma dayanımı genellikle aynı değerlerdir. Maksimum dayanım değeri, stres tipine bağlıdır. Literatür incelemesinde insan kortikal kemiğinin dayanabileceği maksimum gerilme dayanımı 135 MPa, maksimum baskı dayanımı 205 MPa, olarak belirtilmiştir (Martinez ve ark., 2015). Trabeküler kemiğin mekanik dayanımı için 22-28 MPa maksimum değer olarak bildirilmiştir ve bu değer trabeküllerin yoğunluğuna bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Kemiğe bu değerlerin üzerinde kuvvet gelmesi, deformasyona sebebiyet vereceğinden, yapılara iletilen stresin bu değerlerin üzerinde olmamasına dikkat edilmelidir (Moraes ve ark., 2013; Kang ve ark., 2014).

2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Uygulanan implantların çevre kemikte meydana getirdiği stres seviyesi implantın klinik başarısı açısından önem arz etmektedir. Kemiğe iletilen stresin in-vivo olarak ölçülmesi mümkün olmadığı için, analiz çalışmaları bu noktada değer kazanmaktadır. Dokuların, bir modele transferi ile bu model üzerinde sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanılması, İmplant ve implant üstü restorasyonların biyomekaniğini değerlendirebilmeyi mümkün kılmaktadır (DeHoff ve Anusavice, 1984).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, fiziksel bir olgunun daha küçük parçalara bölünmesi ve bu parçaların analitik şekilde modele edilmesiyle simülasyonunun yapılmasıdır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Dental implantoloji alanında ilk kullanımı ise Weinstein ve ark. tarafından 1976 yılında olmuştur (Weinstein ve ark., 1976). Bu yöntem, kompleks olan yapıyı oluşturacak olan milyonlarca daha basitleştirilmiş alt gruptan oluşan bir ağ meydana getirilir (Weinstein ve ark., 1976).



Şekil 2.15. (a) iki boyutlu alan (b) üç düğümlü sonlu eleman (c) sonlu elemanlar ağını gösteren ek elemanlar

Bu analiz yöntemi in vivo ya da in vitro olarak tespit edilmesi mümkün olmayan kemik-implant-protetik elemanların ara yüzlerindeki davranışları ve durumları çözümlenmeye yardımcı olmaktadır (Weinstein ve ark., 1976).

Sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanmak için ilk olarak incelenecek olan bölgenin geometrik bir modeli oluşturulur. Bu modeli oluşturabilmek için CT veya MR görüntüleri sanal ortama aktarılabilir ya da koordinat belirleme cihazı kullanılarak nokta ve yüzeyler üzerinden model oluşturulur. Oluşturulan modelde tanımlanan elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri girilir (Geng ve ark., 2001; Greaves ve ark., 2011)

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yapılan çalışmalarda kullanılan farklı birtakım yazılım çeşitleri bulunmaktadır. Bu farklı yazılım çeşitleri ile ölçülen gerilme, şekil ve yer değiştirme miktarları sayılarla belirtilir ve oluşturulan renkli görüntüler sayesinde analizlerin sonuçları basit bir şekilde yorumlanabilir (Geng ve ark., 2001; Greaves ve ark., 2011).

Sonlu elemanlar yöntemini daha iyi anlamak için, analizlerde kullanılan bir takım kavramları daha yakından tanımak gerekir;

2.7.1 Kuvvet

Bir cismin hareket durumunu ve/veya şeklini değiştirebilen etkiye denir.

- Kuvvet: F
- İvme: a
- Kütle: M
- $F = M \times a$

Kuvvet birimi Newton değerinde belirtilecekse $N = kg \times m/s^2$ olarak formüle edilmektedir (Nanda, 2005).

2.7.2. Gerilme (Stress)

Belirli değerdeki bir kuvvetin bir cisme uygulanması sonucunda o cismin içerisinde, uygulanan kuvvete karşı gösterdiği, birim alandaki tepkidir.

Gerilme = Cisimde Dağılan Kuvvet / Alan

Kuvvetin uygulanması sonucunda cisimde temel olarak, uzama, sıkışma ve makaslama şeklinde üç tip gerilme oluşmaktadır (Proffit ve ark., 2000).

2.7.3. Gerinme (Strain)

Gerinme, bir cisme uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen gerilmenin, cisimde meydana getirdiği şekil değişikliği şeklinde tanımlanır. Gerilme kavramı büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme, bir kuvvet değildir, ölçülebilir bir büyüklüktür (Moaveni, 2011).

2.7.4. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulacak olan model çok sayıda geometrik bileşenlere bölünerek oluşturulur. Bu bileşenler eleman olarak adlandırılır. Eleman sayısının artması sonucun gerçeğe yakınlığını artırırken, hata meydana gelmesi olasılığını da arttırmış olur (Geng ve ark., 2001)

2.7.5. Düğüm (Node)

Modeli oluşturan bileşenlerin yani elemanların sabit bir biçimde birbirine bağlandığı noktalar “düğüm” olarak adlandırılır (Jacob ve Ted, 2007).

2.7.6. Mesh Oluşturma

Diğer adıyla ağ oluşturma işlemi sayesinde düğüm noktaları ve elemanların koordinatları meydana getirilmiş olur (Lin ve ark., 2009)

2.7.7. Sınır Koşullarının Oluşturulması

Sınır şartları, modelin nasıl sabitlendiğini ve uygulanacak kuvvetin modele hangi bölgeden uygulandığını gösterir (Lin ve ark., 2009).

2.7.8. Geometri ve Katı Modelleme

Katı modelleme sayesinde üzerinde analiz yapılacak olan cisimlerin geometrik yapıları olduğu gibi bilgisayar ortamına aktarılır. Böylece, ağırlık ve moment gibi değerler hesaplanabilir ve incelenen nesneye ait farklı kesitlerdeki geometrik yapı detaylı bir şekilde görüntülenebilir (Geng ve ark., 2001).

2.7.9. Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlandığı için Hooke kanunu olarak adlandırılmıştır. Kısaca cisimlerin şekil değiştirmesi şeklinde açıklanabilir. Katı bir cisme uygulanan kuvvet sonucu şeklinde değişiklik meydana gelen cisim, uygulanan kuvvet kaldırıldığında eski haline dönüyorsa elastik şekil değiştirmiş demektir, eğer şekil değişimi geri dönmüyorsa bu plastik deformasyon olarak tanımlanır (Jacob ve Ted, 2007)

2.7.10. Mohr Dairesi

Birleşik-gerilme durumlarının olduğu cisimdeki kesit değişikçe gerilme tipinin değişimi grafikte görülür ve bu kavram Mohr Dairesi olarak tanımlanır. Mohr dairesi bileşik stresler altındaki bir cisme uygulanan stres tipinin değişimini ifade eden bir grafiktir.

Merkezi apsis ekseninde bulunan bu dairede dikey eksen kayma gerilmeleri gösterirken, yatay eksen ise normal gerilmeleri gösterir. Grafikten yola çıkılarak en büyük normal stres ve en küçük normal stres değerleri tespit edilebilmektedir (Lee ve ark., 2014)

2.7.11. Poisson Oranı

Çekme ya da sıkışma kuvvetlerine maruz kalan cisimler, kendi sahip oldukları elastik sınır çerçevesinde, bir yönde uzama eğilimi gösterirken diğer yönlerde incelmeye eğilimi göstermektedirler. Poisson oranı tanımı, bu uzama ile incelmeye arasındaki ilişkiyi tanımlayan gösterge Poisson Oranıdır.

Poisson Oranı = Genişlikte Oluşan Birim Boyut Değişimi / Uzunlukta Oluşan Birim Boyut Değişimi (Tezduyar, 1991).

2.7.12. Asal Gerilme (Principal Stress)

En yüksek asal gerilme, pozitif değerdedir ve yapıdaki en yüksek çekme gerilmesini belirtir, en az asal gerilme ise negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmesini ifade etmektedir (Jacob ve Ted, 2007).

2.7.13. Eşdeğer Stres (Equivalent Stres, Von Misses Stress)

Von Misses, belirli bir kuvvet karşısında cisimde gerçekleşen gerilme dağılımının gösteren bir kriterdir. Renk skalası ile gösterilmektedir (Gallas ve ark., 2005)

2.7.14. Analiz Verilerinin Software Programına Yüklenmesi

Modellemesi yapılacak olan her elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. İncelemek cismin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde iki değer kullanılır. Mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde kullanılan bu iki değer elastisite modülü ve poisson oranıdır. Literatürde bu oranlar için değerler farklılık gösterebilmektedir. Yüklemelerin gerçekleştirilmesinin sonucunda elde edilen veriler kaydedilir (Magne, 2007)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Tedavi Planı ve Kullanılacak Modeller

Çalışmamızda maksiler bölgedeki molar dişler hariç diğer dişlerin bulunduğu üç model elde edilmiştir. Bu modeller üzerinde 16 ve 17 numaralı diş bölgesine birer implant yerleştirilmiştir.

Birinci modelde (Kİ) 7 mm kemik yüksekliği bulunan maksiler posterior bölgeye 6 mm'lik kısa implantlar (Bratu ve ark., 2014; Nisand ve Renouard, 2014; Srinivasan ve ark., 2014) uygulanmıştır.

İkinci modelde (GLUİ) 7 mm'lik kemiğe (Nedir ve ark., 2009; Al-Moraissi ve ark., 2019) greft kullanımıyla birlikte sinüs lift prosedürünü takiben (Pal ve ark., 2012) 12 mm'lik implantlar (F. Guljé ve ark., 2013; F. L. Guljé ve ark., 2014; Al Amri ve ark., 2017) yerleştirilmiştir.

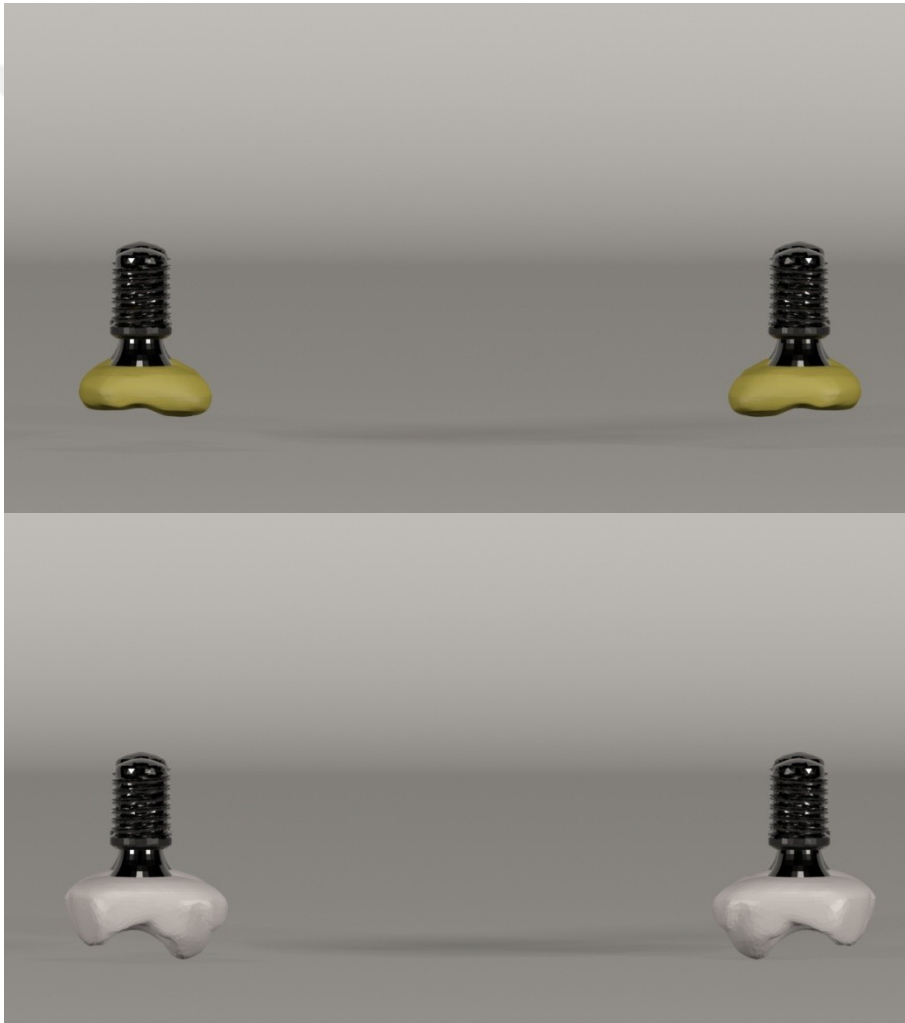
Üçüncü modelde (LUİ) ise greft kullanımı olmaksızın sinüs lift işlemiyle birlikte 12 mm'lik implantlar yerleştirilmiştir.

Kullanılan implantların hepsi tip 4 titanyum alaşımdan üretilen Straumann marka (Straumann, Basel, İsviçre) 4.1 çaplı implantlar model alınarak hazırlanmıştır.

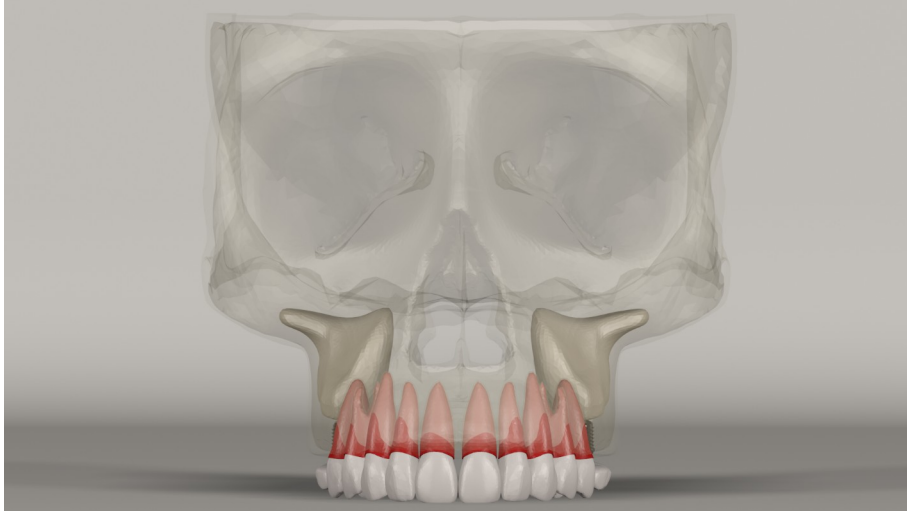
Maksiller posterior alan, yoğunluğu az olan spongioz kemik ve ince kortikal yapıdaki kemikten oluşmaktadır; bu nedenle kemik dokusunun kalitesi mandibuladan daha düşüktür. Yaptığımız çalışmada Lekholm ve Zarb'ın kemik yoğunluk sınıflaması referans alınarak, tip 3 kemik özelliğinde spongioz kemik ve 1 mm kortikal kemikten oluşan bir modelleme yapılmıştır (Lekholm, 1985; Gujjarlapudi ve ark., 2013; Verri ve ark., 2015).

