



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**UZMANLIK
TEZİ**

**POSTERİOR DİŞSİZ MAKSİLLADA
FARKLI İMPLANT TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN
SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

MUSA SADIKHOV

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

EYLÜL 2018



**POSTERİOR DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI İMPLANT TEDAVİ
SEÇENEKLERİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Musa SADIKHOV

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

EYLÜL 2018

Musa Sadikhov tarafından hazırlanan " POSTERİOR DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI İMPLANT TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Başkan : Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Üye : Prof. Dr.Necdet DOĞAN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Tez Savunma Tarihi: 20/09/2018

Jüri üyeleri tarafından UZMANLIK tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ

Gazi Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi ağız, diş ve çene cerrahisi anabilim dalı Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Arş. Gör. Dt. Musa Sadıkhov

20/09/2018

POSTERİOR DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI İMPLANT TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN
SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ
(Uzmanlık Tezi)

Musa SADIKHOV

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Eylül 2018

ÖZET

Güncel diş hekimliğinde KDİ-lar çok başarılı bir şekilde dental implantolojide kullanılmaktadır. Tarafımızdan yapılmış olan bu çalışmada aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implantlar ileri cerrahi tedavilere alternatif bir tedavi olarak sunulmuştur. Farklı tür tedavi seçeneklerinin klinik olarak kısa sürede yapılması imkansız olsada SESA yöntemi bu avantajı sağlayarak insiliko ortamda maksillanın fiziksel özelliklerini kullanarak farklı tür modellerin yapılmasının mümkün etmiştir. Çalışmamızda aşağıdaki Modeller oluşturulmuştur : 1) Model 1 kontrol grubu, 2) Model 2 Aktive edilmemiş kısa implant grubu, 3) Model 3 Aktive kısa implant grubu, 4) Model 4 STYO işlemim uygulanmış grup, 5) Model 5 açılı implant grubu. SESA yöntemi ile matematiksel modeller oluşturulduktan sonra iki implant üzerine (P1-M1) yapılmış olan üç üyeli porselen köprü üzerine vertikal, horizontal ve oblik yönlerde kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda Model 4 olarak incelenen, açık STYO uygulanan grup hem kemik hem implant materyali üzerinde oluşturduğu stres değerleri göz önünde tutulduğunda çalışmamızda kontrol grubu olan Model 1'e yakın ve benzer sonuçlar ortaya çıktığı açık bir şekilde izlenmiş olup bu sonuçların ışığında diğer gruplardan daha başarılı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda stres değerleri en düşük olan bu grup en kabul edilebilir tedavi seçeneği olarak belirlenmiştir. Model 5'te ikinci premolar bölgesinden birinci molar bölgesine 30 derece açı ile uygulanan implantlara farklı yönlerde kuvvet uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Model 5'te elde edilen bu sonuçlar Model 1'e yani kontrol grubuna yakın ve kabul edilebilir sonuçlar izlenmiştir. Bu grupta elde ettiğimiz sonuçlar Model 2 ve Model 3'e göre daha başarılı uygulamalardan biri olduğu izlenimini ortaya koymuştur. Model 5'in kontrol grubu Model 1 ve STYO uygulanan Model 4'e yakın sonuçlara sahip olduğu ve kabul edilebilir tedavi yöntemlerinden birisi olduğu izlenmiştir. Kısa implant grubu, ister aktive edilmemiş kısa implant grubu olan Model 2 ister aktive edilmiş kısa implant grubu olan Model 3'te vertikal, horizontal ve oblik yüklemelere en yüksek ve en yoğun stres tablosu izlenmektedir. Model 3'de aktive edilen implantların aktive olan uç kısımlarının aynı yaprak yaylarda olduğu gibi potansiyel enerji depoladıkları amaçlı kullanılan aynı bu yaylar gibi davranarak üzerine isabet eden kuvvetin yönüne göre enerjinin sönmülmesi şeklinde de etki edebilecekleri bilinmektedir. Bu sonuçlar ışığında; olguların elverdiği oranda çığneme kuvvetlerinin daha düzenli dağılması ve stres miktarının azaltılması maksadıyla kısa implant sayısını artırarak ve implantların implant üstü protezlerle birbirlerine bağlanmasıyla veya bu durumun elvermediği vakalarda açılı implantların kullanılmasının daha uygun olacağı izlenimi edinilmiştir.

Bilim Kodu : 1003
Anahtar Kelimeler : SESA
Sayfa Adedi : 203
Danışman : Prof.Dr. Gökhan ALPASLAN

INVESTIGATION OF DIFFERENT IMPLANT TREATMENT OPTIONS IN POSTERIOR EDENTULOUS MAXILLA WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Speciality Thesis)

Musa SADIKHOV

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

September 2018

ABSTRACT

In contemporary dental practice short implants have been used very successfully in dental implantology. In present study we used non- activated and activated short implants as an alternative treatment for advanced surgical treatment methods. It is impossible to perform different kinds of treatment options in a short time clinically therefore SESA method has this advantage and it is possible to make different kinds of models by using the physical properties of maxilla in an insiliko model. The following Models have been created in our study: 1) Model 1 control group, 2) Model 2 The unactivated short implant group, 3) Model 3 Activated short implant group, 4) Model 4 SFA applied group, 5) Model 5 angled implant group. Following the creation of mathematical modelling by SESA method, vertical, horizontal and oblique direction force were rehabilitated with porcelain crown and bridge work on two implants (P1-M1). When we considered the stress values on both bone and implant material, which were examined as Model 4 in SFA group, it was clearly observed that similar results were observed in the control group, Model 1, and these results are thought to be more successful in the light of these results. In Model 5, implants applied at 30 degrees to the first molar region from the second premolar region were subjected to different directions of force application. These results obtained in Model 5 were close to Model 1, ie the control group, and acceptable results were observed. The results we have achieved in this group have shown that it is one of the more successful implementations than Model 2 and Model 3. Model 2 (Non activated) and Model 3 (activated) had the highest and most intense stress table in vertical, horizontal and oblique loads. Expanded apical part of implant in Model 3 acts as the same as leaf shaped springs used to store potential energy, and can also act as damping of energy relative to the direction of the corresponding force As a result the impression was that it would be more appropriate to increase the number of short implants and to connect the implants to each other with implant-supported prostheses or to use angled implants in cases where this is not the case, in order to distribute more regularly the chewing force

Bilim Kodu : 1003
Anahtar Kelimeler : SESA
Sayfa Adedi : 203
Danışman : Prof.Dr. Gökhan ALPASLAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde mesleki beceri ve yeteneklerimi geliştirmemde bilgi ve deneyimleri ile bana ışık tutan ve yolumu aydınlatan, uzmanlık tez sürecimin her aşamasında yapıcı eleştirileri ile hep yanımda olan, değerli fikirlerinden yararlandığım, öğrencisi olmaktan ve birlikte çalışmaktan her zaman onur ve mutluluk duyduğum çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bütün bilgi birikimlerini benimle paylaşan ve manevi desteğini hep yanımda hissettiğim Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.B.D. Öğretim Üyesi Prof. DR . Cansu ALPASLAN'a

Tez çalışmam esnasında önerileri ve bilimsel desteği ile bana yardımcı olan Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.B.D. Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK'e

Uzmanlık eğitimim boyunca çok şey öğrendiğim, bana olan desteklerini ve sevgilerini hep hissettiğim Prof. Dr. Sevil KAHRAMAN, Prof. Dr. Mustafa Sancar ATAÇ ve Doç.Dr.Süleyman BOZKAYA'a

Mesleki bilgi ve birikimimi geliştirmemde tecrübeleri ve bilgilerini esirgemeyen Prof. Dr. Z. Ergun YÜCEL ve Prof. Dr. Ertan DELİLBAŞI olmak üzere tüm kıymetli anabilim dalı hocalarıma,

Bilgi ve becerilerini esirgmeden benimle paylaşan, bana ilk ameliyatımı yaptıran Uzman Dr. Elmir Seyidli başta olmak üzere,Uzman.Dr Mehmet Emin Toprak, Uzman Dr.Şerif Rzayev , Uzman.Dt.Anıl Seçkin'e,

Destek ve sevgilerini her zaman hissettiğim sevgili arkadaşlarım Dt Elshan Muradov, Dt Ahmet CANBOLAT, Dt. Hümeyra YAZAR, Dt. Barış Kipritoğlu,Dt Bedreddin Cavlı,Dt Abdulgafur Alzamoo,Dt. Mert GÜNDOĞDU başta olmak üzere tüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında maddi ve manevi katkılarıyla, sabır ve anlayışlarıyla bana katlanan hayattaki başarılarımın gerçek mimarları olan sevgili Babam Dt. Sadraddin Sadikhov, annem Firangiz Sadikhova 'ya Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kemik.....	5
2.1.1. Kemik embriyolojisi, anatomisi, fizyolojisi ve histolojisi	5
2.1.2. Maksilla.....	15
2.1.3. Alveoler kemik yapısı	18
2.2. Maksiller Sinüs.....	24
2.2.1. Maksiller sinüs embriyolojisi ve gelişimi	24
2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi.....	25
2.3. Dental Implantoloji	29
2.3.1. Dental implantolojinin tarihçesi ve gelişimi	29
2.3.2. İdeal bir implant materyalinde bulunması gereken özellikler.....	31
2.3.3. Dental implant tipleri	31
2.3.4. İmplant uzunluğu	36
2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri	38
2.4.1. Lateral pencere yaklaşımı	39
2.4.2. Greftleme ürünleri.....	46