Tablo 3.1. Modeller

	Modeller	Uygulama
1. Model	Kısa İmplant (KI)	7 mm residüel kemiğe 6 mm'lik implant uygulaması
2. Model	Greft+Lift+Uzun İmplant (GLUİ)	Greft kullanılarak sinüs lift işlemiyle birlikte 12 mm'lik implant uygulaması
3. Model	Lift+Uzun İmplant (LUİ)	Greft kullanılmaksızın sinüs lift işlemiyle birlikte 12 mm'lik implant uygulaması



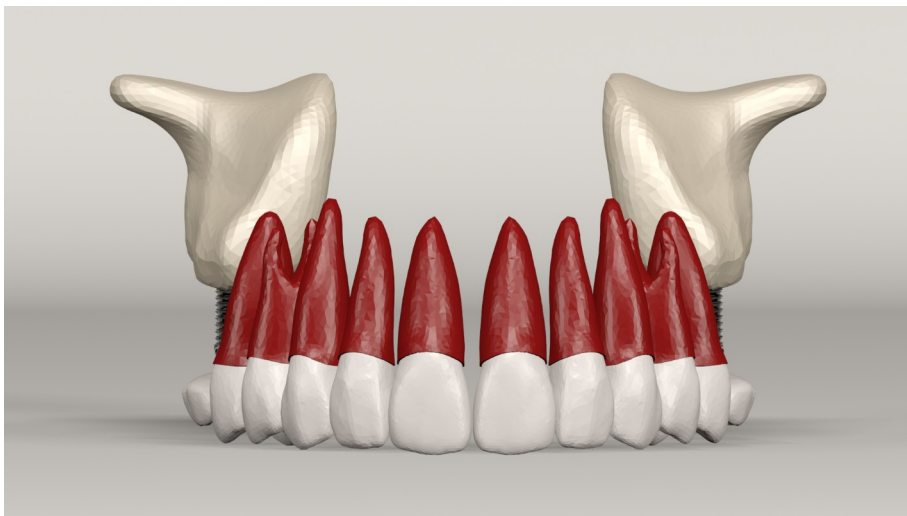
Şekil 3.1. Kullanılan implant üstü protez



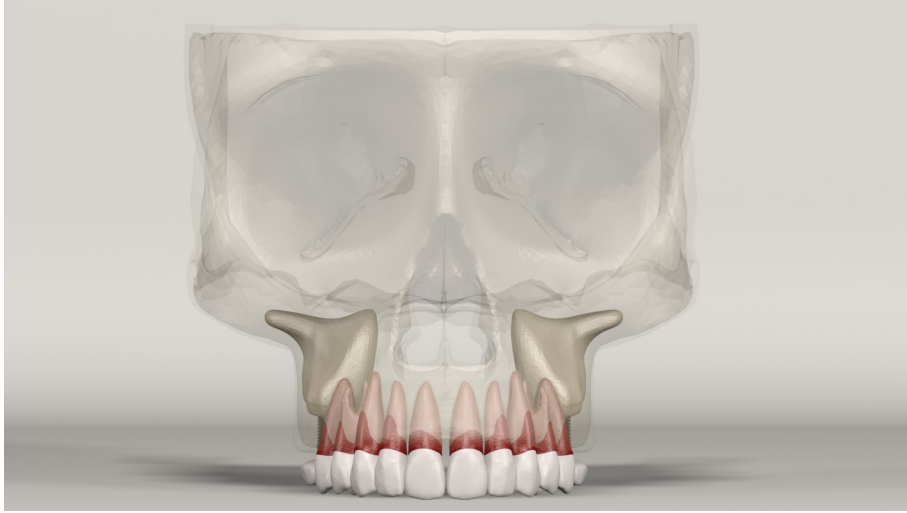
Şekil 3.2. Kısa İmplant Kullanılan Model (Kİ) (1. Model)



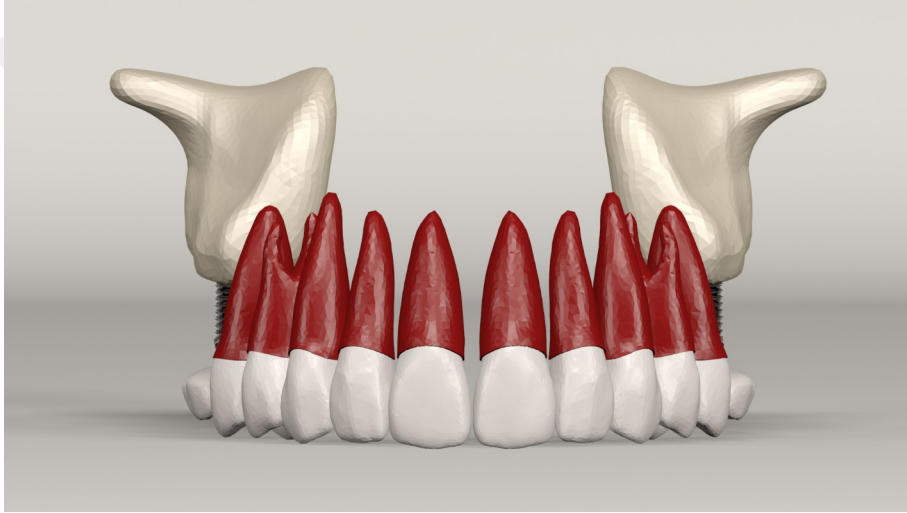
Şekil 3.3. Greft Uygulamasıyla birlikte Sinüs Lift İşlemiyle Uzun İmplant Kullanılan Modelde (GLUİ) (2. Model) Greft Materyalinin Gösterimi



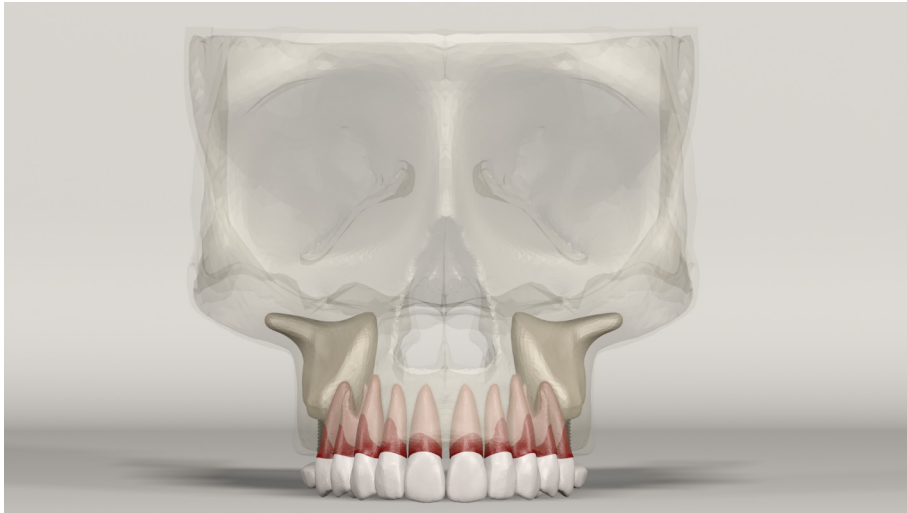
Şekil 3.4. GLUİ'de Maksiller Sinüsün Gösterimi



Şekil 3.5. GLÜİ Modelinin Frontalden Görünüşü



Şekil 3.6. Yalnızca Sinüs Lift Yapılan Modelde (LUİ) (3.Model) Maksiller Sinüslerin Gösterimi



Şekil 3.7. LUİ Modelinin Frontalden Görünüşü

3.2. Modellerin Sayısallaştırılması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH,Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.8. Lazer Tarama Cihazı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat

bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir.

3.3. Kullanılan Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı

Modellemede daha gerçekçi sonuçlar vereceğinden mümkün olduğunca fazla eleman yaratılmaya çalışıldı. Düğüm eleman ve düğüm nokta sayıları aşağıdaki tabloda belirtilmiştir;

Tablo 3.2. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı

Model 1 (Kİ)	
Vertikal	Number of nodes = 76713 Number of elements = 329845
Oblik	Number of nodes = 76713 Number of elements = 329845

Tablo 3.3. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı

Model 2 (GLÜİ)	
Vertikal	Number of nodes = 90235 Number of elements = 397495
Oblik	Number of nodes = 90235 Number of elements = 397495

Tablo 3.4. Kullanılan eleman ve düğüm sayısı

Model 3 (LUİ)	
Vertikal	Number of nodes = 87802 Number of elements = 388749
Oblik	Number of nodes = 87802 Number of elements = 388749

3.4. Materyal Özellikleri

Maksiller posterior bölge çoğunlukla tip 3 ve tip 4 kemikten oluşmaktadır. Yaptığımız çalışmada Lekholm ve Zarb'ın kemik yoğunluk sınıflaması referans alınarak, tip 3 kemik özelliğinde spongioz kemik ve 1 mm kortikal kemikten oluşan bir modelleme yapılmıştır (Gujjarlapudi ve ark., 2013; Verri ve ark., 2015)

Çalışmada kullandığımız implant ve abutment materyalleri Straumann (Straumann Bone Level Implant, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) firmasına aittir.

Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Fanuscu ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005);

Tablo 3.5. Elastisite Modülü ve Poisson Oranları

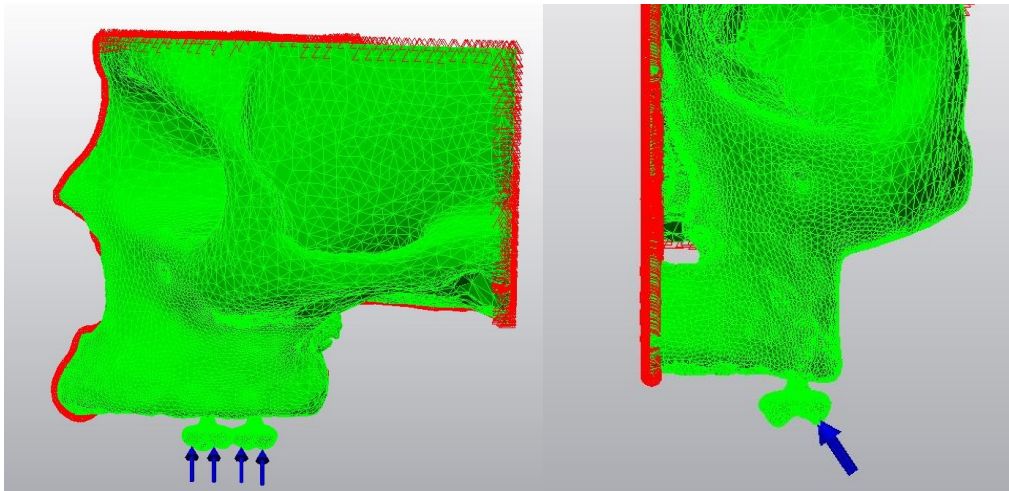
	Elastisite Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
Spongioz Kemik (Sevimay ve ark., 2005)	1370	0.3
Kortikal Kemik (Sevimay ve ark., 2005)	13700	0.3
Porselen (Sevimay ve ark., 2005)	96000	0.29
Titanyum (Sevimay ve ark., 2005)	110000	0.35
Kemik Grefti (Fanuscu ve ark., 2004)	14000	0.3

3.5. Sınır Koşulları

Gerçek koşullara en yakın şartları sağlamak amacıyla odel çene kemiğinin alt ve arka kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.

3.6. Yükleme Koşulları

Modellememizde dişlere vertikal olarak 450 N uygulanmıştır (Almeida ve ark., 2015; Bhering ve ark., 2016). Oblik kuvvetler literatürdeki diğer çalışmalar gibi 30 derecelik açıyla 300 N olarak uygulanmıştır (Grbović ve Mihajlović, 2017; Jomjunyong ve ark., 2017).



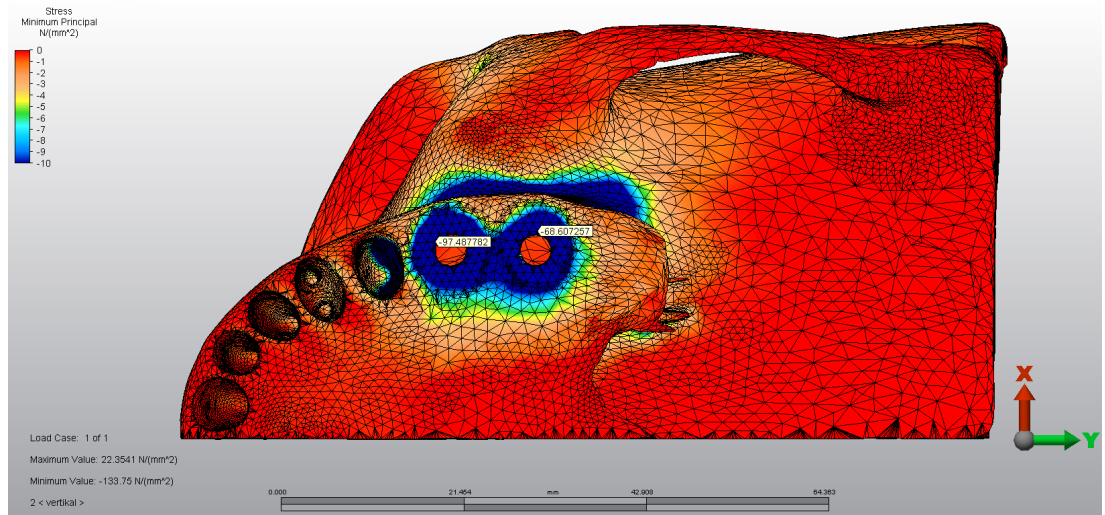
Şekil 3.9. Yükleme Kuvvetleri

4. BULGULAR

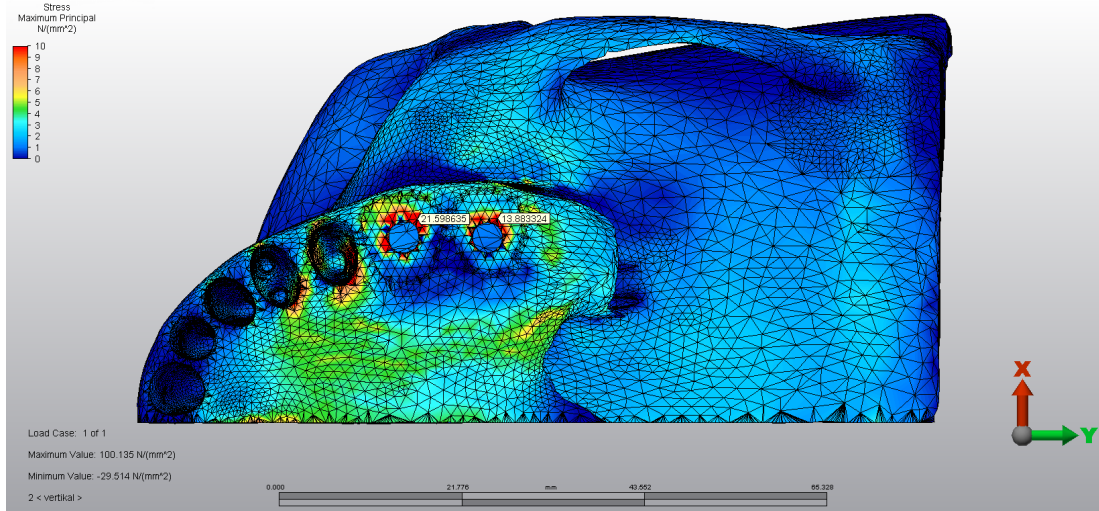
Literatürdeki birçok çalışmada, kemik dokusunun üzerine gelen basma streslerine, çekme streslerine göre daha dayanıklı olmasından dolayı çekme stres değerlerinin en yüksek görüldüğü alanların, rezorpsiyonun ilk olarak görüleceği bölgeler olduğu kabul edilmiştir (Himmlova ve ark., 2004). Fakat analizlerimizde hem maksimum principle stres (çekme) hem de minimum principle stres değerleri kullanılmıştır. Bununla birlikte basma ve çekme kuvvetleri karşısında kemiğe iletilen streslerin farklı modellerde birbirleriyle paralel olduğu görülmüştür.