Sayda

2.4.3. Postoperativ hasta talimatları	48
2.4.4. Sinüs augmentasyonu işlemine alternatif tedavi seçenekleri	53
2.4.5. Dental implant ve sinüs augmentasyon komplikasyonları	71
2.4.6. Sonlu elemanlar analizinin temel kavramları ve diş hekimliğinde uygulaması	83
2.4.7. Sonlu eleman analizi süreci	86
2.4.8. Dental implantolojide sonlu eleman analizi ile yapılmış çalışmalar	92
3. GEREÇ VE YÖNTEM	97
3.1. İmplantların ve Üst yapıların Modellenmesi	97
3.2. Protetik Kronların Modellerinin Oluşturulması	98
3.3. Posterior Maksillanın ve Cavum Highmore'nin Modellenmesi	99
3.4. Sonlu Eleman Stresi Analizi için 3D Modellerin Oluşturulması	99
3.5. Matematiksel Olarak Modellerin Oluşturulması	105
3.5.1. Sonlu eleman analizi sisteminin birleştirilmesi	106
3.5.2. Gerçekleşen yükleme koşulları	109
3.5.3. SESA ile program üzerinde sonuçların edinilmesi	110
4. BULGULAR	113
4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri	113
4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri	132
4.2.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri	132
4.3. Horizontal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri ..	142
4.3.1. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tip stres (Pmax Spongioz).	143
4.4. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Gerilim Tip Stres Değerleri	149
4.4.1. Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri (Pmax Spongioz)	150

Sayda

4.5. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Sıkışma Tip Stres Değerleri.....	153
4.5.1. Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan stres değerleri.....	154
5. TARTIŞMA.....	167
6. SONUÇ.....	179
KAYNAKLAR.....	181
ÖZGEÇMİŞ.....	203



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1.1. Vertikal interark yetersizlikte cerrahi ve restorativ tedavi seçenekleri	3
Çizelge 2.1. İmplant osteotomisi yapılmış alanda hemoraji tedavi yöntemleri	73
Çizelge 2.2. Sinir hasarlarının klassifikasyonu.....	74
Çizelge 2.3. CTX değerleri ve riskleri	81
Çizelge 2.4. Mevcut kullanımdaki farklı bifosfonat türleri	82
Çizelge 2.5. BRONJ evresi ve tedavi stratejisi	83
Çizelge 2.6. Dental yapılar ve malzemelerin ideal fiziksel özellikleri	87
Çizelge 3.1. Standard elastikiyet ve poisson oranları	108
Çizelge 3.2. Kadın ve erkek için vertikal kuvvetler (Nyuton olarak).....	109
Çizelge 4.1. Model 1’de oluşan gerilim tip stres Pmax ve sıkışma tip gerilim Pmin ve Von Misses değerleri verilmiştir (Vertikal yönde kuvvet uygulanması)	114
Çizelge 4.2. Model 1’de oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve implant materaylinde Von Misses değerleri	115
Çizelge 4.3. Model 1’de horizontal kuvvet uygulanması sonucu Pmax kortikal, spongioz, pmin kortikal, spongioz ve implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri.....	116
Çizelge 4.4. Model 2’de vertikal kuvvet uygulanması sonucu Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses implant stres değerlerinin tablosal değerleri	118
Çizelge 4.5. Model 2’de oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	119
Çizelge 4.6. Model 2’de horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve implantda oluşan Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	120
Çizelge 4.7. Model 3’te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses (implant) streslerinin tablosal değerleri	121

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.8. Model 3'te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri	122
Çizelge 4.9. Model 3'te horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	123
Çizelge 4.10. Model 4'te vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	124
Çizelge 4.11. Model 4'te horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	125
Çizelge 4.12. Model 4'te oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	126
Çizelge 4.13. Sinüs augmentasyonu işlemi yapılmış olan Model 4'te vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu greft malzemesinde oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değeri.....	128
Çizelge 4.14. Model 5'te vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	129
Çizelge 4.15. Model 5'te horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	130
Çizelge 4.16. Model 5'te oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri.....	131
Çizelge 4.17. Vertikal yükleme yapıldığı zaman, tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax kortikal) miktarının tablosal değerleri	132
Çizelge 4.18. Spongioz kemikte vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme tipi streslerin tablosal değeri	134
Çizelge 4.19. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin tablosal değerleri (Pmin kortikal)	136

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.20. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerlerinin tablosal değerleri	137
Çizelge 4.21. Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implant materyalinde kuvvet uygulanması zamanı farklı modellerde farklı uygulanan implantlarda oluşan streslerin tablosal değerleri	138
Çizelge 4.22. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tip streslerin (Pmax kortikal) tablosal değerleri	142
Çizelge 4.23. Horizontal yükleme yapılırken tüm implant uygulanmış olan modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan (Pmax spongioz) gerilme tipi stres değerlerinin tablosal değerleri	144
Çizelge 4.24. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin (Pmin kortikal) tablosal değerleri.....	145
Çizelge 4.25. Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres (Pmin spongioz) değerlerinin tablosal değerleri.....	146
Çizelge 4.26. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri.....	148
Çizelge 4.27. Oblik kuvvet uygulanması sonucu gerilim tip streslerin tablosal değerleri.....	149
Çizelge 4.28. Oblik kuvvet sonucu oluşan Pmax spongioz stresinin tablosal değerleri.....	151
Çizelge 4.29. Oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerin tablosal değerleri	152
Çizelge 4.30. Oblik kuvvet sonucu spongioz kemikte sıkışma tip streslerin tablosal değerleri	154
Çizelge 4.31. Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalindeki stresin tablosal değeri.....	155
Çizelge 4.32. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip streslerin tablosal değerleri.....	157
Çizelge 4.33. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri	158
Çizelge 4.34. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin tablosal değerleri	160

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.35. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin tablosal değerleri	161
Çizelge 4.36. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerlerinin tablosal değerleri.....	162
Çizelge 4.37. Kuvvet uygulanması sonucu greft materyalinde oluşan gerilim tip stresin (Pmax greft) tablosal değerleri.....	163
Çizelge 4.38. Farklı yön kuvvet uygulanması sonucu greft materyalinde oluşan sıkışma tip stres değerlerinin tablosal değerleri	164



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. Farklı sinüs augmentasyonu yaklaşımları	4
Şekil 2.1. Kemik hücrelerinin differinsasyonu.....	7
Şekil 2.2. Kemik Biyolojisi.	8
Şekil 2.3. İntramembranöz kemikleşme aşamaları(Mcgraw, Hill Companies).....	11
Şekil 2.4. Endokondral kemikleşme görselleri (Pearson Education 2006)	12
Şekil 2.5. Çene kemiklerinde rezorpsiyon sürecini göstermektedir (28)	18
Şekil 2.6. Cawood ve Howelle göre alveoler kretlerin klasifikasyonu	21
Şekil 2.7. Lekholm ve Zarb sınıflandırılması.....	22
Şekil 2.8. Mishin kemiğin makroskopik karakterine göre sınıflaması.....	23
Şekil 2.9. Maksillar sinüs (Cavum Highmore).....	24
Şekil 2.10. Doğal ostiyum (MO) unsinat process (U) ile ethmoid bulla(B) arasında lokalizedir. (1)	25
Şekil 2.11. Schenederian membran mikroskopik olarak	26
Şekil 2.12. Maksillar sinüsün kan teminatı (1)	28
Şekil 2.13. Subperiostal implant	32
Şekil 2.14. Transosteal implantlar	33
Şekil 2.15. Endosteal implantlar	33
Şekil 2.16. Dental implant geometrisi.....	37
Şekil 2.17. Dental implant yiv geometrisi	38
Şekil 2.18. Lateral yaklaşımli sinüs lift	40
Şekil 2.19. Kapalı sinüs lift tekniği.....	41
Şekil 2.20. Lozardanin Dentium Advanced Sinüs Kit.....	42
Şekil 2.21. Sinüs augmentasyon komplikasyonlarının grafisi	51
Şekil 2.22. Bilateral olark maksiller ve etmoid sinüsün enfeksiyon durumu ve osteomun kapalı olması görülmektedir. (Hastada zigomatik implant tedavisi öncesi FES yapılması uygun görülmüştür.).....	54

Şekil	Sayfa
Şekil 2.23. Ekstrasinüsal zigomatik implant uygulaması	55
Şekil 2.24. Bedrossinin tedavi protokolu grafisi.....	57
Şekil 2.25. Yukarıda Type, 0 Zigomanın anatomy rehberlik yaklaşımı.....	58
Şekil 2.26. Yukarıda Type 1 Zigomanın anatomy rehberlik yaklaşımı.....	59
Şekil 2.27. Yukarıda Type 2 zigoma anatomi rehberlik yaklaşımı.....	59
Şekil 2.28. Yukarıda Type 3 zigoma anatomi rehberlik yaklaşımı.....	60
Şekil 2.29. Yukarıda Type 4 zigoma anatomi rehberlik yaklaşımı.....	60
Şekil 2.30. All-on-four tekniği ile tedavi edilmiş olan hastanın 1 yıllık takip sonrası röntgen filmi.....	63
Şekil 2. 31. Sonlu Eleman analiz yöntemi.	64
Şekil 2. 32. İmplant kortikal kemik	64
Şekil 2.33. 5 ve 7 mm implantlar kapalı sinüs lift tekniği	65
Şekil 2.34. Pterigoid implant şematığı.....	68
Şekil 2.35. A, P mesafesi 1 sm veya fazla	70
Şekil 2.36. Distal kantileverli protetik yapı	70
Şekil 2.37. Anterior mandibulaya İmplant uygulaması sonrası oluşan şiddetli hematom	72
Şekil 2.38. İmplant uygulaması sonrası anterior mandibulada oluşan ekimozis hikayesi.....	72
Şekil 2.39. Bu şekilde sublingual ve submental arterlerin lokalizasyonu	73
Şekil 2.40. İmplant gönderildikten sonra alveolar kanala basınç uygulanması.....	75
Şekil 2.41. Malpoze implant ve hasar görmüş komşu diş.....	77
Şekil 2.42. Komşu diş baskı uygulayan Malpoze implant.....	77
Şekil 2.43. Yönlendirilmiş doku dejenerasyonu sonrası yara dudaklarının açılması	79
Şekil 2.44. İmplant uygulanması sonrası flap dehisensi	79
Şekil 2.45. Yara bölgesinin yeniden sütürlenmesi	80
Şekil 2.46. Akış şeması 1: sonlu eleman analizinin safhaları	88
Şekil 2.47. Gerilme tipleri.....	91