4.1. Model 1 (Kısa İmplant Uygulanan Model) (Kİ) Kemik Bulguları

4.1.1. Model Kİ'de Vertikal Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



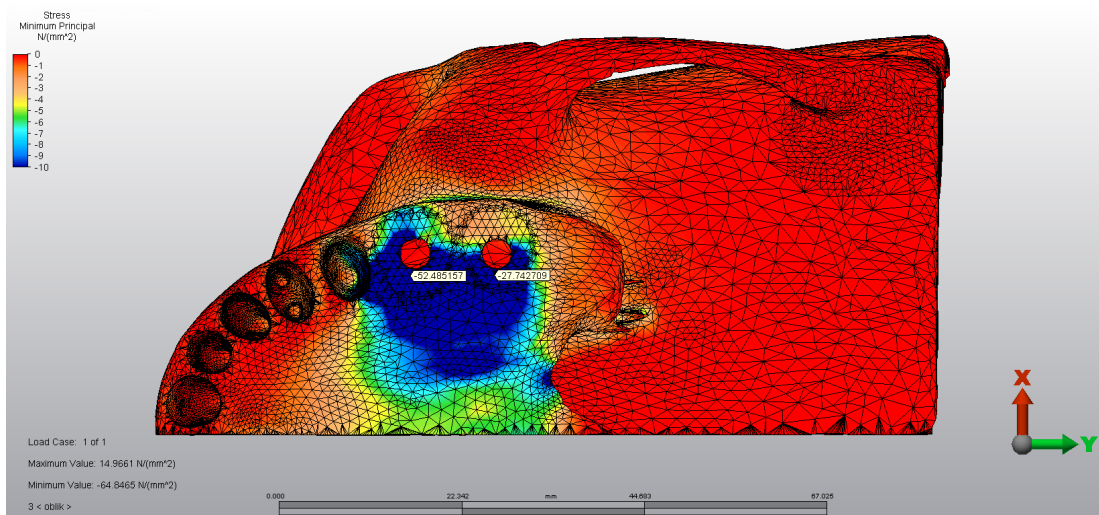
Şekil 4.1. Model Kİ'de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})



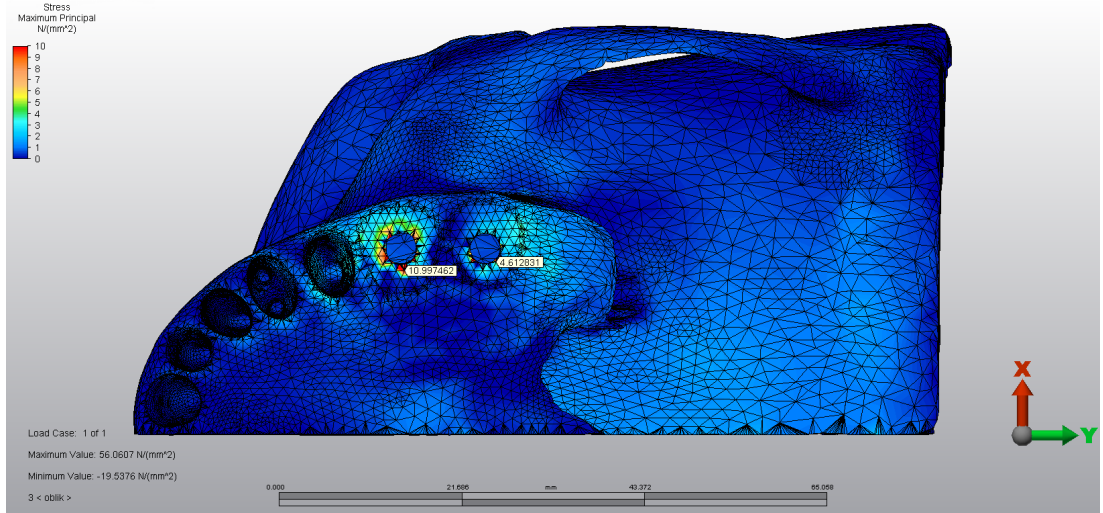
Şekil 4.2. Model Kİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Model 1’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 21,5986 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin palatinal bölgesinde görülmüştür. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -97,4877 MPa olarak 26 numaralı implant socketi bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.1.2. Model Kİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



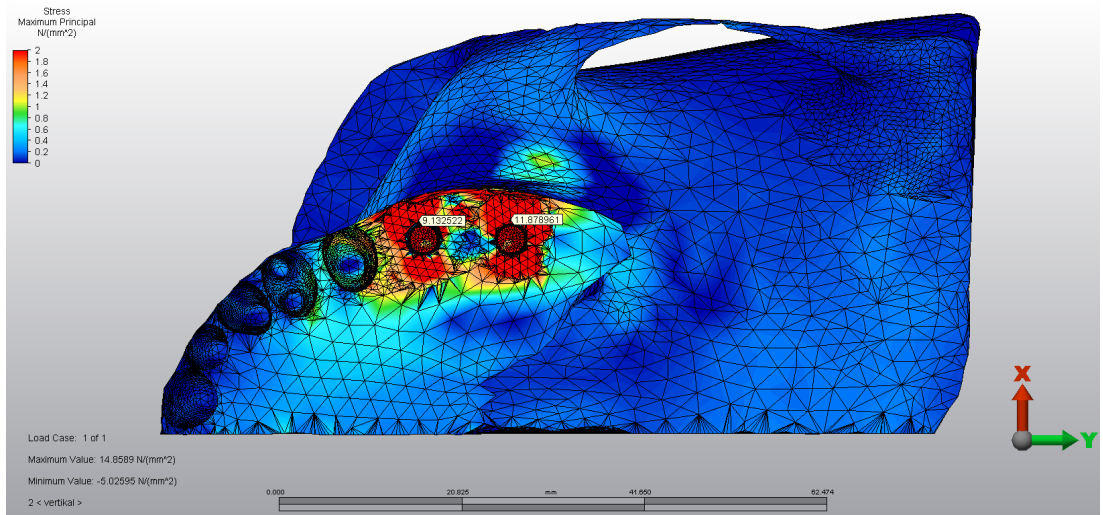
Şekil 4.3. Model Kİ’de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})



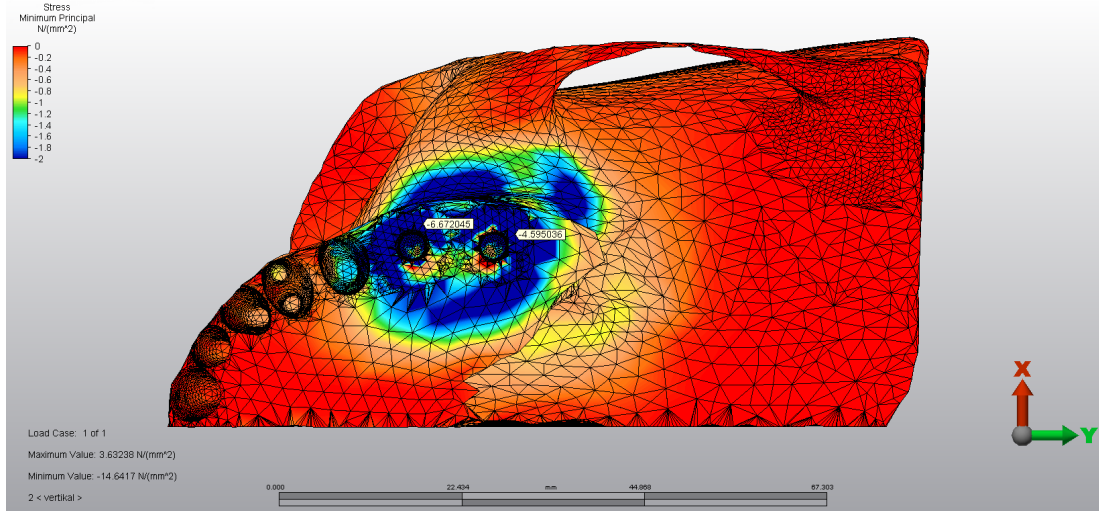
Şekil 4.4. Model Kİ'de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Model 1'de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 10,9974 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin palatinal bölgesinde görülmüştür. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -52,4851 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin palatinal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.1.3. Model Kİ'de Vertikal Kuvvetler Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



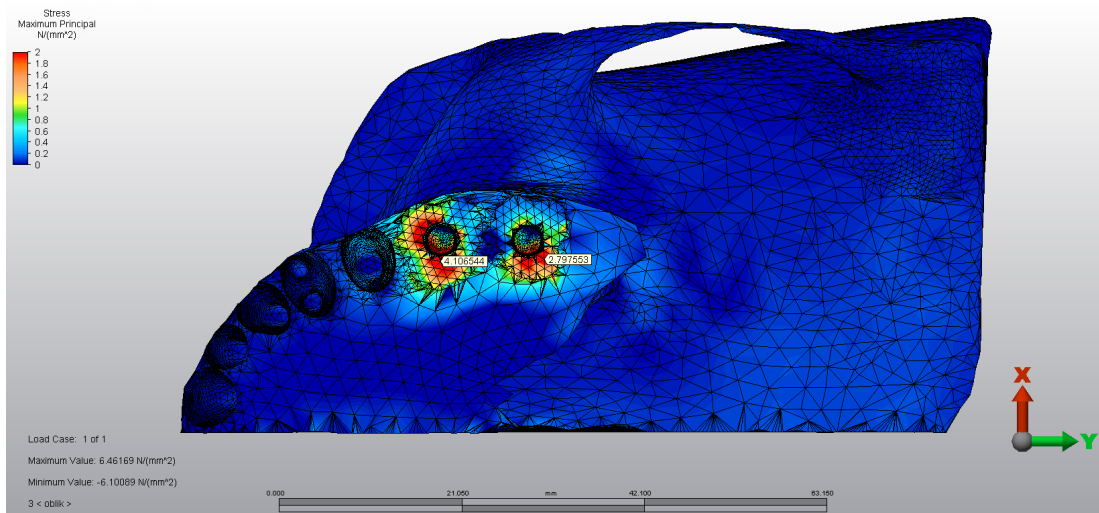
Şekil 4.5. Model Kİ'de spongioz kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})



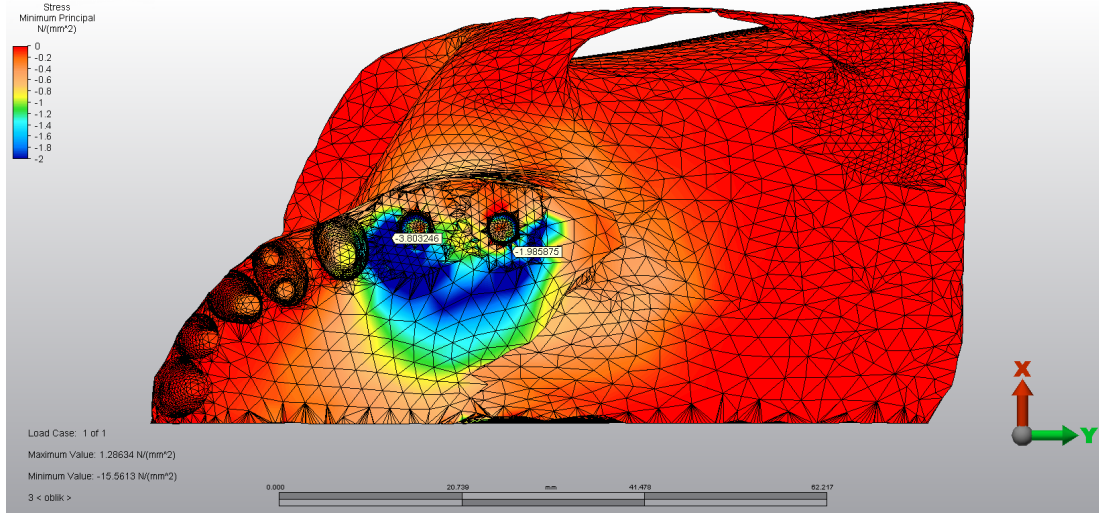
Şekil 4.6. Model 1’de spongiöz kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})

Model Kİ’de spongiöz kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 11,8789 MPa olarak 27 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -6,6720 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.1.4. Model Kİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Spongiöz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



Şekil 4.7. Model Kİ’de spongiöz kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

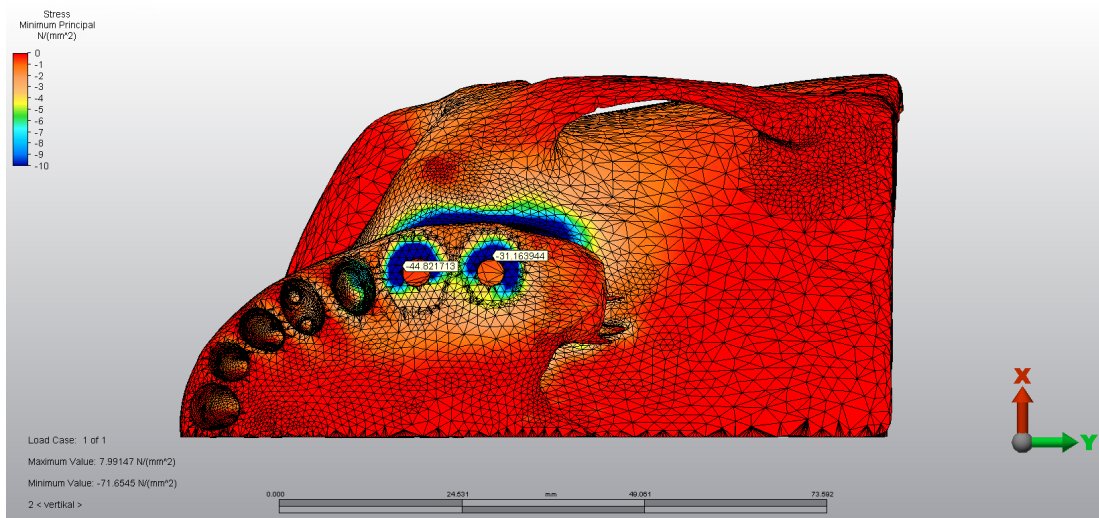


Şekil 4.8. Model Kİ’de spongioz kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})