Şekil	Sayfa
Şekil 2.48. Mohr Çemberi.....	92
Şekil 3.1. Farklılığı olan Dentack implant sistemi	98
Şekil 3.2. Model 1	101
Şekil 3.3. Model 2	102
Şekil 3.4. Model 3	103
Şekil 3.5. Model: 6.8 4 (Lateral STYO grubu).....	104
Şekil 3.6. Model 5 (Açılı implant grubu ve çizilmiş olan implant).....	105
Şekil 3.7. Dikdörtgen şeklindeki eleman.....	106
Şekil 3.8. (Horizontal, oblik ve vertikal kuvvet yönleri).....	110
Şekil 4.1. Model 1’de vertikal yüklemde oluşan kortikal, spongioz ve implant materyalinde oluşan stresler (Pmax (kortikal, spongioz), pmin kortikalispongioz) ve Von Misses implant)	114
Şekil 4.2. Model 1’de oblik olarak kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax kortikal, spongioz(Mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve Von Misses stres değeri (implant şekli)	115
Şekil 4.3. Model 1’de horizontal yönde kuvvet oluşması sonucu oluşan stresler. Pmax kortikal, spongioz (mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve Von Misses değeri (İmplant şekli)	116
Şekil 4.4. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu Pmax kortikal, spongioz (mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve Von Misses değeri (İmplant)	117
Şekil 4.5. Model 2’de oblik kuvvet uygulanması sonucu Pmax kortikal, spongioz (mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve implant materyalinde Von Misses stresi	118
Şekil 4.6. Model 2’de horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (mavi) (kortikal, spongioz), Pmin (sarı) (Kortikal, spongioz) ve Von Misses değerlerinin (implant).....	119
Şekil 4.7. Model 3’te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı	121
Şekil 4.8. Model 3’te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı.	122

Şekil	Sayfa
Şekil 4.9. Model 3'te horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı.....	123
Şekil 4.10. Model 4'te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı	125
Şekil 4.11. Model 4'te horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı.....	126
Şekil 4.12. Model 4'te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı	127
Şekil 4.13. Model 5'te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı	129
Şekil 4.14. Model 5'te horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı.....	130
Şekil 4.15. Model 5'te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı	131
Şekil 4.16. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax değerleri (Model 1, Model 5)	132
Şekil 4.17. Vertikal kuvvet uygulanması soncu spongioz kemikte oluşan Pmax (spongioz) grafiksel değerleri.....	134
Şekil 4.18. Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan (Pmin kortikal) sıkışma tipi stres değerleri.....	135
Şekil 4.19. Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin spongioz) değerleri grafiksel oranları	137
Şekil 4.20. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı implant materyalinde oluşan stres değerlerinin grafiksel değerleri (Von Misses).....	138
Şekil 4.21. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu modellerdeki Pmax stres değerlerinin grafiksel oranları	142

Şekil	Sayfa
Şekil 4.22. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan streslerin tablosal değerleri (Pmax kortikal)	142
Şekil 4.23. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri (Pmax spongioz)	143
Şekil 4.24. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları.....	145
Şekil 4.25. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip streslerin grafiksel oranları	146
Şekil 4.26. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri	147
Şekil 4.27. Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip stres değerlerinin grafiksel oranları.....	149
Şekil 4.28. Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değer oranları	150
Şekil 4.29. Oblik kuvvet sonucu sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları	152
Şekil 4.30. Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip streslerin grafiksel oranları.....	153
Şekil 4.31. Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalindeki stresin grafiksel oranı.....	155
Şekil 4.32. Farklı tür kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax kortikalın grafiksel değerleri.....	157
Şekil 4.33. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip streslerin grafiksel oranları (Pmax spongioz) ...	158
Şekil 4.34. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları	159
Şekil 4.35. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranı	161
Şekil 4.36. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalindeki Von Misses stres değerlerinin grafiksel oranları.....	162
Şekil 4.37. Farklı kuvvet uygulanması sonucu greft materyalindeki gerilim tip stres dağılımı.....	163
Şekil 4.38. Uygulanan greft materyalindeki stresin dağılım fotoğrafı.....	164
Şekil 4.39. STYO yapılmış olan Model 4'te implant materyalinde oluşan stres dağılımı.....	165

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
Ti-6Al-4V	Titanyum Alaşımı
Mm	Milimetre
Pa	Paskal ($1\text{pa} = \text{N}/\text{M}^2$)
Mpa	Megapaskal ($1\text{mpa} = 10^3 \text{ Pa}$)
$\Sigma 1$	Maksimum Asal Stres
$\Sigma 2$	Intermediate Asal Stres
$\Sigma 3$	Minimum Asal Stres
N	Newton ($1\text{n} = 0.1\text{kg}$)
F	Kuvvet
E	Elastiklik Katsayısı
V	Poisson Oranı
Cm³	Santimetreküp (Hacim Birimi)
A₀	Kuvvetin uygulandığı birim alan
ΔL	Cismin değişen uzunluğu
L₀	Cismin başlangıç uzunluğu

Kısaltmalar	Açıklama
2D	İki Boyutlu
3D	Üç Boyutlu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design, Bilgisayar Destekli Tasarım
P_{max}	Maksimum Asal Stres
P_{min}	Minimum Asal Stres
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
STYO	Sinüs Tabanı Yükseltilmesi Operasyonu

1. GİRİŞ

Günümüzde dişhekimleri sık sık çözmek zorunda oldukları klinik durumlarla karşı karşıya kalmaktadırlar. Bu klinik zorluklar aşılabildiği oranda tıbbi açıdan başarılı bir şekilde iyi hekimlik uygulamalarının yapıldığı ve hasta memnuniyetinin sağlanabildiği düşünülmektedir.

Bu zorluklardan birisi de posterior dişsizlik olgularıdır. Bu tür vakalarda geleneksel protetik tedaviler başarıyla uygulanmakla birlikte hasta memnuniyeti arzu edilen seviyede olmayabilmektedir. İmplant destekli protetik tedaviler hasta memnuniyeti açısından daha tatminkar sonuçlar vermekle birlikte bu yöntemi de sınırlayan ve güçleştiren durumların varlığı bilinmektedir. En çok karşılaşılan durumlardan birisi maksiller sinüsün pnömotizasyonu sonucunda dental implantın yerleştirileceği kemik miktarındaki azalmadır. Bu durumu çözmek üzere tarif edilmiş cerrahi teknikler bulunmaktadır. Sinüs tabanı yükseltme operasyonu (STYO) bunlardan en çok uygulananlarından birisidir. Ancak STYO’unda kendine has zorlukları, kısıtlamaları ve olası komplikasyonlarının bulunduğu aşıkardır.

Güncel literatürde kısa dental implantların (KDİ) kullanımıyla ilgili olarak yayınlanmış pek çok çalışma bulunmaktadır. KDİ’lerin uygulanmasıyla pek çok cerrahi zorluğun aşılabildiği, daha ileri cerrahi uygulamalardan uzak durulabildiği ve KDİ’lerin kullanılmasıyla zorluklardan kaçınılabildiği kadar komplikasyonlarında daha az ortaya çıktığından bahsedilmektedir.

Bilindiği gibi boyu 8 mm’nin altında olan implantlara KDİ adı verilmektedir ve bunlar üreticiler tarafından türlü yüzey, yiv ve omuz yapısında imal edilmekte ve klinisyenlerce başarıyla uygulanmaktadırlar. Bu KDİ’lerin bir modifikasyonu kemiğe yerleştirildikten sonra implantın uç kısmının bir aktivasyon işlemi sonrasında genişletilerek implantın mekanik tutuculuğunun, hacminin ve yüzeyinin artırıldığı bir implant tasarımıdır. Çeşitli araştırmalar ve üretici bu implant tasarımında boyun ve apeks bölgelerinde stres dağılımının daha düzenli olduğunu ileri sürmektedir.

KDİ’lar kullanılarak yetersiz kemik varlığında ilave cerrahi işlemlere gerek kalmayabileceği bilinmektedir. Çalışmamızda maksiller sinüsün pnömotizasyonu sonucunda posterior maksillada 6 mm kemik bulunduğu varsayılan modelde ileri cerrahi yöntemlerden örneğin STYO’nundan kaçınmak amacıyla yerleştirilen aktive edilmiş ve edilmemiş KDİ’lara isabet eden vertikal, horizontal ve oblik kuvvetlerin matematiksel modelleme yöntemleri ile bilgisayar ortamına taşınarak Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) ile incelenmesi amaçlanmıştır

Günümüzde daha çok dental implant tedavisinde, posterior maksiller dişsiz hastalarda yeteri kadar kemik hacmi ve maksiller sinüs ile alveoler kret tepesinde yeteri kadar kemik yüksekliği bulunmamaktadır ve bu implantın primer stabilitesini azaltarak implantın başarı oranını düşürmektedir.(1) Genel olarak maksiller sinüs tüm kendi varyasyonları ve anomalileri ile konfigürasyonu ve potansiyel patolojileri ile hep oral cerrahların ilgi alanında olmuştur. Geçmiş son 30 yılda cerrahlar girişimsel sinüs cerrahisi ile alakadar farklı tedavi metot ve protokolleri geliştirmiştir, bunlar, Şnayderyan membranının eleve edilmesi ve farklı tür greftleme malzemelerinin sinüs membranı ile sinüs tabanına arasındaki boşluğa eklenmesi şeklinde olmuştur. Ek olarak greftleme malzemelerine osseointegrasyonu güçlendirmek, yeni kemik hücrelerinin oluşmasını stimule etmek için kan komponentlerinin ve rekombinat büyüme faktörlerinin eklenmesi de uygun görülmüştür. Tüm bu cerrahi prosedürleri yapmakta amaç eleve edilmiş Şnayderyan membranı ile sinüs tabanı arasındaki boşlukta yeni kemik formasyonu ve bununla birlikte o alana uygulanacak olan implantın kemiksel desteğinin, primer stabilitesinin artırılmasıdır.(1)

Sinüs yükseltmesinin iki temel cerrahi yaklaşımı vardır bunlar (şekil 1.1) lateral pencere yaklaşımı ve transalveoler kret yaklaşımı olmaktadır. (2, 3) Maksiller sinüs tabanı ile sinüs membranı arasındaki oluşan boşluğun yeni kemik formasyonu için faydalı olduğu öğrenilmiştir. Maksiller sinüsün eleve edilmesi işlemi ilk olarak 1977’de Tatum tarafından otojen iliac grefti kullanılarak gerçekleştirilmiştir; ancak ikinci cerrahi alandan greft malzemesinin edinilmesinin hasta konforunu düşürüp ve postoperatif hasta morbiditesini artırdığı için günümüzde farklı greft ürünleri bulunmaktadır, bunlar, allogreftler, xenogreftler, alloplastik ve doku mühendisliği malzemeleri kullanmaktadır. (45)

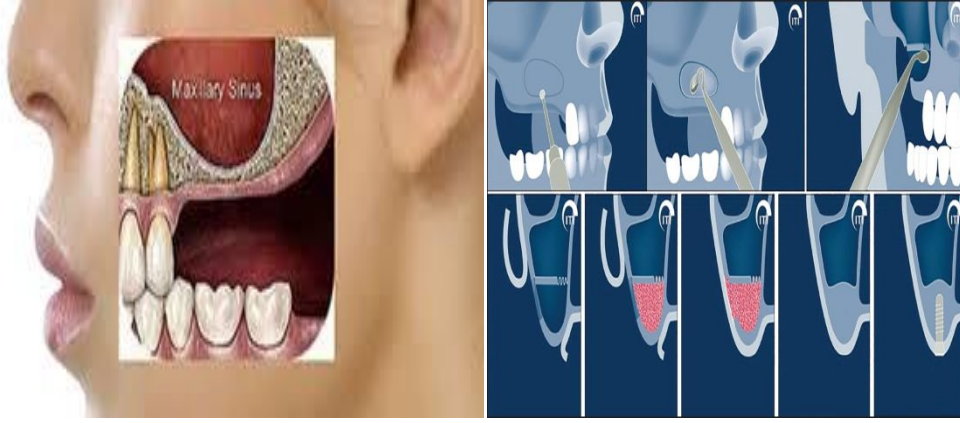
Lateral pencere cerrahi prosedürü hala nispeten duyarlı tekniktir. (Şekil 1.1) Transalveoler yaklaşımın lateral pencere yaklaşımına göre daha konservatif ve daha az invaziv teknik olduğu düşünülmektedir. Transalveoler tekniğin asıl konsepti farklı çeşitlerde osteotomlar kullanılarak dikey yönde elle vurma kuvveti ile yeşil çubuk kırığı oluşturmaktır. (6) (Şekil 1.1)

Osteotomun yukarı yönde intruziyonu bir çadır oluşturmak için sinüs zarını bir kılavuz çekme hareketi ile yukarı yönde yükseltir. Kemik greft materyalleri, kan pıhtısı ve dental implantlar çadır alanına osteotomi açıklığı içinden gönderilebilir. Osteotomi tekniği bazı

vakalarda etkilidir ve en hassas tarafı, sinüs tabanının kortikal kemiğini aşmak için yeteri ve kontrollü vurma kuvveti uygulanmasıdır ve bu da osteotom ucunun Schneiderian zarını travmatize etmesini önleyecektir. (78) Sinüs zarı perforasyon oranını en aza indirmek için bir piezzo cerrahi aleti, balon tekniği ve ya hidrostatik basınç kaynağı kullanılarak minimize edile bilmektedir.(910) Bugün diş hekimleri implantları tedavi seçenekleri olarak kullanabilir, uygulayıcı hasta için ideal bir tedavi seçeneği seçmek için çeşitli sinüs kaldırma cerrahi tekniğini bilmelidir. İmplant tedavisinin başarısı sadece sinüs yükselmesinin başarısı ve bir implantın entegrasyonu üzerine değil aynı zamanda implantların fonksiyon, sağlık ve estetiklerinin de başarılı olması istenmektedir. (11) Başarılı cerrahi, restorativ ve estetik sonuçlar elde etmek için diş alveol kemik sırtının hacmi ve boyutları değerlendirmekten ziyade interarch ilişkide göz önünde tutulmalıdır.(12) (Şekil 1.1 Çizelge 1.1)

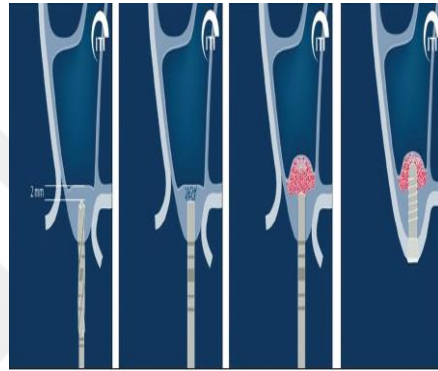
Çizelge 1.1. Vertikal interark yetersizlikte cerrahi ve restorativ tedavi seçenekleri (1)

Her bir sınıflama için tedavi seçeneklerin	• Sınıf 2 İnterark yetersizlik • (Vertikal yetersizlik)	
Cerrahi tedavi seçenekleri	• Sert doku augmentasyonu • Yumuşak doku augmentasyonu • Orthognatik cerrahi	x x x
Restorativ tedavi seçenekleri	• Pembe porselen/Pembe materyal • Dikey boyutu değişimi	x x



(a) *Pneumatize sinüs*

(b) *Lateral pencere yaklaşımı*



c) *Transalveoler yaklaşım*

Şekil 1.1. Farklı sinüs augmentasyonu yaklaşımları

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemik sertliğini içinde bulunan minerallerden alan ve vücutta çok fazla alanda bulunan, diğer sert dokulardan farklı olarak damar bakımından zengin bir bağ dokusu çeşididir. Yeni doğan bir bebek iskeleti sistemi 270'e yakın kemikten oluşurken, yetişkin bir insanda aynı sistem 206 adet kemikten oluşmaktadır.(13)

1. Kemik dokusunun görevleri arasında (13) :
1. Vücudun yumuşak dokularını taşımak ve destek fonksiyonunu sağlamak,
2. Vücudun tümünü ve ayrı, ayrı kısımlarının hareketliliğini sağlamak,
3. Dokulara ve eklemlere destek olmak,
4. Farklı boşluklardaki organ ve hassas dokuları korumak,
5. Vücutta yeni kan hücrelerinin üretilmesi için sorumlu kemik iliğini barındırmak,
6. Depo fonksiyonu görerek Kalsiyum, fosfor, sodyum, magnezyum gibi mineralleri depolamak.

2.1.1. Kemik embriyolojisi, anatomisi, fizyolojisi ve histolojisi

Kemiğin genel yapısı: Basitçe kemik, kemik hücrelerden, içinde farklı tür kollajen ve proteinlerin bulunduğu ana maddeden ve kemik minerallerinden oluşmaktadır [13].

İnsan vücudunda yer alan 270'e yakın kemiğin yapısı ile şekli, genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Vücutta simetrik olarak yer alan kemikler veya aynı kemiğin birbirine komşu bölgeleri bile fonksiyonel yüklemde değişiklik gösterebilmektedir [13].

Kemiğin enine kesiti incelenirse dış tabakası periost adı verilen fibröz bir kılıfla sarılmış iken iç tabakası endosteum adında ince bir tabaka ile örtülüdür. Bu zar tabakalarının temel işlevleri kemik dokusunun kan damarları vasıtasıyla beslenebilmesi, büyüyebilmesi ve onarımı için gerekli olan kemik hücrelerini sağlamaktır. [13]

Kemik Dokusunun Kimyasal Yapısı: Kemik kimyasal olarak , % 30 organik yapı ve % 70 inorganik matriksi içerir. Organik yapıyı farklı kollajen türevleri ve esas madde olarak iki farklı bileşen oluşturur. [13, (14)]

İnorganik yapı: Kalsiyum ve fosfat içeren hidroksiapatit'in yanı sıra magnezyum, potasyum, klor, demir ve karbonat içerir. Yaşlanmaya bağlı olarak kalsiyum ve karbonat oranı artar, fosfat ve magnezyum oranı ise azalır. [13, (14)]

Organik matriks: Organik matriksi – içerik olarak % 90 oranında tip I kollajen ve % 10 oranında kollajen olmayan proteinler oluşturur. Organik matriks, kemiğin biyokimyasal, yapısal ve mekanik özelliklerini belirleyen bir yapıdır. Yapı olarak kollajen ve esas madde olmak üzere aşağıda iki kısımda incelenecektir. [13, 15]

1. Kollajen;

Kollajen, dokuların anatomik yapılarının bozulmasına karşı direnç göstererek şeklini korumasını sağlayan fibröz bir dokudur ve ekstrasellüler matriksin temel bir proteinidir. İnsanda yer alan total proteinin % 30 'unu, vücut ağırlığının ise % 6'sını kollajen oluşturur. Bu güne kadar 18'den fazla farklı çeşidi tespit edilen kollajenlerin, farklı tür dokudan dokuya değişebileceği gibi aynı doku içerisinde birden fazla tipte bulunabilir.(15, 16)

Dokularda en çok görülen kollajen tipleri şunlardır: [16]

Tip I: Omurga diskleri, tendonlar ve kemikte da bulunur.

Tip II: Kıkırdak dokularında bulunur.

Tip III: Kıkırdaktan (daha az mineralize dokularda) daha yumuşak ve kolay eğilebilen dokularda bulunur.

Tip IV: Bazal membranda daha fazla bulunmaktadır.