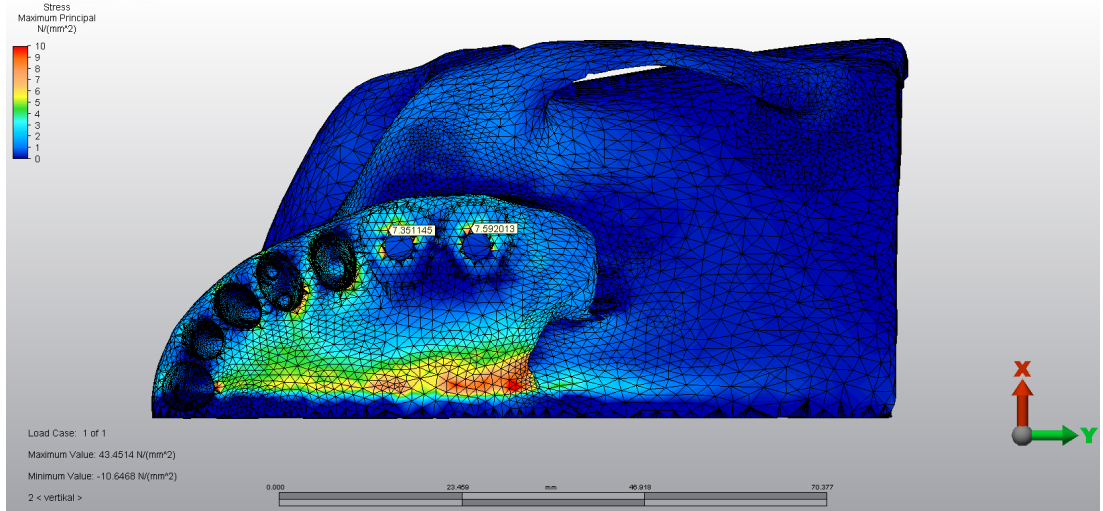
Model Kİ’de spongioz kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 4,1065 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin palatinal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,8032 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin mesial bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.2. Model 2 (Greft Uygulaması ile Birlikte Sinüs Lift İşlemi Yapılan ve Uzun İmplant Yerleştirilen Model) (GLUİ) Kemik Bulguları

4.2.1. Model GLUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



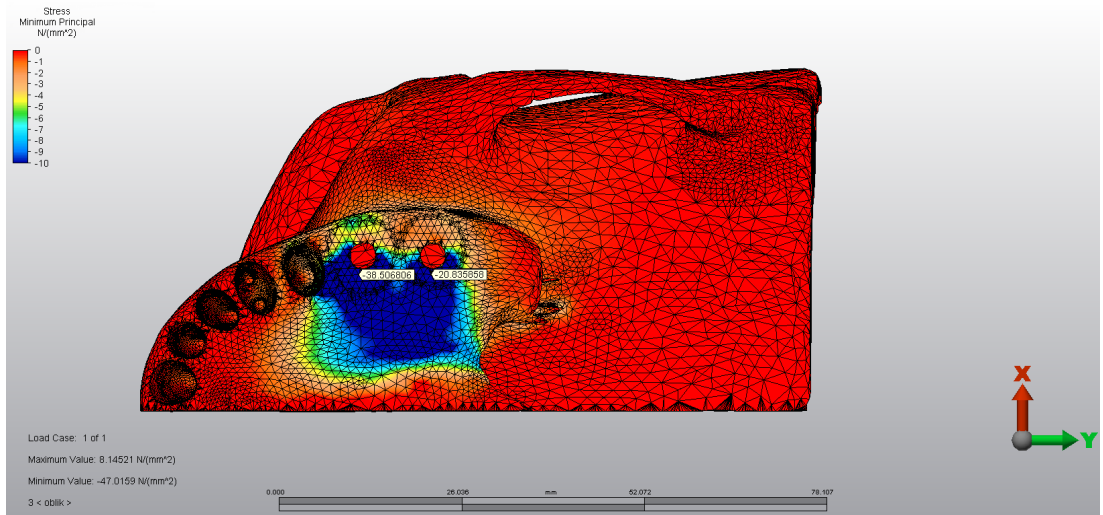
Şekil 4.9. Model GLUİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})



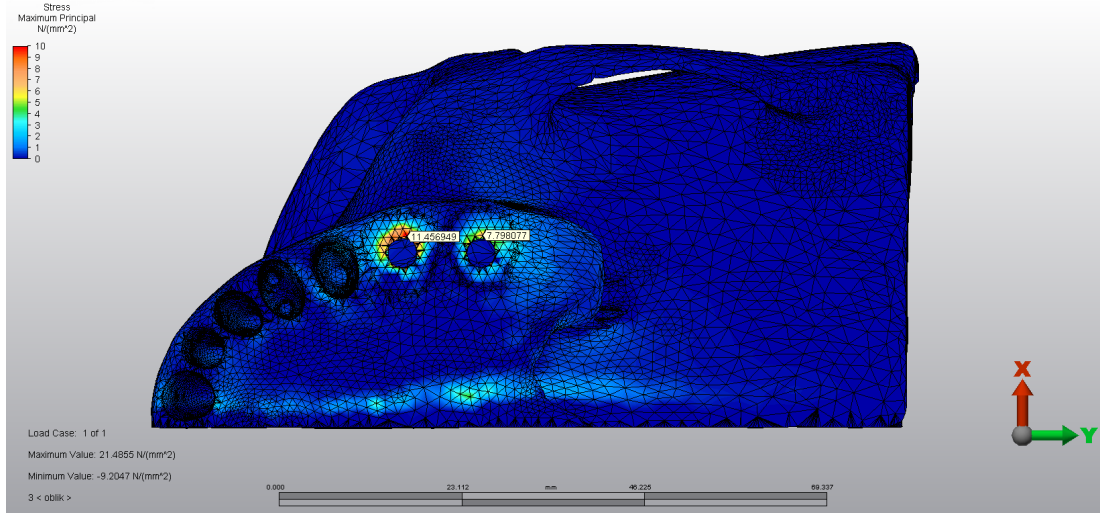
Şekil 4.10. Model GLUİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Model GLUİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 7,3511 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -44,8217 MPa olarak 27 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.2.2. Model GLUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



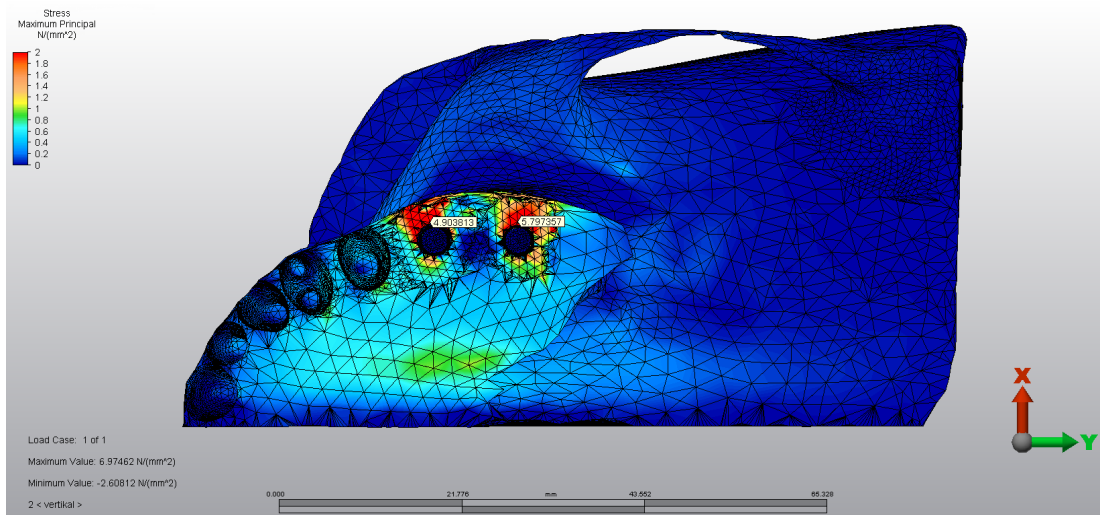
Şekil 4.11. Model GLUİ’de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})



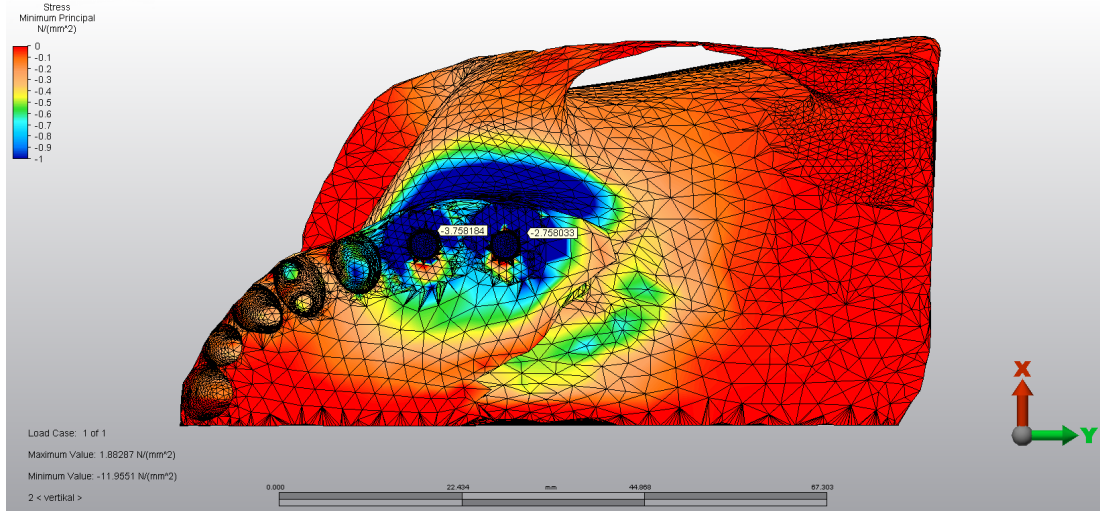
Şekil 4.12. Model GLUİ’de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Model GLUİ’de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 11,4569 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -38,5068 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin palatinal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.2.3. Model GLUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



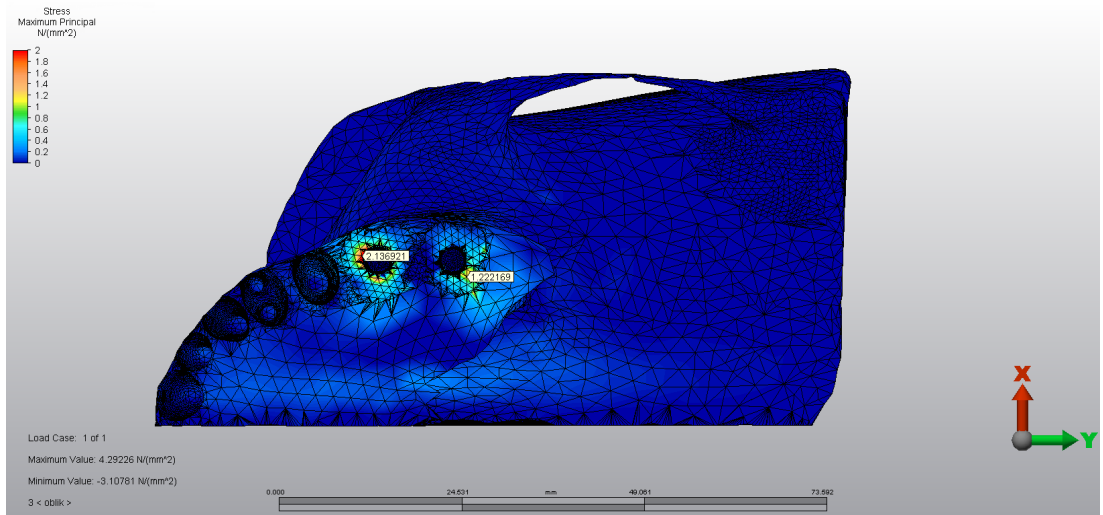
Şekil 4.13. Model GLUİ’de spongios kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})



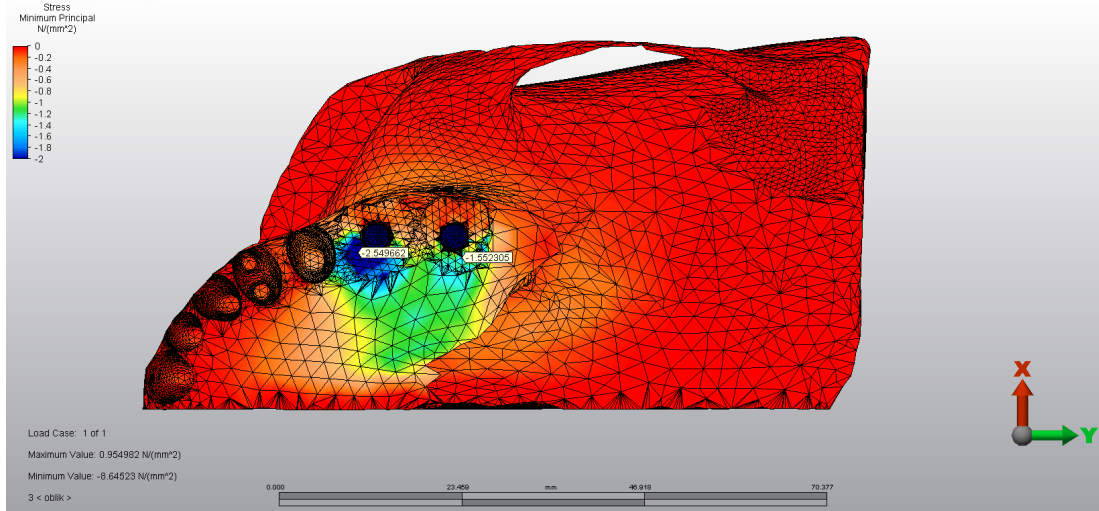
Şekil 4.14. Model GLUİ’de spongiöz kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})