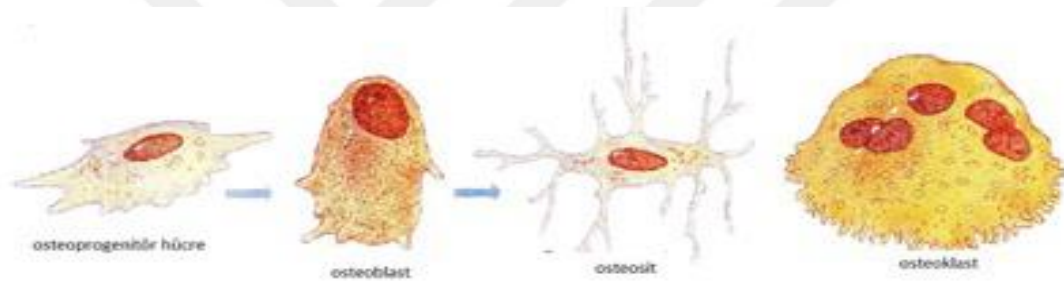
Tip V: Bazal membran, kemik ve kıkırdakta bulunur.

2. Esas madde;

Esas madde, kollajen fibriller ve bunun yanında kemik kristalleri etrafındaki değişik makro moleküllerden oluşur. Farklı çeşitte glikozaminoglikanlar, gliko ve mukoproteinler ile fosfolipidleri içerir. Fosfolipidler, glikozaminoglikanlar, fosfoproteinler özel bir göreve sahiplenmiş olup özellikle kemiğin erken mineralizasyonunda ve kalsiyum tuzlarının, olgunlaşmış kemikte korunmasını sağlar. [16]

Kemik hücreleri;

Kemiğin hücresel komponentlerini, Osteoblastlar, Osteoklastlar, Osteositler ve bu yapıların öncü ana hücreleri olan Osteoprogenitör hücreler oluşturur. [14, (17)]



Şekil 2.1. Kemik hücrelerinin differinsasyonu (www. Studyblue. Com)

Osteoprogenitör hücreler: Osteoprogenitör ana hücreler periosteum, endosteumda ve büyümekte olan kemiklerin epifiz kıkırdaklarında bulunan gerektiğinde proliferativ hale gelen hücrelerdir. Bu hücreler mitoz bölünmeyle çoğaldıktan sonra diğer tip kemik hücrelerine diferensiye olabilirler.[16, 17]

Osteoblastlar: Mezenkimal dokudan köken alan Osteoblastlar, kemiğin belli alanlarında rezorpsiyonda ve kalsifikasyonda görevli, kalsiyum ve fosfat gibi mineral komponentlerinin hücre içine ve dışına akışını düzenleyen kemik oluşturmaktan sorumlu olan hücrelerdir. Mitotik aktivite özellikleri bulunmaz. 20, 30 mm çapında, büyük çekirdekli, hücresel uzantılı, gelişmiş edoplazmatik retikulum ve golgi apareyine sahip, içleri kollajenle dolu salgı kesecikleri içeren kübik şekilli hücreler olmaktadır.[14, 17]

Osteoblastlar yapısal protein olarak, osteokalsin, osteopontin, osteonektin, proteoglikan ve sitokinler, büyüme faktörleri, prostoglandinler ve alkali fosfataz gibi matriks elemanlarını salgırlarlar. [14, 17].

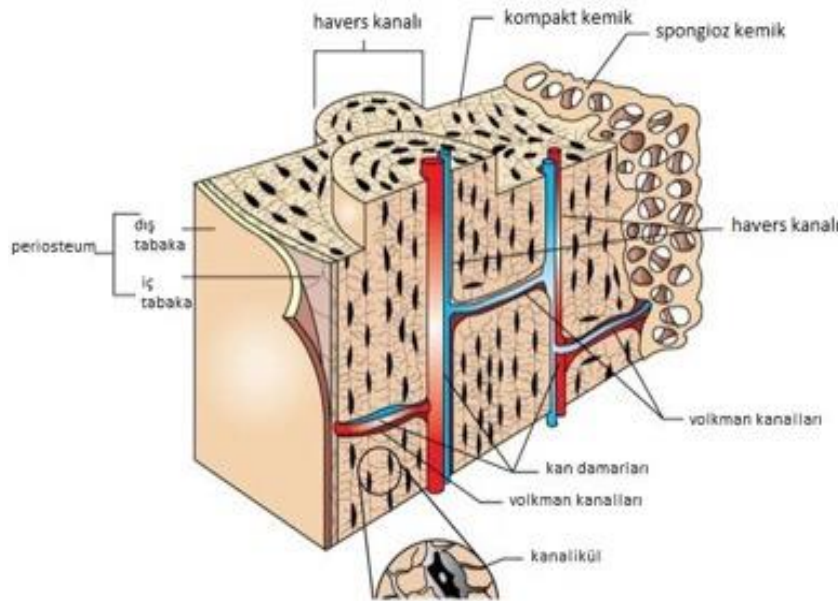
Osteositler: Osteosit, osteoblastların sert matriks içine gömülmesi sonucu oluşmaktadır. Osteositler, hücre metabolizmasında çok önemli rol almaktadır. Doku sıvıları ve matriks arasında madde alışverişi sağlayarak kemik matriksinin yapısal ve metabolik bütünlüğünün devamına yardımcı olurlar. Kemik oluşum hızındaki artışla birlikte Osteosit miktarı da artış gösterir [14, 17, (18)].

Osteoklastlar: Çok çekirdekli hücrelerdir, çapları 20100 mm arasında değişir. Hematopoetik ana kök hücrelerinden kaynaklarını alırlar. Parathormon gibi hormonlar tarafından kontrol edilip en önemli görevi olan kemik rezorbsiyonu sırasında aniden sayıda artış göstermektedir. [14, (1920)]

Kemik tipleri:

Kemik dokusu mikroskopik olarak 2 şekilde incelenmektedir: [14, 17]

- 1- Spongioz (daha az mineralize ve yumuşak),
- 2- kortikal (kompakt kemik ve sert),



Şekil 2.2. Kemik Biyolojisi. (www. Pinterest. Com)

1. Kortikal (Kompakt) kemik:

Kemiğin dış yüzeyini kaplayan ve daha iç kısımdaki trabeküler kemiği saran, lameller ve kompozit yapıdaki kemiklerden oluşan yapılardır. İnsan vücudundaki total kemik miktarının % 85'ini oluştururlar. [14, 17]

Kortikal kemik, kemiğin dış yüzeyinde paralel olarak seyreden silindirik Havers kanallarının bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Silindirik Havers kanalları, Wolkman kanalları adı verilen yan kanallarla birbirine bağlıdırlar ve kemik iliği boşluğu ile periost arasındaki bağlantıyı sağlarlar. Havers kanalları bünyesinde bulunan damar, sinir demetleri nedeniyle besleyici kanallar olarak adlandırılır. [13, 14,(21)]

2. Spongioz (Süngerimsi) kemik:

Kansellöz veya bazen trabeküler kemik olarak da adlandırılan düşük yoğunluklu, yumuşak kemik dokusudur. Kemik trabekülleri birbirleriyle mesafeli bağlantı kurarak süngerimsi kemiği oluşturur. Trabeküller damarsız bir yapıdır ve beslenmesi farklı bir şekilde oluşmaktadır. Spongioz kemiğin trabekülleri arasında birbirleriyle bağlantılı içi kemik iliği ile dolu irili ufaklı boşluklar bulunur ve Spongioz kemiğin kan desteği, beslenmesi, çevresindeki ilik vasıtasıyla olmaktadır.

Spongioz kemik, kolaylıkla kırılabilmektedir ve mekanik etkilere, strese karşı zayıf bir kemiktir. İnsan vücudundaki total kemik miktarının % 15'ini oluşturur. Trabeküler kemik dokusunun yüzey alanının hacmine oranla çok daha fazla olması, bu kemik dokusunun kortikal kemiğe kıyasla metabolik bakımdan daha aktif olduğunu ve yoğunluğunu daha hızlı bir şekilde değiştirebildiğini gösterir. [13, 15, 21]

Kemik dokusunun mikroskobik yapısı:

Kemik dokusu mikroskobik olarak 4 farklı doku tipinden oluşur:

1. Örgü kemik (Woven kemik) :

Çok çabuk oluşması nedeniyle iyileşmede çok önemli rol oynar. İyileşme sırasında oluşan örgü kemikten faz 1 kemik olarak bahsedilir. Örgülü kemikte lameller yapı ve haversian sistemi hiç bulunmamaktadır. Bundan dolayı yumuşaktır, biyomekanik ve stres dayanıklılığı azdır ve uzun süre strese dayanamaz, varlığını sürdürmez. Fazla miktarda strese maruz kaldığında ise hızlı bir şekilde rezorbe olur ve yerini faz 2 kemik olarak adlandırılan daha olgun lameller kemiğe bırakır. [14, 17]

2 Kompozit kemik

Kompozit kemik, örgü kemikten lameller kemiğe geçiş döneminde örgü kemikteki boşlukların yani kafeslerin lameller kemikle dolması ile oluşur. [14, 17]

3 Lameller kemik:

Lameller kemik, vücuttaki en olgun ve sert bir kemiktir, yük taşıyabilen ve en güçlü kemiktir. Bu kemik tipi hız olarak çok yavaş oluşur. Lameller kemik tabaka, tabaka oluşur. [14, 17]

4 Demet kemik (Bundle kemik):

Demet kemik, ligamentler ve tendon bağlantılarının bulunduğu bölgelerde daha çok görülen kemiktir. Ağız bölgesinde periodontal ligament etrafında oluşan kemik tipi demet kemiklere bir örnek verilebilir. [14, 17]

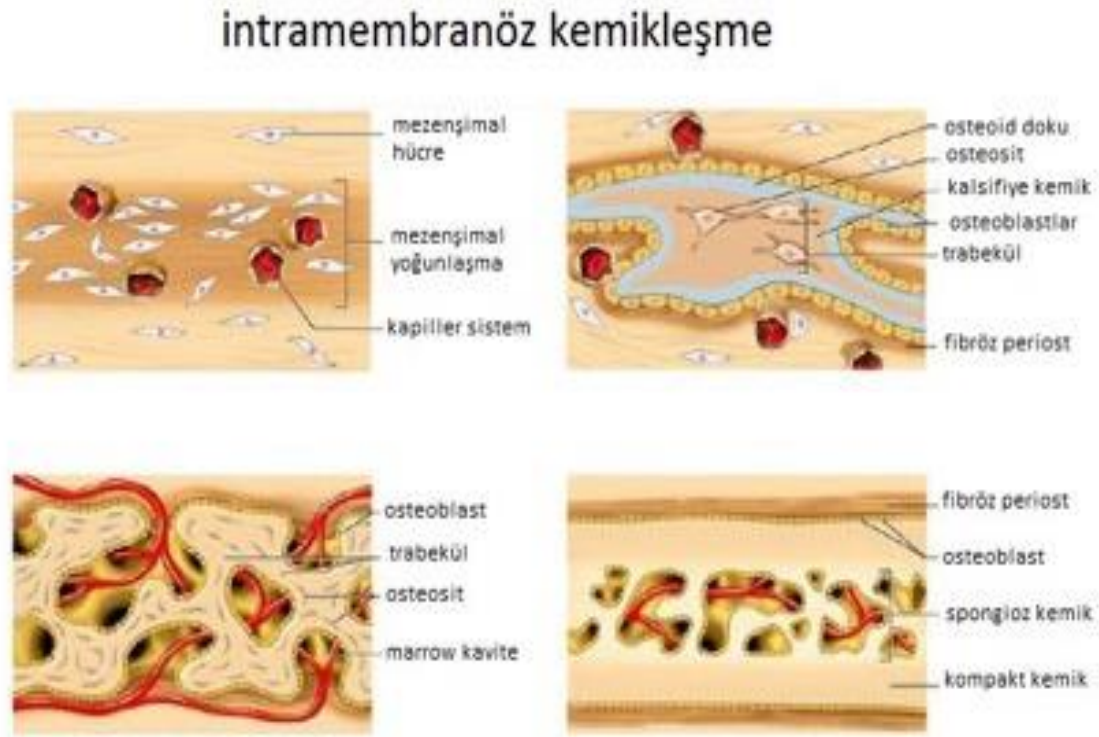
Kemiğin Oluşumu:

Kemikleşmenin tanımlanan iki farklı tür modeli vardır:

1. İntramembranöz kemik oluşumu

Kemik oluşumu ilkel konnektif dokudan meydana geldiğinde isim olarak ‘intramembranöz kemikleşme’ denir. Pek çok yassı kemiğin, frontal kemik, parietal kemik, oksipital kemik, temporal kemik ve mandibulanın bir kısmı oluşumundan sorumlu olan intramembranöz

kemikleşme, adını mezenkimal doku yoğunlaşmaları içinde oluşması nedeniyle almıştır. [13, 17, (22)] İntramembranöz kemikleşme ilave olarak kısa kemiklerin büyümesinde ve uzun kemiklerin kalınlaşmasında, olgunlaşmasında rolü vardır. [17]

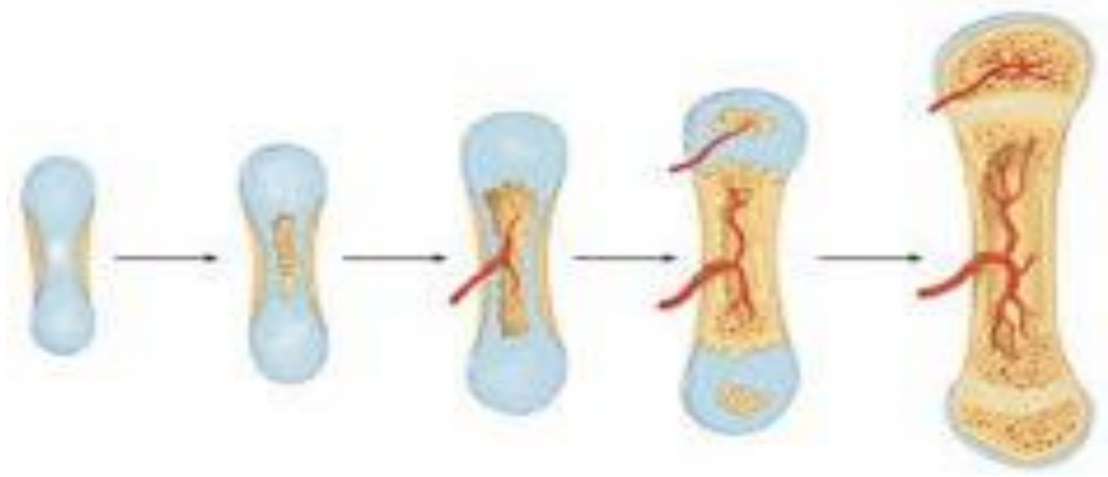


Şekil 2.3. İntramembranöz kemikleşme aşamaları(Mcgraw, Hill Companies)

2. Endokondral kemik oluşumu:

Bir kemiğin daha önce var olan kıkırdak yapısından oluşmasına ‘endokondral kemikleşme’ denmektedir. Endokondral kemikleşme, meydana getirilecek kemiğin şekline benzeyen hyalin kıkırdaktan oluşmuş bir model içinde oluşmaktadır. [13, 22]

Bu tür kemikleşme şekli kısa ve uzun kemiklerin şekillenmesinden sorumlu tutulmaktadır. [13]



Şekil 2.4. Endokondral kemikleşme görselleri (Pearson Education 2006)

Kemiğin Büyüme ve Gelişiminin Evreleri:

İnsan vücudunun aktif çalışan bölgelerinde osteoblastlar sürekli kemik yapımına yani apoziyona katkıda bulunurken osteoklastlar da diğer taraftan rezorpsiyona neden olurlar.

Kemiğin büyüme ve gelişmesinde 2 farklı tür süreç vardır [17, 21] :

1. Modelling (Şekillenme).
2. Remodelling (Yeniden Şekillenme).

1. Kemik Modelasyonu (Şekillenmesi):

Kemik modelasyonu, genellikle rezorpsiyon ve kemik yapımı mekanizmalarıyla kemik yüzeyine daha fazla kemik dokusu eklenmesi ya da var olan kemik dokusunun rezorbe olarak azalması şeklinde tanımlanabilir. Kemik modelasyonu, kemiğin hem şekil hem de boyutunu değiştirebilir. Bu durum kemik hücrelerinin yani osteoblastlar ile osteoklastların birbirleri ile ilişkili olmadığı bağımsız bir süreçtir. Bu durumda kemiğin bir alanında rezorpsiyon, diğer farklı bir alanında birikim olur.

Kemik modelasyonu mekanik faktörler ile de yönlendirilebilir. Örneğin ortodontik hareketlerde kuvvet uygulanan tarafta dış yüzeyindeki kemikte rezorpsiyon, dışın diğer tarafındaki kemikte apoziyon oluşur. Böylece dış ve kemik tek ünite olarak hareket etmektedir. [14, 17, (18)]

2. Kemik Remodelasyonu (Yeniden şekillenme):

Kemik remodelasyonu, örgü kemiğin ya dayasla kalitesi azalan bir kemiğin önce rezorbe olması daha sonra aynı bölgede lamellar yapıda yeni kemik oluşmasına yeniden şekillendirme olarak tanımlanmaktadır. Kemik remodelasyonu, osteoblastlar ve osteoklastların birbiriyle eks ilişkili ve ardışık hareketleri sonucu oluşmaktadır. Yeniden şekillendirme, genellikle mevcut durumu ve kemiğin yapısını veya boyutunu değiştirmeden olur. [14, 17, 18]

Yeniden şekillenmede kemiğin bir kısmı rezorbe edilir ve yerine yeni kemik dokusu yapılır. Kemik modülasyonundan farkı, kemik remodelasyonu ömür boyu devam eder ve kemiğin kalitesini etkiler.(23)

Kemik modelasyonu yara iyileşmesi yani rejenerasyon sırasında da meydana gelmektedir. Kemik remodelasyonundan farkı sadece rezorpsiyon durumunun olmamasıdır. Ayrıca kemik modelasyonu, kemik iyileşmesi, greftleme ve osseointegrasyon gibi durumlar büyüme faktörleri tarafından yönlendirilmektedir. (24, 25)

Kemik Defektlerinin İyileşme Mekanizması

Kemik dokusunda bir hasar meydana geldiği zaman, hasar bölgesine yakın yumuşak dokuda ve kemik içinde kanama olur. Hasar bölgesi kanla dolar, bu kanın pıhtılaşp organize olması ile kemik iyileşmesi başlamış olur. [21, (26)]

İltihap Safhası: Bu evrede çevre damarların hasarına bağlı olarak defekt alanı kanla dolar. Defekt bölgesinde oksijen bulunmadığı için hipoksiktir ve asidik pH'ya sahiptir. Bu alanda lizozomal enzimler salgılanarak, osteojenik aktiviteyi bozmaktadır ve doku nekrozuna neden olmaktadır. Defekt bölgesine mast hücreleri, polimorf çekirdekli lökositler ve makrofajlar göç etmektedir. İlave olarak yara iyileşmesinde salgılanan bazı mediatörler reparatif hücre proliferasyonunun hızını stimüle eder. Kemik defekti ortamına osteoblastlar, endotelyal hücreler ve kondroblastlar dağılır. Mast hücreleri, bazı makrofajlar ve reparatif hücreler, kaynağını kemik defektine yakın çevre dokudan alır. Polimorf çekirdekli lökositler ve kalan makrofajlar ise kan dokusundan hasar alanına diapedezle, yani endotel bariyerini aşarak gelir. [21, (26)]

Yine kemik defekti alanında, osteoklastlar ve makrofajlar defekt bölgesindeki nekrotik kemiği ve doku kalıntılarını yok etmeye başlarlar. Yapılan yeni araştırmalar sonucu makrofajların bazı mediatör ve salgılarla kollajen sentezini ve yara iyileşmesindeki anjiogenezi stimüle ettiğini öğrenilmiştir. Bu olayın kemik defektinin iyileşmesinde de önemli rol oynadığı düşünülmektedir. [21, (26)]

Organizasyon Safhası; İltihap safhasından sonra ilk olarak organizasyon safhası başlar. Bu safha granülasyon dokusu oluşumu ile başlar, periosteum ve endosteumdaki kemik dokusundan hematoma içine kapillerler ve mezenkimal hücrelerinin girmesi ile karakterizedir.