Model GLUİ’de spongiöz kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 4,9038 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,7581 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.2.4. Model GLUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Spongiöz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



Şekil 4.15. Model GLUİ’de spongiöz kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

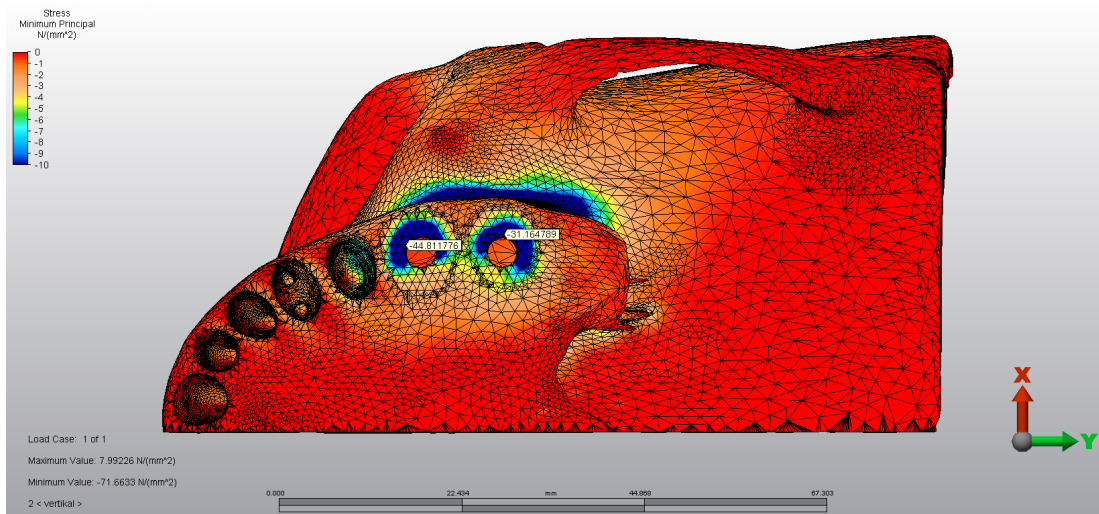


Şekil 4.16. Model GLUİ’de spongiöz kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})

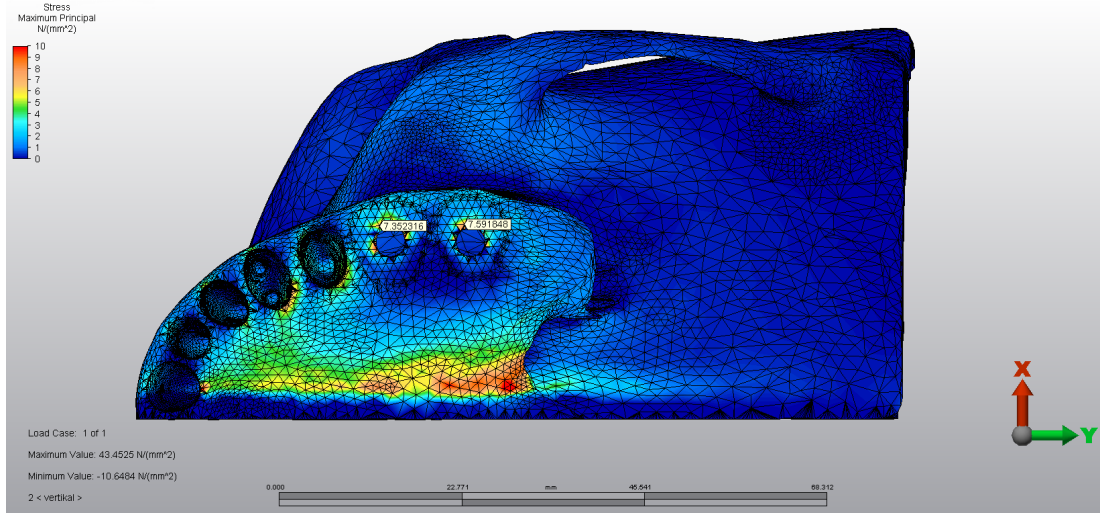
Model GLUİ’de spongiöz kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 2,1369 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin mesial bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,5496 MPa olarak 27 numaralı implant socketinin palatinal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.3. Model 3 (Greft Uygulamaksızın Sinüs Lift İşlemi ile Uzun İmplant Yerleştirilen Model) (LUİ) Kemik Bulguları

4.3.1. Model LUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



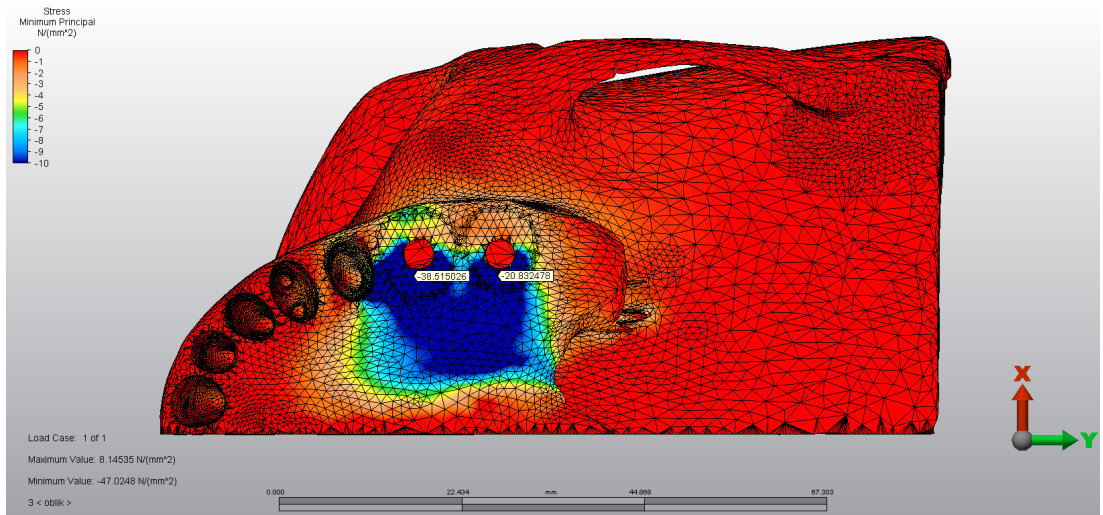
Şekil 4.17. Model LUİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})



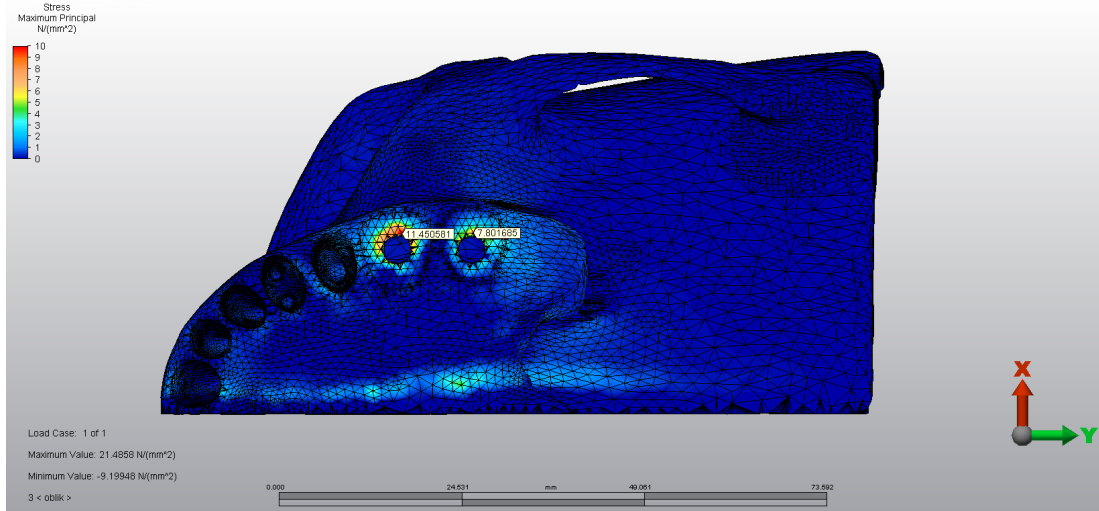
Şekil 4.18. Model LUİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Model LUİ’de kortikal kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 7,3523 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -44,8117 MPa olarak 27 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.3.2. Model LUİ’de Oblik Kuvvetler Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



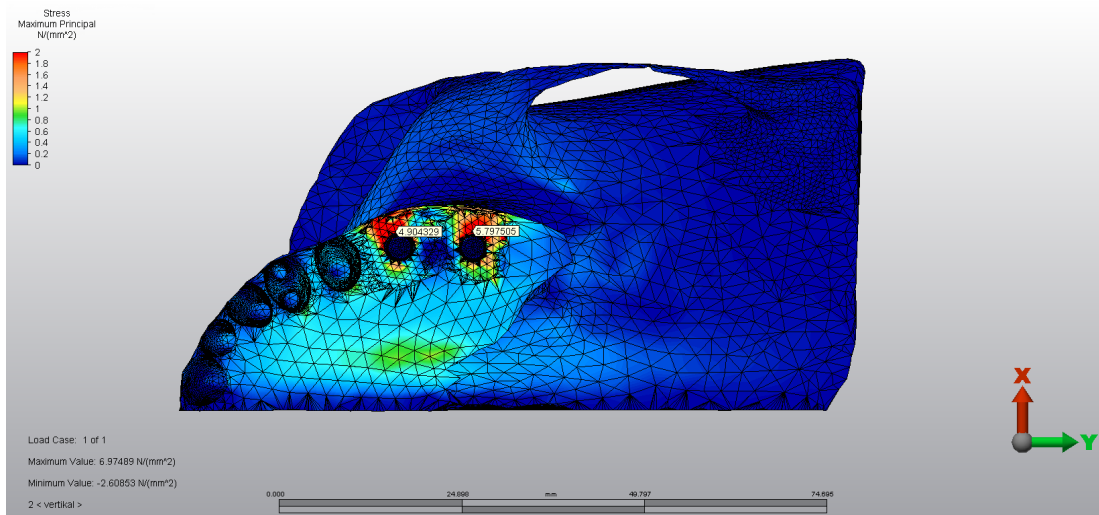
Şekil 4.19. Model LUİ de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})



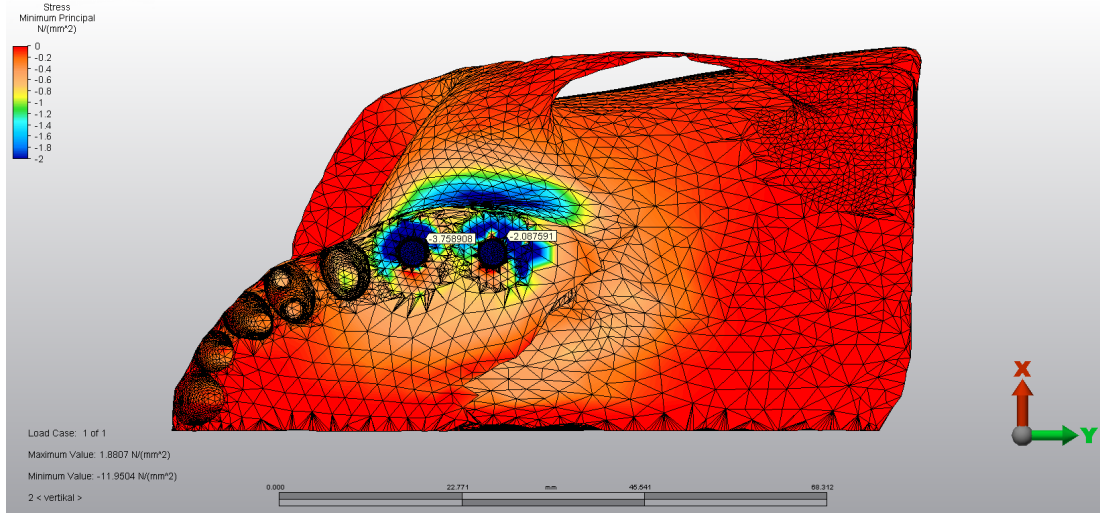
Şekil 4.20. Model LUİ’de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Model LUİ’de kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 10,4505 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -38,5150 MPa olarak 27 numaralı implant socketinin palatal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.3.3. Model LUİ’de Vertikal Kuvvetler Sonucu Spongöz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



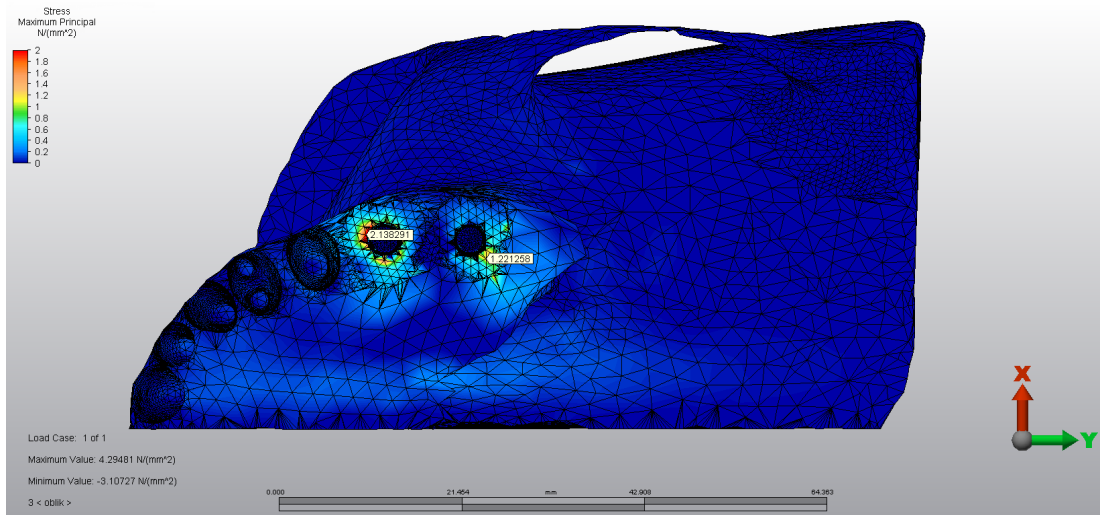
Şekil 4.21. Model LUİ’de spongöz kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})