Granülasyon dokusu bazı kaynaklarda yumuşak kallus olarak da adlandırılmaktadır. Yumuşak kallus, kollajen ve glikoproteinlerden oluşmuş matriksin içine gömülmüş, fibroblast, osteoblast, kondroblastlar ve yeni gelişen kapiller damarları kapsar. Yumuşak kallus genel olarak eksternal ve internal kallus olmak üzere iki kısımda görüldüğü gibi, bazı araştırmacılar bu sınıflamaya ek olarak bir de intermediate kallus olduğunu belirtmektedirler.

Eksternal kallus, periostun osteojenik aktivitesi yüksek olan osteojenik tabakada, içindeki osteoblastların proliferasyonundan meydana gelir. İnternal kallus ise endosteumda, aktif endosteal hücrelerden meydana gelir. Bu dönem kaynaklarda organizasyon dönemi olarak da adlandırılır. [21, 26]

Rejenerasyon Dönemi: Hasar oluşumundan itibaren ilk üç ile dört hafta içinde bu olaylar sonuçlanır ve sert kallus oluşumu, iyileşme dönemi yani rejenerasyon dönemi başlar. Rejenerasyon dönemi zaman olarak iyileşmenin ikinci, üçüncü ayına kadar devam eder. Bu zaman vaktinde internal ve eksternal kalluslar aşama aşama demet kemiğine dönüşür ve artık düzensiz bir şekilde kemik yapımı başlar. Proliferasyonla hücre sayısında artış ve damarlanma devam eder, dönem ilerledikçe endotelial hücrelerin proliferasyonu azaldığı için damarlanma azalır ve osteoblastlar osteoid maddeyi üretirler, ortamın pH'si hafiften yükselmeye başlar, pH yükselmesinden yaklaşık on günden sonra osteoblastlar alkalen fosfataz üretmeye başlar ve osteoid madde üzerine kalsiyum mineralleri çökelmeye başlar. [21, (26)]

Yeniden Şekillenme Dönemi: Rejenerasyon sonucu oluşan düzensiz kemik yapısı zamanla osteoklastlar tarafından rezorbe edilip düzenli kemik yapımı sağlanır. Bu dönem kaynaklarda yeniden şekillenme olarak geçmektedir. Eksternal kallus rezorpsiyon olayları başlarken intermedial kallus, Havers sistemi içeren lameller kemiğe dönüşmektedir, internal kallus ise bu zaman kansellöz kemiği oluşturur. Yeniden şekillenme alanında vaskülarizasyonu normale dönmesi ile birlikte dokudaki oksijenlenme ve doku Ph'i de normalleşir ve bu safha birkaç yıl sürer [21, (26)].

2.1.2. Maksilla

Maksilla, yüz iskeletini oluşturan kemiklerin mandibuladan sonra en büyüğüdür ve kafatasının tam ortasında bulunmaktadır. Tamamen hareketsiz olarak suturlarla komşu kemiklere bağlanıp iki parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar yüzün iki tarafının maksilla'sı sutura intermaksilleris'te birleşerek üst çeneyi bir bütün haline getirmektedir. [13]

Maksilla 'nın Anatomisi: Maksilla 'nın gövdesi genel olarak bir piramit şeklindedir. Ağız boşluğu, burun boşluğu, orbita ve sinüs maksillaris olmak üzere 4 boşluğun ve bunun yanında fossa infratemporalis ve fossa pterygopalatina olmak üzere iki çukurun yapısına katılmaktadır. Ayrıca fissura orbitalis inferior'in oluşumunda yer alır.

Maksilla'nın bir korpusu, dört farklı çıkıntısı vardır, çıkıntıları aşağıdakilerdir:

Processus zygomaticus, proc. frontalis, proc. alveolaris, proc. palatinus olarak sıralanır. Burun boşluğunu (apertura nasale) ve burun boşluğunda anatomik olarak bulunan ve solunum sistemine ait olan konkalarıda (concha) taşımaktadır. Üst çene kemiği köprüsünün sağında ve solunda olmak üzere iki adet üst çene boşlukları (sinüs maksillaris) bulunur. Maksilla, pars alveolaris dediğimiz parçasında üst dişleri taşımaktadır. Alveol kemik de denilen Maksilla' nın bu kısmı, normal kemik yapısından biraz daha gözenekli ve farklı olduğu için alveol (havalı) kemik adını almıştır. Maksilla'nın ağız içine bakan kısmı yani alt sınırı "sert damak" olarak bilinen ve ağız boşluğunun tavanını yapan palatumdur. Maksilla aşağıdaki komşu kemiklere, gözyaşı kemiği (os lacrimale), şakak kemiği (Os temporale), temel kemik (os sphenoidale), elmacık kemiği (os zygomaticum), burun kemiği (os nasale) , damak kemiği (os palatinum) , alın kemiği (os frontale), vomer, conchalar ve etmoid kemik (os ethmoidale) suturlarla bağlıdır. [13].

Maksilla'nın Embriyolojisi ve Ossifikasyonu: Maksilla İntrauterin dönemin erken gelişim evrelerinde kondrokraniumun bir ayrılmaz parçası olan nazal kapsül kartilajı maksilla için şablon oluşturmakta önemli bir role sahip olup ve nazal kapsülün üst kısmında bulunan mezemsim hücrelerinin morfodiferensiyasyonu sonucu oluşmaktadır [13]

Maksillada iki kemikleşme merkezi bulunmaktadır bunlar, intramembranöz olarak kemikleşen premaksilla, diğeri ise os incisivum olmak üzere iki merkezden kemikleşir. Bu merkezler kemikleşme prosesini intrauterin hayatın 6. Haftasında başlarlar ve 3. ayın başlarında bu iki merkez birleşir. İkisi arasında bulunan sutur uzun süre kalır ve bazen de hayat boyu kaybolmaz. Bu gibi durumlarda os incisivum isimli kemik gelişmiş olur. [13,(27)]

Doğumda maksilla'nın transvers ve sagittal uzunlukları, vertikal uzunluğundan daha fazladır. Proc. frontalis belirgindir ve korpusu da hemen hemen alveolar çıkıntısına eşittir. Alveolar kısım, orbita tabanına kadar uzanmıştır. Sinüs maksillaris henüz burun boşluğunun dış duvarında bir oluk şeklindedir. Erişkinlerde sinüs maksillaris'in ve proc. alveolaris'in gelişmesi nedeniyle vertikal uzunluk artar. Yaş ilerledikçe ve dişler kaybedildikçe alveolar çıkıntı da küçülür, oluşan rezorpsiyon sonucu maksilla tekrar çocukluktaki görünümüne döner. [13,(27)]

Yeni doğan çocukta maksilla'nın transvers ve sagittal uzunlukları, vertikal uzunluğa göre daha fazladır. Proc. Frontalis daha belirgindir ve korpusu da hemen hemen alveolar çıkıntısının hizasındadır ve ona eşittir. Sinüs maksillaris henüz burun boşluğunun dış duvarında mukozal bir invajinasyon şeklindedir. Erişkinlerde büyüme ve gelişimle sinüs maksillaris ve proc. alveolaris'de gelişim nedeniyle vertikal uzunluk artmaktadır. Yaş ilerledikçe ve dişler kaybedildikçe alveolar çıkıntılar rezorpsiyona uğrar ve küçülür, oluşan rezorpsiyon sonucu maksilla yeniden çocukluktaki görünümüne döner. [13,(27)]

Posterior Maksillada Dişlerin Kaybedilmesinin Ardından Görülen Değişimler: İnsan vücudunda ilerleyen yaşla birlikte kemik yapım/yıkım mekanizması yıkım yönünde değişmektedir ve neredeyse tüm kemiklerde fizyolojik yıkımlar görüldüğü bilinmektedir. Maksiller alveoler kemikte bu fizyolojik vertikal kemik kaybının yılda ortalama 0,1 mm yakın olduğu bildirilmiştir.(28)

Bunun yanı sıra maksillada zaman içerisinde oluşan kemik rezorpsiyonunun birçok etkene ve ya etkenlere bağlı olarak normal değerlere göre artışlar gösterebildiği rapor edilmektedir. Alveoler kemiklere etki eden kuvvetlerin yönü, yoğunluğu, frekansı ve hastanın kullandığı protezini türü, uyumu, yapım şekli rezorpsiyonun derecesi üzerine başlıca etki eden faktörlerdendir. İlave olarak yaş, cinsiyet, hormonal durum, metabolik faktörler ve enflamasyon gibi etkenlerin kemik rezorpsiyonun hızı ve kemik yoğunluğunun değişiminde çok önemli etkileri vardır. [2, (29)]

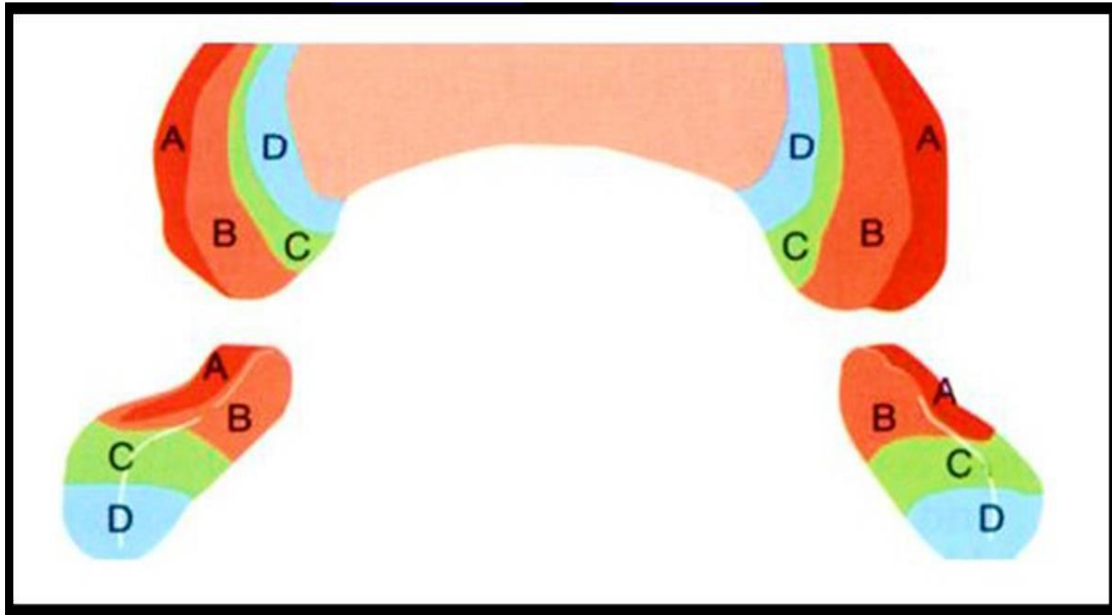
Maksiller posterior bölgedeki yıkımın ağırlık derecesi, bu bölgenin ne kadar dişsiz kalma süresi ve maksiller sinüsün önünde bulunan dişler ile de alakalıdır. Maksiller sinüs bölgesinde dişlerin kaybı olsa bile, alanın önünde kalan dişlerin sinüs sarkmalarını engelleyici etkisi olması, dişlerin varlığının bu bölgedeki kemik yıkımını durdurduğu vurgulanmaktadır. [2, (29)]