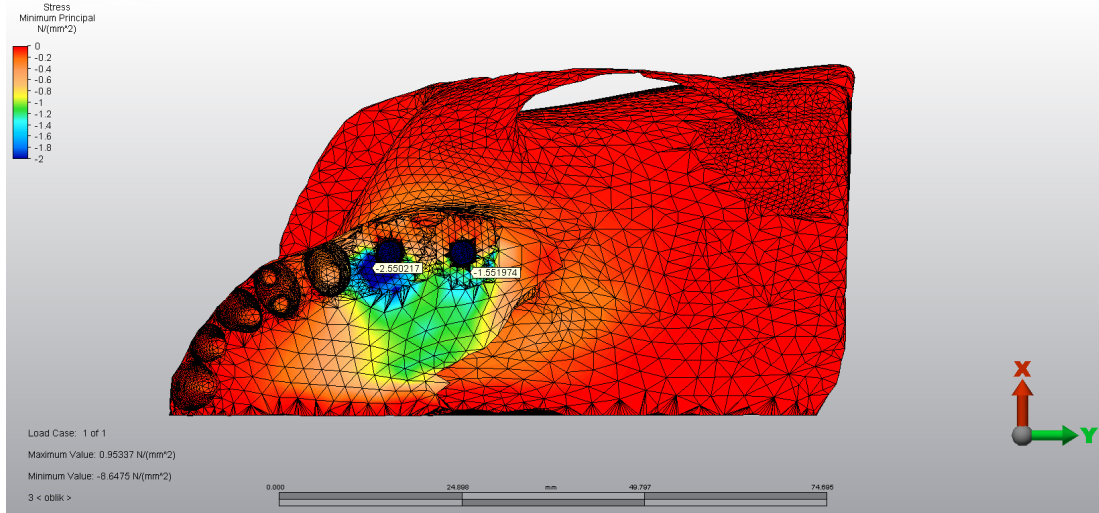
Şekil 4.22. Model LUI’de spongios kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})

Model LUI’de spongios kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 5,7975 MPa olarak 27 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,7589 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.3.4. Model LUI’de Oblik Kuvvetler Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) ve Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})



Şekil 4.23. Model LUI’de spongios kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 4.24. Model LUI'de spongios kemikte vertikal kuvvetler sonucu oluşan basma stresleri (σ_{min})

Model LUI'de spongios kemikte oblik kuvvetler sonucu oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 2.1389 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin mesial bölgesinde görülmüştür. Basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,7589 MPa olarak 26 numaralı implant socketinin bukkal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

4.4. Bulguların Tablolaştırılması

Model KI'de sırasıyla kortikal ve spongios kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 21,59 ve 11,87 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,99 ve 4,10 MPa olarak ölçülmüştür. Model GLUI'de sırasıyla kortikal ve spongios kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 4,90 MPa, oblik kuvvetler altında; 7,35 ve 4,10 MPa olarak ölçülmüştür. Model LUI'de sırasıyla kortikal ve spongios kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 5,79 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,45 ve 2,13 MPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki stres miktarları

Vertikal kuvvetler altında; $KI > GLUI = LUI$

Oblik kuvvetler altında; $KI > LUI > GLUI$

Spongios kemikteki stres miktarları

Vertikal kuvvetler altında; $KI > GLUI \equiv LUI$

Oblik kuvvetler altında; KI > GLUI > LUI

4.4.1. KI Modeli Bulguları

Tablo 4.1. Model KI'de Basma ve Çekme Değerleri

1. Model (KI)	Maksimum Principle (Çekme)	Çekme Kuvveti Karşısında Kemığın Deformasyona Uğramayacağı Sınır Değerleri (Martinez ve ark., 2015)	Minimum Principle (Basma)	Basma Kuvveti Karşısında Kemığın Deformasyona Uğramayacağı Sınır Değerleri (Martinez ve ark., 2015)
Vertikal Kuvvetler Spongioz Kemik	11,87	22-28	-6,67	22-28
Vertikal Kuvvetler Kortikal Kemik	21,59	135	-97,48	205
Oblik Kuvvetler Spongioz Kemik	4,10	22-28	-3,80	22-28
Oblik Kuvvetler Kortikal Kemik	10,99	135	-52,48	205

4.4.2. GLUİ Modeli Bulguları

Tablo 4.2. Model GLUİ Bulguları

2. Model (GLUİ)	Maksimum Principle (Çekme)	Çekme Kuvveti Karşısında Kemiğin Deformasyona Uğramayacağı Sınır Değeleri (Martinez ve ark., 2015)	Minimum Principle (Basma)	Basma Kuvveti Karşısında Kemiğin Deformasyona Uğramayacağı Sınır Değeleri (Martinez ve ark., 2015)
Vertikal Kuvvetler Spongios Kemik	4,90	22-28	-3,75	22-28
Vertikal Kuvvetler Kortikal Kemik	7,35	135	-44,82	205
Oblik Kuvvetler Spongios Kemik	4,10	22-28	-3,80	22-28
Oblik Kuvvetler Kortikal Kemik	11,45	135	-38,51	205

4.4.3. LUİ Modeli Bulguları

Tablo 4.3. Model LUİ Bulguları

3. Model (LUİ)	Maksimum Principle (Çekme)	Çekme Kuvveti Karşısında Kemiğin Deformasyona Uğramayacağı Sınır Değeleri (Martinez ve ark., 2015)	Minimum Principle (Basma)	Basma Kuvveti Karşısında Kemiğin Deformasyona Uğramayacağı Sınır Değeleri (Martinez ve ark., 2015)
Vertikal Kuvvetler Spongios Kemik	5,79	22-28	-3,75	22-28
Vertikal Kuvvetler Kortikal Kemik	7,35	135	-44,81	205
Oblik Kuvvetler Spongios Kemik	2.13	22-28	-3,75	22-28
Oblik Kuvvetler Kortikal Kemik	10,45	135	-38,51	205

5. TARTIŞMA

Günümüzde diş eksikliklerinin rehabilitasyonu için implant tedavileri, son derece yaygın tercih edilen bir seçenek haline gelmiştir. Uzun süre dişsiz kalan bölgelerdeki kemik rezorpsiyonu, implant uygulamasını sınırlayan bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır (Corrente ve ark., 2009). Maksiller posterior bölgelerde rezorpsiyonla birlikte maksiler sinüs pnömanizasyonu da izlenir. Bu durumlarda implant uygulamasını mümkün kılacak şekilde rezidüel kemik boyutlarını arttırmak için ileri cerrahi tekniklerin ihtiyacı ortaya çıkar. Bu cerrahi tekniklerden biri olan maksiler sinüs membranının yükseltilip, greft uygulanması, mandibulaya kıyasla daha hızlı rezorpsiyonun görüldüğü maksiller posterior bölge için 30 yılı aşkın zamandır sık tercih edilen yöntemlerden biridir. Açık sinüs lift (P. J. Boyne, 1980) ve kapalı sinüs lift (Summers, 1994) olmak üzere temel olarak iki teknik ile uygulanır. Eş zamanlı implant uygulaması yapılabilmesi için rezidüel kemik yüksekliğinin belirli bir değerin üstünde olması gereklidir. Literatürde farklı araştırmacıların bildirdiği farklı değerler mevcuttur. 5 mm yüksekliğin altındaki kemiklere de lift operasyonu ile birlikte implant uygulaması yapılabileceğini bildiren çalışmaların yanı sıra (Peleg ve ark., 2006) günümüzde yaygın görüş 4-5 mm altında yeterli primer stabilite sağlanamayacağı için iki cerrahi işlem yapmak şeklindedir (Testori ve ark., 2009). Literatürdeki bu bilgilerden yola çıkarak çalışmada, residüel kemik yüksekliğini 7 mm olarak belirledik (Nedir ve ark., 2009; Al-Morraissi ve ark., 2019).

İleri cerrahi işlemlerin komplikasyonlarından kaçınmak amacıyla, sinüs lift uygulamasına alternatif olarak kullanılan yöntemlerden biri kısa implant uygulamalarıdır. Bu yöntemle sinüs lift işleminin en önemli komplikasyonu olan membran perforasyonunun eliminasyonu sağlanabilir (C. E. Misch ve ark., 2006). Kısa implant boylarının sınıflandırmasıyla ilgili farklı bildiriler mevcuttur. Strietzel & Reichart 11 mm ve daha kısa boydaki implantları kısa grubuna dahil etmiştir (Strietzel ve Reichart, 2007), Tawil ve Younan, 10 mm veya daha kısa implantlar şeklinde kategorize ederken (Tawil ve Younan, 2003), Renouard ve Nisand kısa implant için üst sınırı 8 mm olarak belirtmiştir. Bunun yanı sıra 6 mm'den de kısa olan implantlar için 2017'de ultra kısa implant tanımı da yapılmıştır (Al-Johany ve ark., 2017). Bu bilgiler ışığında modelde kullanılacak olan kısa implantın boyunu 6

mm (Bratu ve ark., 2014; Nisand ve Renouard, 2014; Srinivasan ve ark., 2014) uzun implantın boyunu da 12 mm olarak belirledik (F. Guljé ve ark., 2013; F. L. Guljé ve ark., 2014; Al Amri ve ark., 2017).

Dental implantlarda doğal dişlerdeki gibi gelen kuvveti absorbe edip, stresi kök boyunca kemiğe dağıtabilecek bir periodontal ligament bulunmamaktadır. Bu nedenle özellikle lateral kuvvetlerin oluşturduğu stresin yarattığı dönme merkezi koronale yaklaşmış olur. Bununla beraber kortikal kemiğin elastik modülü trabeküler kemiğe oranla daha yüksek olduğu için gelen stresi daha fazla toplayabilir (Yokoyama ve ark., 2004). Bu sebeplerden dolayı stresin yoğunlaşması öncelik olarak implant servikalini saran, kortikal kemikte en fazla görülürken, implantın apikal kısmını saran kemiğe daha az stres ulaşır. Çalışmamızda literatüre benzer şekilde üç modelde de kortikal kemiğe, spongioz kemiğe kıyasla hem vertikal hem de oblik kuvvetler altında daha fazla stres iletildiği görülmüştür (Y.-Y. Chen ve ark., 2008; Zanatta ve ark., 2014; Siadat ve ark., 2015)

İnsan kortikal kemiğinin dayanabileceği maksimum gerilme dayanımı 135 MPa, maksimum baskı dayanımı 205 MPa olarak bildirilmiştir (Martinez ve ark., 2015). Trabeküler kemiğin mekanik dayanımı için 22-28 MPa maksimum değer olarak kabul edilmiştir ve bu değerın trabekülasyon yoğunluğuna göre değişebileceği bildirilmiştir (Kang ve ark., 2014). Bu değerlerin üzerinde kuvvet gelmesinden kaçınılmadığı durumda kemikte deformasyon meydana gelmektedir. Modelleri, kemik dokusunun daha az dirençli olduğu maksimum principle stres yani çekme değerlerine göre kıyaslamak klinik olarak daha anlamlı olmaktadır. Model Kİ’de sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 21,59 ve 11,87 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,99 ve 4,10 MPa olarak ölçülmüştür. Model GLUİ’de sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 4,90 MPa, oblik kuvvetler altında; 7,35 ve 4,10 MPa olarak ölçülmüştür. Model LUİ’de sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 5,79 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,45 ve 2,13 MPa olarak ölçülmüştür. Kısa implant kullanılan modelde (Kİ), greft uygulaması yapılan ve yapılmayan sinüs lift işlemiyle birlikte yerleştirilerek uzun implant kullanılan modellere (GLUİ ve LUİ) kıyasla vertikal ve oblik kuvvetler karşısında hem kortikal hem de spongioz kemiğe daha fazla stres iletildiği görülmüştür. Fakat

üç modelde de iletilen stres değerlerinin hiçbiri kemiğin kortikal tabakasının dayanabileceği maksimum gerilme dayanımı olan 135 MPa ve spongios tabakasının dayanabileceği maksimum gerilme olan 22-18 MPa aralığını aşmadığı için kısa implantların da uzun implantlara alternatif olarak kullanılabilirliği öngörülebilir. Literatürdeki bilgilerin ışığında kısa implant kullanılan modelde kemiğe daha fazla stres iletilmesinin en önemli sebepleri arasında kron/implant oranının değişmesi bulunmaktadır. Kron/implant oranının kemik kaybına etkisini araştıran 10 yıl takipli bir çalışmada, klinik kron/implant oranlarına göre oluşturulan 3 grupta (0-0.99, 1-1.99 ve ≥ 2) kemik kayıp miktarı gruplar arasında anlamlı bulunmuştur (Blanes ve ark., 2007). Bunun yanı sıra en az beş yıllık takip süreleri sonucu kron/implant oranının kemik kaybına sebep olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (Maló ve ark., 2007; Felice ve ark., 2014)

Sinüs lifte alternatif olan kısa implant uygulamalarıyla ilgili farklı sonuçlar bildiren çalışmalar da mevcuttur. 6 ile 12 mm arasındaki uzunluktaki implantlar üzerinden yapılan bir sonlu elemanlar analizinde, kemiğe iletilen stresin implantlar arasında farklılık göstermediği bildirilmiştir (ten Bruggenkate ve ark., 1998). Gulje F. ve arkadaşlarının 2012’de yaptığı randomize kontrollü çalışmada 1 yıl boyunca posterior bölgeye uygulanan 4 mm çaplı, 6 mm ve 11 mm boylarındaki implantların takibi yapılmıştır. 1 yıl sonunda benzer sağkalım oranları olduğu ve kemik kayıpları arasında da anlamlı fark olmadığı bulunmuştur ve kemik augmentasyon prosedurlerine alternatif olarak kullanılabilirliği bildirilmiştir. (F. Guljé ve ark., 2013).

Yirmi yıldan fazla süredir maksiller sinüs elevasyonu, farklı greft türleri kullanılarak maksiller posterior alana implant uygulaması için augmentasyonu sağlayan bir işlem olarak uygulanır. Greft uygulamasının yanı sıra yalnızca membran elevasyonu ile de yeni kemik formasyonunun görüldüğünü bildiren çalışmalar mevcuttur. (Borges ve ark., 2011; Bassi ve ark., 2015; Marković ve ark., 2016) Lundgren ve arkadaşları 2004’de 10 hasta ile yaptığı çalışmada 12 sinüs lift işlemiyle eş zamanlı olarak 19 adet dental implant uygulayarak bir yıllık takip sonuçlarını bildirmişlerdir. Ortalama rezidüel kemik yüksekliğin 7 mm olduğu maksiler posterior bölgeye 10-15 mm yüksekliğinde dental implantları kemik seviyesinin üzerinden ortalama 5 mm maksiler sinüs boşluğuna yükselmiş şekilde yerleştirdikleri bu çalışmada, ameliyat öncesi ve sonrası tomografilerinin karşılaştırmalarıyla sinüs lift

yöntemi ile yeni kemik oluşumunu göstermişlerdir. Yerleştirme sırasında, abutment uygulanmasında ve protetik yüklemmeden sonraki 12. ayda rezonans frekans analizi ölçümleri yapmış ve sırasıyla 65, 66 ve 64 ısq ortalama implant stabilite değerleri bildirmişlerdir. (Lundgren ve ark., 2004) Chen ve arkadaşları 2007'deki çalışmalarında residüel kemik yüksekliği en az 5 mm olan 47 hastaya herhangi bir sert doku grefti kullanmaksızın sinüs lift işlemi yaparak ve eş zamanlı şekilde toplam 75 implant yerleştirmişlerdir. İki yıllık takip sonucu kemik yüksekliğinin 3 ile 9 mm arasında arttığı, herhangi bir komplikasyon görülmediği, sağkalım oranının %100 olduğunu bildirmişlerdir. (T.-W. Chen ve ark., 2007) Borges ve arkadaşlarının 2011'de 15 hasta ile yaptığı bilateral radomize kontrollü çalışmada, hastaların bir kadrana otojen kemik grefti ile birlikte sinüs lift uygulamasına eş zamanlı dental implant yerleştirilirken, diğer kadrana greft kullanılmadan sinüs lift işlemiyle eş zamanlı dental implant yerleştirilmiştir. 6 ay takibi yapılan tüm hastalarda, sinüs membranının eleve edildiği alanda yeni kemik oluşumunun radyografik olarak izlendiği ve radyografik ölçümlerde gruplar arası anlamlı farklılık olmadığı bildirilmiştir. (Borges ve ark., 2011). Bassi ve arkadaşlarının 51 aylık takiple yaptığı toplam 20 sinüs lift işleminin ve eş zamanlı olarak 25 dental implant uygulamasının yapıldığı prospektif çalışmada, operasyon sonrası erken dönemdeki bir implant dışında kayıp olmadığı bildirilmiştir. 51 ayın sonundaki kemik yüksekliği artışının anlamlı farklı olduğu sonucunu bildirmişlerdir. (Bassi ve ark., 2015). 2016'da Markovic ve arkadaşlarının kapalı sinüs lift yöntemini kullanarak ortalama 6 mm residüel kemik yüksekliği bulunan 45 hastaya 10 mm boyunda toplam 180 dental implant yerleştirerek yaptığı çalışmada implantların bir kısmında kemik greft materyali kullanılırken diğer kısmında greft kullanılmamıştır. İki yıllık takibin sonunda sağkalım oranının %100 olduğu ve iki grup arasında anlamlı fark olmaksızın kemik yüksekliğinin arttığı bildirilmiştir. (Marković ve ark., 2016). Çalışmamızda Model GLUI'de sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 4,90 MPa, oblik kuvvetler altında; 7,35 ve 4,10 MPa olarak ölçülmüştür. Model LUI'de sırasıyla kortikal ve spongioz kemiğe iletilen maksimum principle stres miktarları vertikal kuvvetler altında; 7,35 ve 5,79 MPa, oblik kuvvetler altında; 10,45 ve 2,13 MPa olarak birbirlerine yakın değerler ölçülmüştür.

Ekstra materyal kullanımının getireceği ekonomik yük, komplikasyon riski, artan ameliyat süresi gibi faktörlerin elimine edilebilmesi hem hasta hem hekim için önem arz etmektedir (Vazquez ve ark., 2014). Son dönemde yapılan klinik çalışmalarla paralellik gösterecek şekilde, yaptığımız sonlu elemanlar analizinde greft kullanımı simüle edilerek oluşturulan model (GLUI) ile greft kullanılmadan oluşturulan modelde (LUI) kemiğe iletilen stresler benzer bulunmuştur. Elde edilen bulgular, kemik grefti kullanılmadan maksiller sinüste kemik oluşumunun meydana gelebileceğini göstermektedir. Gözlemlenen kemik oluşumunun, sinüs membranı ve kemik duvarları arasında oluşan boşlukta bir kan pıhtısının formasyonu ile açıklanabileceği ileri sürülmüştür (Bassi ve ark., 2015). Pıhtı, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu ilkesini izleyerek kemik oluşumu için bir matriks görevi görmektedir. Epitel hücrelerin, boşluk içine doğru büyümesinin önlenmesi kemik oluşumuna katkıda bulunmaktadır. Gözlemlenen kemik oluşumunun ardındaki ayrıntılı mekanizmalar şu anda tam olarak bilinmemektedir. Ancak osteopotent hücrelerin çıplak kemik duvarlarından göçü bu kemik oluşumunda büyük rol oynamaktadır. Bunun yanı sıra sinüs mukozası periostunun osteoblastik aktiviteye katkıda bulunması da mümkündür (Lundgren ve ark., 2004; Bassi ve ark., 2015). Bu sonuçtan hareketle maksiller sinüs membran elevasyonunu takiben sert doku grefti kullanılmaksızın, oluşturulan boşlukta rejenerasyona izin verilerek, ogmentasyonun gerçekleştirilebilmesi, alternatif bir tedavi seçeneği olarak değerlendirilebilir.

Çalışma dizaynımız klinik durumları simüle etmeye dayanan matematiksel modeller üzerinde yapılmıştır, karşılaştırılmalı ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmiştir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında incelenecek yapıları canlı yapılarda olduğu şekliyle tam olarak modellemek bilgisayar ortamında mümkün olmamaktadır. Bu nedenle çalışmadan elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi ve destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem in vivo klinik takiplerinin yapılması gereklidir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Tüm modellerde hem vertikal hem de oblik kuvvetler altında en çok stres kortikal kemiğe iletilmiştir.

2. Kısa implantlarda kemiğe iletilen stres, uzun implantlara kıyasla hem vertikal hem oblik kuvvetler karşısında daha fazla miktarda olmakla birlikte hem uzun hem de kısa implantlarda kemiğe iletilen yük, kemiğin deformasyona uğramadan devamlılığını koruyabileceği fizyolojik sınır içinde bulunmaktadır. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde kısa implantların, ogmentasyon prosedürleri gerektiren uzun implantlara alternatif olabileceği öngörülebilir.

3. Sert doku grefti kullanılarak ve kullanılmadan yapılan sinüs lift uygulamasıyla birlikte yerleştirilen implantlarda, kemiğe iletilen stres değerleri birbirlerine oldukça yakın bulunmuştur. Bu sonuç, maksiller sinüs membran elevasyonunu takiben sert doku grefti kullanmaksızın ogmentasyonun gerçekleştirilebilmesini, alternatif bir tedavi seçeneği olarak düşündürmektedir.

7. KAYNAKLAR

- Abt, E., Carr, A. B., & Worthington, H. V. (2012). Interventions for replacing missing teeth: partially absent dentition. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(2).
- Al-Moraissi, E. A., Altairi, N. H., Abotaleb, B., Al-Iryani, G., Halboub, E., & Alakhali, M. S. (2019). What is the most effective rehabilitation method for posterior maxillas with 4 to 8 mm of residual alveolar bone height below the maxillary sinus with implant-supported prostheses? A frequentist network meta-analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 77(1), 70. e1- e33.
- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252-60.
- Al-Nawas, B., Wegener, J., Bender, C., & Wagner, W. (2004). Critical soft tissue parameters of the zygomatic implant. *Journal of clinical periodontology*, 31(7), 497-500.
- Al Amri, M. D., Abduljabbar, T. S., Al-Johany, S. S., Al Rifaiy, M. Q., Alfarraj Aldosari, A. M., & Al-Kheraif, A. A. (2017). Comparison of clinical and radiographic parameters around short (6 to 8 mm in length) and long (11 mm in length) dental implants placed in patients with and without type 2 diabetes mellitus: 3-year follow-up results. *Clinical oral implants research*, 28(10), 1182-7.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
- Albrektsson, T., & Zarb, G. A. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *International Journal of Prosthodontics*, 6(2).
- Aleksandrowicz, P., Kusa-Podkańska, M., Grabowska, K., Kotuła, L., Szkatuła-Łupina, A., & Wysokińska-Miszczuk, J. (2019). Extra-sinus zygomatic implants to avoid chronic sinusitis and prosthetic arch malposition: 12 years of experience. *Journal of Oral Implantology*, 45(1), 73-8.
- Anandh, B., Lokesh, B., Ebenezer, V., Jimson, S., & Parthiban, J. (2015). All on four—the basics. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 8(October Spl Edition), 609-12.
- Annibali, S., Cristalli, M., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G., & Pilloni, A. (2012). Short dental implants: a systematic review. *Journal of dental research*, 91(1), 25-32.
- Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D., & Shah, R. (2015). Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9(3), ZE10.
- Atieh, M. A., Zadeh, H., Stanford, C. M., & Cooper, L. F. (2012). Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6).
- Atkinson, M. (1987). The Anatomical Basis of Dentistry. *Journal of Anatomy*, 152, 217.
- Attia, M. A. (2018). Effect Of Material Type On The Stress Distribution In Posterior Three-Unit Fixed Dental Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Egyptian Dental Journal*, 64(4-October (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)), 3907-18.
- Barone, A., Crespi, R., Aldini, N. N., Fini, M., Giardino, R., & Covani, U. (2005). Maxillary sinus augmentation: histologic and histomorphometric analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 20(4), 519.
- Bassi, A., Pioto, R., Faverani, L., Canestraro, D., & Fontao, F. (2015). Maxillary sinus lift without grafting, and simultaneous implant placement: a prospective clinical study with a 51-month follow-up. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44(7), 902-7.
- Blanes, R. J., Bernard, J. P., Blanes, Z. M., & Belser, U. C. (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the

- crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical oral implants research*, 18(6), 707-14.
- Borges, F. L., Dias, R. O., Piattelli, A., Onuma, T., Gouveia Cardoso, L. A., Salomão, M., . . . Shibli, J. A. (2011). Simultaneous sinus membrane elevation and dental implant placement without bone graft: a 6-month follow-up study. *Journal of periodontology*, 82(3), 403-12.
- Bothe, R. (1940). Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet*, 71, 598-602.
- Boyne, P. (1965). Lectures to postgraduate course. *US Navy Dental School, National Naval Medical Center, Bethesda, MD, 1968*.
- Boyne, P. J. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Oral Surg.*, 38, 613-6.
- Brånemark, P.-I., & Chien, S. (2005). *The osseointegration book: from calvarium to calcaneus*: Quintessence Publishing Company.
- Branemark, P., Pi, B., & Bo, H. (1977). Osseointegrated Implants In The Treatment Of The Edentulous And A Clinical Report Of 235 Jaws In 211 Consecutive Cases Treated Jaw. Experience From A 10-Year Period. A Description During 1965-1975 With Installation Of 1618 Titanium Fixtures Of A New Procedure For Rehabilitation Of The Edentulous Patient Supporting Permanently Bone Anchored Bridges.
- Bratu, E., Chan, H.-L., Mihali, S., Karancsi, O., Bratu, D. C., Fu, J.-H., & Wang, H.-L. (2014). Implant survival rate and marginal bone loss of 6-mm short implants: a 2-year clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(6).
- Cappello, Z. J., Minutello, K., & Dublin, A. B. (2020). Anatomy, Head and Neck, Nose Paranasal Sinuses. *StatPearls [Internet]*.
- Chanavaz, M. (1990). Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *The Journal of oral implantology*, 16(3), 199-209.
- Chen, T.-W., Chang, H.-S., Leung, K.-W., Lai, Y.-L., & Kao, S.-Y. (2007). Implant placement immediately after the lateral approach of the trap door window procedure to create a maxillary sinus lift without bone grafting: a 2-year retrospective evaluation of 47 implants in 33 patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(11), 2324-8.
- Chen, Y.-Y., Kuan, C.-L., & Wang, Y.-B. (2008). Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci*, 3(2), 65-74.
- Chiapasco, M., Zaniboni, M., & Boisco, M. (2006). Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clinical oral implants research*, 17(S2), 136-59.
- Clarke, E., & Hickman, J. (1953). An investigation into the correlation between the electrical potentials of metals and their behaviour in biological fluids. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 35(3), 467-73.
- Corrente, G., Abundo, R., Ambrois, A. B. d., Savio, L., & Perelli, M. (2009). Short porous implants in the posterior maxilla: a 3-year report of a prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29(1).
- Crubzy, E., Murail, P., Girard, L., & Bernadou, J.-P. (1998). False teeth of the Roman world. *Nature*, 391(6662), 29-.
- DeHoff, P., & Anusavice, K. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *Journal of dental research*, 63(11), 1327-31.
- Duncavage, J. A., & Becker, S. S. (2011). *The maxillary sinus: medical and surgical management*: Georg Thieme Verlag.
- Eberhardt, J. A., Torabinejad, M., & Christiansen, E. L. (1992). A computed tomographic study of the distances between the maxillary sinus floor and the apices of the maxillary posterior teeth. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 73(3), 345-7.
- Fanuscu, M. I., Vu, H. V., & Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.

- Felice, P., Cannizzaro, G., Barausse, C., Pistilli, R., Esposito, M., & Cannizzaro, G. (2014). Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *Eur J Oral Implantol*, 7(4), 359-69.
- Fernández Tresguerres, I., Gracia, A., Canto Pingarrón, M. D., & Blanco Jérez, L. (2006). Physiological bases of bone regeneration I: Histology and physiology of bone tissue.
- Friberg, B. (2002). Surgical approach and implant selection (Brånemark system) in bone of various densities. *Appl Osseointegration Res*, 3, 9-16.
- Friberg, B., Nilsson, H., Olsson, M., & Palmquist, C. (1997). Mk II: the self-tapping Brånemark implant: 5-year results of a prospective 3-center study. *Clinical oral implants research*, 8(4), 279-85.
- Gallas, M., Abeleira, M., Fernandez, J., & Burguera, M. (2005). Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, 27(1), 12-6.
- Geng, J.-P., Tan, K. B., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-98.
- Gokcen-Rohlig, B., Yaltirik, M., Ozer, S., Tuncer, E. D., & Evlioglu, G. (2009). Survival and success of ITI implants and prostheses: retrospective study of cases with 5-year follow-up. *European Journal of Dentistry*, 3(1), 42.
- Greaves, G. N., Greer, A., Lakes, R. S., & Rouxel, T. (2011). Poisson's ratio and modern materials. *Nature materials*, 10(11), 823-37.
- Gujjarlapudi, M. C., Nunna, N. V., Manne, S. D., Sarikonda, V. R., Madineni, P. K., & Meruva, R. N. R. (2013). Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants—a finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 196-204.
- Guljé, F., Abrahamsson, I., Chen, S., Stanford, C., Zadeh, H., & Palmer, R. (2013). Implants of 6 mm vs. 11 mm lengths in the posterior maxilla and mandible: a 1-year multicenter randomized controlled trial. *Clinical oral implants research*, 24(12), 1325-31.
- Guljé, F. L., Raghoebar, G. M., Vissink, A., & Meijer, H. (2014). Single crowns in the resorbed posterior maxilla supported by either 6-mm implants or by 11-mm implants combined with sinus floor elevation surgery: a 1-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 7(3), 247-55.
- Halama, A., Decreton, S., Bijloos, J., & Clement, P. (1990). Density of epithelial cells in the normal human nose and the paranasal sinus mucosa. A scanning electron microscopic study. *Rhinology*, 28(1), 25-32.
- Harris, D., Horner, K., Gröndahl, K., Jacobs, R., Helmrot, E., Benic, G. I., . . . Quirynen, M. (2012). EAO guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clinical oral implants research*, 23(11), 1243-53.
- Himmlova, L., Káčovský, A., & Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(1), 20-5.
- Ilguy, D., Ilguy, M., Dolekoglu, S., & Fisekcioglu, E. (2013). Evaluation of the posterior superior alveolar artery and the maxillary sinus with CBCT. *Brazilian oral research*, 27(5), 431-7.
- Iwanaga, J., Wilson, C., Lachkar, S., Tomaszewski, K. A., Walocha, J. A., & Tubbs, R. S. (2019). Clinical anatomy of the maxillary sinus: application to sinus floor augmentation. *Anatomy & cell biology*, 52(1), 17.
- Jacob, F., & Ted, B. (2007). *A first course in finite elements*: Wiley.
- Jensen, J., & Sindet-Pedersen, S. (1991). Autogenous mandibular bone grafts and osseointegrated implants for reconstruction of the severely atrophied maxilla: a preliminary report. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(12), 1277-87.

- Jensen, O. T. (2006). *The sinus bone graft*: Quintessence Publishing (IL).
- Jordi, C., Mukaddam, K., Lambrecht, J. T., & Kühl, S. (2018). Membrane perforation rate in lateral maxillary sinus floor augmentation using conventional rotating instruments and piezoelectric device—a meta-analysis. *International journal of implant dentistry*, 4(1), 1-9.
- Kang, N., Wu, Y.-y., Gong, P., Yue, L., & Ou, G.-m. (2014). A study of force distribution of loading stresses on implant–bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 118(5), 519-23.
- Kim, J., & Jang, H. (2019). A review of complications of maxillary sinus augmentation and available treatment methods. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 45(4), 220.
- Kim, M. J., Jung, U. W., Kim, C. S., Kim, K. D., Choi, S. H., Kim, C. K., & Cho, K. S. (2006). Maxillary sinus septa: prevalence, height, location, and morphology. A reformatted computed tomography scan analysis. *Journal of periodontology*, 77(5), 903-8.
- Krennmair, G., Ulm, C., & Lugmayr, H. (1997). Maxillary sinus septa: incidence, morphology and clinical implications. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 25(5), 261-5.
- Kürkçüoğlu, D. İ., Köroğlu, D. A., & Özkir, D. S. E. (2010). Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri Ve Başarı Değerlendirme Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(3), 221-9.
- Lang, J. (1989). *Clinical anatomy of the nose, nasal cavity, and paranasal sinuses*: George Thieme Verlag.
- Lang, N. P., & Lindhe, J. (2015). *Clinical periodontology and implant dentistry, 2 Volume Set*: John Wiley & Sons.
- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., & Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, 23(7), 844-54.
- Lee, J. Y., Ryu, H. R., & Park, Y. T. (2014). Finite element implementation for computer-aided education of structural mechanics: Mohr's circle and its practical use. *Computer Applications in Engineering Education*, 22(3), 494-508.
- Lekholm, U. (1985). Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prostheses Osseointegration in clinical dentistry*, 199-209.
- Leventhal, G. S. (1951). Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg Am*, 33(2), 473-4.
- Lin, D., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2(5), 410-32.
- Lindhe, J., Bressan, E., Cecchinato, D., Corrá, E., Toia, M., & Liljenberg, B. (2013). Bone tissue in different parts of the edentulous maxilla and mandible. *Clinical oral implants research*, 24(4), 372-7.
- Lovasova, K., Kachlik, D., Rozpravkova, M., Matusevska, M., Ferkova, J., & Kluchova, D. (2018). Three-dimensional CAD/CAM imaging of the maxillary sinus in ageing process. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 218, 69-82.
- Luckey, H. A., & Kubli, F. (1983). *Titanium alloys in surgical implants* (Vol. 796): ASTM International.
- Lundgren, S., Anderson, S., Gualini, F., & Sennerby, L. (2004). Bone reformation with sinus membrane elevation: a new surgical technique for maxillary sinus floor augmentation. *Clinical implant dentistry and related research*, 6(3), 165-73.
- Maestre-Ferrín, L., Galán-Gil, S., Rubio-Serrano, M., Peñarrocha-Diago, M., & Peñarrocha-Oltra, D. (2010). Maxillary sinus septa: a systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15(2), e383-6.
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*, 23(5), 539-48.

- Mailleux, P., Desgain, O., & Ingabire, M.-I. (2010). Ectopic infraorbital nerve in a maxillary sinus septum: another potentially dangerous variant for sinus surgery. *Journal Belge de Radiologie*, 93(6), 308.
- Makary, C., Rebaudi, A., Menhall, A., & Naaman, N. (2016). Changes in Sinus Membrane Thickness After Lateral Sinus Floor Elevation: A Radiographic Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(2).
- Maló, P., de Araújo Nobre, M., & 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.
- Marković, A., Mišić, T., Calvo-Guirado, J. L., Delgado-Ruiz, R. A., Janjić, B., & Abboud, M. (2016). Two-center prospective, randomized, clinical, and radiographic study comparing osteotome sinus floor elevation with or without bone graft and simultaneous implant placement. *Clinical implant dentistry and related research*, 18(5), 873-82.
- Martinez, S., Lenz, J., Schweizerhof, K., & Schindler, H. (2015). *A Variable Finite Element Model of the Overall Human Masticatory System for Evaluation of Stress Distributions during Biting and Bruxism*. Paper presented at the In10th European LS-DYNA Conference, Würzburg, Germany.
- McAllister, B. S., & Haghghat, K. (2007). Bone augmentation techniques. *Journal of periodontology*, 78(3), 377-96.
- Misch, C. (1999). The maxillary sinus lift and sinus graft surgery. *Contemporary Implant Dentistry*. Chicago, IL: Mosby, 469-95.
- Misch, C. E. (2004). *Dental implant prosthetics-E-book*: Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H.-L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., . . . Pikos, M. A. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry*, 17(1), 5-15.
- Misch, C. E., Steigenga, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L. J., & Kazor, C. (2006). Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of periodontology*, 77(8), 1340-7.
- Moaveni, S. (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*: Pearson Education India.
- Moore, E. D., & Maj, D. History Of Tooth Replacement And Dental Implants And Current Status Of Dental Implants.
- Moraes, S. L. D. d., Verri, F. R., Junior, J. F. S., Almeida, D. A. d. F., Mello, C. C. d., & Pellizzer, E. P. (2013). A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Brazilian dental journal*, 24(6), 635-41.
- Muhamad, H., Georges, C., Ameer, S., Ayah, J., & Azzaldeen, A. (2017). Short implants in clinical practice. *IOSR-JDMS*, 16(5), 9.
- Müller, F., & Barter, S. ITI Treatment Guide Vol 9 Implant Therapy in the Geriatric Patient-PDF Flipbook.
- Nanda, R. (2005). *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*: Elsevier Health Sciences.
- Nedir, R., Nurdin, N., Szmukler-Moncler, S., & Bischof, M. (2009). Placement of tapered implants using an osteotome sinus floor elevation technique without bone grafting: 1 year results. *Int. J Oral Maxillofacial Implants*, 2009: 24: 727, 733.
- Netter, F. H. (2014). *Atlas of human anatomy, Professional Edition E-Book: including NetterReference. com Access with full downloadable image Bank*: Elsevier health sciences.
- Neugebauer, J., Nickenig, H.-J., Zöller, J. E., Bolz, W., Bowen, A., Deporter, D., . . . Fortin, T. (2016). Guidelines 2016 Update on short, angulated and diameter0reduced implants.
- Newman, M. G., Takei, H., Klokkevold, P. R., & Carranza, F. A. (2018). *Newman and Carranza's Clinical Periodontology E-Book*: Elsevier Health Sciences.

- Nisand, D., & Renouard, F. (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontology* 2000, 66(1), 72-96.
- Pal, U., Sharma, N. K., Singh, R., Mahammad, S., Mehrotra, D., Singh, N., & Mandhyan, D. (2012). Direct vs. indirect sinus lift procedure: A comparison. *National journal of maxillofacial surgery*, 3(1), 31.
- Peleg, M., Garg, A. K., & Mazor, Z. (2006). Predictability of Simultaneous Implant Placement in the Severely Atrophic Posterior Maxilla: A 9-Year Longitudinal Experience Study of 2,132 Implants Placed into 731 Human Sinus Grafts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1).
- Pikos, M. A. (2008). Maxillary sinus membrane repair: update on technique for large and complete perforations. *Implant dentistry*, 17(1), 24-31.
- Pjetursson, B. E., Tan, W. C., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation: part I: lateral approach. *Journal of clinical periodontology*, 35, 216-40.
- Pommer, B., Dvorak, G., Jesch, P., Palmer, R. M., Watzek, G., & Gahleitner, A. (2012). Effect of maxillary sinus floor augmentation on sinus membrane thickness in computed tomography. *Journal of periodontology*, 83(5), 551-6.
- Premnath, K., Sridevi, J., Kalavathy, N., Nagaranjani, P., & Sharmila, M. R. (2013). Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 555-9.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., Sarver, D. M., & Ackerman, J. L. (2000). Contemporary Orthodontics. St. Louis: Mosby. Inc.
- Ragucci, G. M., Elnayef, B., Del Amo, F. S.-L., Wang, H.-L., Hernández-Alfaro, F., & Gargallo-Albiol, J. (2019). Influence of exposing dental implants into the sinus cavity on survival and complications rate: a systematic review. *International journal of implant dentistry*, 5(1), 1-9.
- Raviv, E., Turcotte, A., & Harel-Raviv, M. (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence international*, 575.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(3), 227-34.
- Siadat, H., Hashemzadeh, S., Geramy, A., Bassir, S. H., & Alikhasi, M. (2015). Effect of offset implant placement on the stress distribution around a dental implant: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 41(6), 646-51.
- Srinivasan, M., Vazquez, L., Rieder, P., Moraguez, O., Bernard, J. P., & Belser, U. C. (2014). Survival rates of short (6 mm) micro-rough surface implants: a review of literature and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 25(5), 539-45.
- Stammberger, H. (1986). Endoscopic endonasal surgery—concepts in treatment of recurring rhinosinusitis. Part I. Anatomic and pathophysiologic considerations. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 94(2), 143-7.
- Standring, S. (2015). *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*: Elsevier Health Sciences.
- Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., & Miyakawa, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1).
- Strietzel, F. P., & Reichart, P. A. (2007). Oral rehabilitation using Camlog® screw–cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clinical oral implants research*, 18(5), 591-600.

- Strock, A. E. (1939). Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American journal of orthodontics and oral surgery*, 25(5), 467-72.
- Sugerman, P. B., & Barber, M. T. (2002). Patient selection for endosseous dental implants: oral and systemic considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(2).
- Sullivan, R. M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*, 29(11), 737-45.
- Summers, R. B. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15(2), 152, 4-6, 8 passim; quiz 62.
- Sun, H. L., Wu, Y. R., Huang, C., & Shi, B. (2011). Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(4).
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., & Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3).
- Tatum Jr, H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 30(2), 207-29.
- Tawil, G., & Younan, R. (2003). Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(6).
- ten Bruggenkate, C. M., Asikainen, P., Foitzik, C., Krekeler, G., & 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).
- Testori, T. (2011). Maxillary sinus surgery: Anatomy and advanced diagnostic imaging. *Journal of Implant and Reconstructive Dentistry*, 3(1), 18-25.
- Testori, T., Weinstein, R., & Wallace, S. (2009). *Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment*: Quintessence Publ.
- Tezduyar, T. E. (1991). Stabilized finite element formulations for incompressible flow computations. *Advances in applied mechanics*, 28, 1-44.
- Tymstra, N., Raghoobar, G. M., Vissink, A., & Meijer, H. J. A. (2011). Dental implant treatment for two adjacent missing teeth in the maxillary aesthetic zone: a comparative pilot study and test of principle. *Clinical oral implants research*, 22(2), 207-13. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02017.x>
- Tzerbos, F., Bountaniotis, F., Theologie-Lygidakis, N., Fakitsas, D., & Fakitsas, I. (2016). Complications of zygomatic implants: our clinical experience with 4 cases. *Acta stomatologica Croatica*, 50(3), 251-7.
- Van Den Bergh, J. P., Ten Bruggenkate, C. M., Disch, F. J., & Tuinzing, D. B. (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research: Treatment rationale*, 11(3), 256-65.
- Van Nimwegen, W. G., Raghoobar, G. M., Tymstra, N., Vissink, A., & Meijer, H. J. A. (2017). How to treat two adjacent missing teeth with dental implants. A systematic review on single implant-supported two-unit cantilever FDP's and results of a 5-year prospective comparative study in the aesthetic zone. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(6), 461-71. doi:<https://doi.org/10.1111/joor.12507>
- Vazquez, J. C. M., de Rivera, A. S. G., Gil, H. S., & Mifsut, R. S. (2014). Complication rate in 200 consecutive sinus lift procedures: guidelines for prevention and treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(5), 892-901.
- Velasco-Torres, M., Padiál-Molina, M., Avila-Ortiz, G., García-Delgado, R., O'Valle, F., Catena, A., & Galindo-Moreno, P. (2017). Maxillary sinus dimensions decrease as age and tooth loss increase. *Implant dentistry*, 26(2), 288-95.
- Verri, F. R., Santiago Júnior, J. F., Almeida, D. A. d. F., Verri, A. C. G., de Souza Batista, V. E., Lemos, C. A. A., . . . Pellizzer, E. P. (2015). Three-dimensional finite element

- analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages. *The Scientific World Journal*, 2015.
- Viña Almunia, J., Peñarrocha Diago, M., & Peñarrocha Diago, M. (2009). Influence of perforation of the sinus membrane on the survival rate of implants placed after direct sinus lift: literature update.
- Watzek, G., Bernhart, T., & Ulm, C. (1997). Complications of sinus perforations and their management in endodontics. *Dental Clinics of North America*, 41(3), 563-83.
- Watzek, G., Ulm, C. W., & Haas, R. (1999). Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. *The sinus bone graft*. Chicago, IL: Quintessence, 31-47.
- Weber, H.-P., & Sukotjo, C. (2007). Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(7).
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C., & Schuessler, R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*, 55(5), 772-7.
- Woo, I., & Le, B. (2004). Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant dentistry*, 13(1), 28-32.
- Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., & Ohyama, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(3), 234-40.
- Zanatta, L. C. S., Dib, L. L., & Gehrke, S. A. (2014). Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(3), 1068-71.
- Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 11(1), 88-91.
- Zitzmann, N. U., & Schärer, P. (1998). Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla: Comparison of the crestal and lateral approaches. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 85(1), 8-17.

8. ÖZGEÇMİŞ



9. EKLER

EK-1