Yapılan birçok araştırmalarda dişlerin kaybı sonrası gelişen alveoler rezorpsiyonun hayat boyu aynı şiddette değil farklı çeşitte devam ettiği ve en çok birinci yılda gözlemlendiği bildirilmektedir. Bunun önemli sebeplerinden biri, bölgede fonksiyonel yüklemelerin kalmaması ve rezorpsiyon/apozisyon mekanizmasının rezorpsiyon yönüne doğru kaymasındandır [28].

Branemark ve ark. (30) diş çekiminden hemen sonra rezorpsiyon sürecinin başladığını, birinci yıl ile üçüncü yıllar arasında alveol kemik hacminin yaklaşık % 40'ının kaybolduğunu ve bu rezorpsiyonun büyük oranda ilk yıl içinde meydana geldiğini, birinci yıldan sonra ise rezorpsiyon derecesinin yavaşlayarak devam ettiğini rapor etmiştir.

Maksillar kemiğin yoğun bir vasküler ağ tarafından beslenmesi nedeniyle rezorpsiyon miktarında damarlanmanın da etkili olduğu gösteren çalışmalar vardır. Maymunlarda yapılan mikroanjiyografik çalışmalarla maksillar kemiği besleyen damarların yoğun

mikroanastomozlar yaptığı gösterilmiştir. Maksillada diş kayıpları ve buna bağlı olarak ilerleyen yaşla birlikte kemik vaskülarizasyonunda azalmalar, maksiller kemikteki mikrovasküler defektler ve kemik rezorpsiyonu ile yaş arasında bir bağlantı olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte vaskülezasyondaki azalma ile birlikte oluşan değişikliklerin intramedullar kan akışını da azaltarak, osteoblastik aktivitenin azalmasına ve kemik mineralizasyonunda gecikmesine ve sonuç olarak kemik kaybına neden olduğu rapor edilmektedir. (31)



Şekil 2.5. Çene kemiklerinde rezorpsiyon sürecini göstermektedir (28)

Maksilla ağız içindeki diğer bölgelere göre bukkal, lingual yönde çok daha fazla ve hızlı bir rezorpsiyon göstermektedir. Şekil 2.1'de çene kemiklerinde oluşan rezorpsiyon süreci şematize edilerek A, B, C, D şeklinde bölümlere ayrılmıştır. İlk etapta kret genişliği ve yüksekliği A lokalizasyonundan mediale rezorbe olarak B lokalizasyonuna dönüşür. Daha sonra posterior maksillada rezorpsiyon durumu devam ederse, kret genişliği de orta hattını geçerek C ve D görünümüne dönüşebilir. [28]

2.1.3. Alveoler kemik yapısı

Mandibula ve maksiller kemiğin ayrılmaz bir ünitesi olan alveoler kemik, dişlerin uzun aksına paralel olarak dizilmiş kemik lamellerinin oluşturduğu kortikal, spongioz ve bazal kemik üçlüsünden oluşmaktadır. [13, (32)]

Yapılan çalışmalarda maksilla ve mandibulanın alveoler kısımlarının yapısal olarak farklılık gösterdiği bildirilmiştir. Bu çalışmalara göre mandibula ona gelen kuvvetleri tek başına absorbe eden bağımsız bir birimdir. Çiğneme sırasında oluşan ve mandibulaya iletilen kuvvetler başka bir kemiğe iletilmez. Bu nedenle mandibular alveolar kretti saran dış kortikal ve trabeküler kemik dişlerin varlığında daha yoğun ve kalın yapıdadır.

Maksilla ise kafatasına sabit bir şekilde bağlandığı için kuvvetleri dağıtan bir birimdir. Maksillada oluşan ani bir stres, gerilim zigomatik ark ve palatinal kemik ile kafatasında yer alan diğer yapılara da beraber iletilmektedir. Bundan dolayı da maksilla ince bir kortikal dış tabakaya ve trabeküler kemiğe sahiptir. [(33, 35)]

Alveoler Processde Rezorbsiyon: Çene kemiklerinde ve daha çok alveoller processde oluşan vertikal ve horizontal kemik kayıplarının patolojik, çevresel ve fizyolojik faktörler gibi birçok etkenler ile oluşabileceği araştırmacılar tarafından bildirilmektedir. İleri yaş, cinsiyet, osteoporoz, diyabet, hiperparatiroidizm ve tiroid fonksiyon bozukluğu gibi sistemik hastalıkların varlığı alveoler kemik rezorpsiyonunda etkili olduğu bildirilmektedir. Lokal kemik yapılarının kaybı enfeksiyon, travma, kist, tümör, diş çekimi ve periodontal hastalıklar gibi faktörler ile ilişkilendirilmektedir. [(36, 37)]

Reziduel kret rezorbsiyonuna etki edebilecek faktörleri, lokal ve sistemik olarak 2 grupta inceleyebiliriz: [33, 29, 36, 37]

Lokal Durumlarla İlişkili Faktörler:

1. Diş çekimi sonrası oluşan durumlar (kret şekli, miktarı, kalitesi ve kassal bağlantılar),
2. Dişsizlik,
3. Dişsiz krete protez üzerinden ulaşan ısırma kuvvetleri,
4. Enfeksiyon,
5. Travma,
6. Kist, tümör,
7. Periodontal hastalıkların sonucu,

Sistemik Faktörlerle İlgili Durumlar:

1. Yaş,

2. Cinsiyet,
3. Kalsiyum eksikliği,
4. Kalsiyum ve potasyum metabolizması hastalıkları,
5. Sistemik osteoporoz,
6. Hormon dengesizliği,
7. Diğer sistemik hastalıklar (hiperparatiroidizm, diyabet vb.).

Bütün bu yukarıdaki şıklar maksillanın ve mandibulanın dişsiz bölgelerinde rezorptif değişikliklere sebep olurlar. [29, 33, 36, 37]

Diş çekimi sonrası iyileşme dönemi

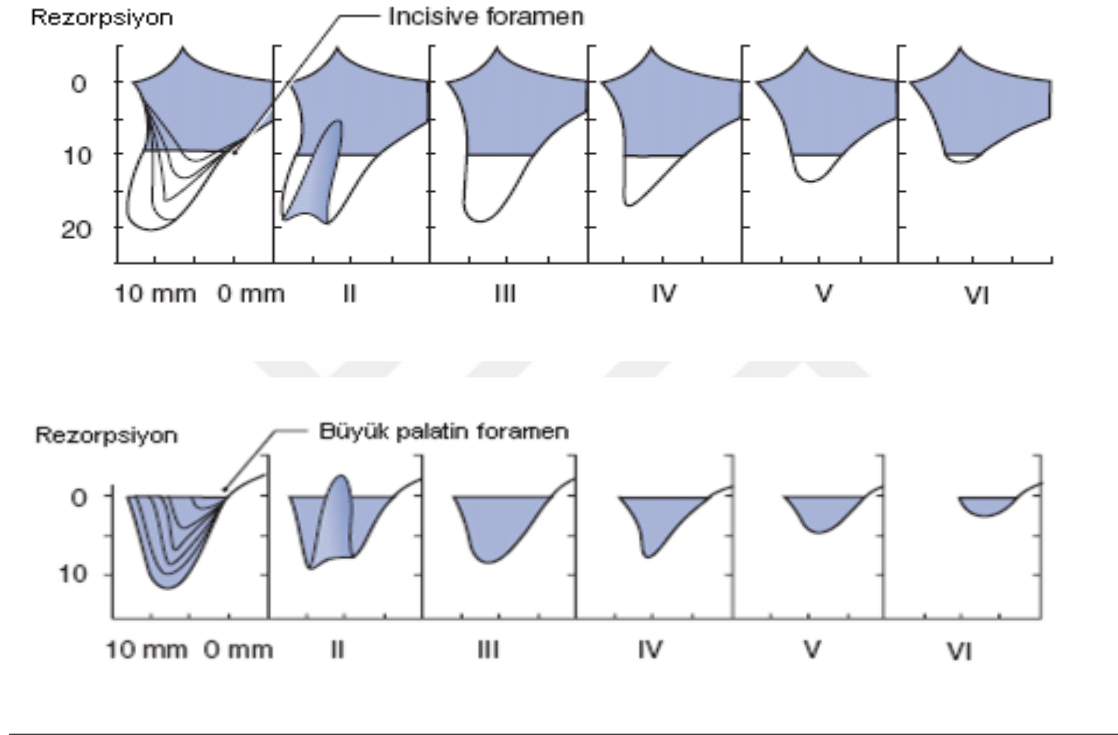
Diş çekimi sonrası iyileşme projesi aşağıdaki şekilde gelişir: [(38)]

1. İlk olarak çekim soketi sıkı fibrin ağı içeren kan pıhtısı ile iyice dolar.
2. Polimorfonükleer hücreler ve fibroblastlar bölgeye göç ve orada sayı olarak artarlar.
3. İlk 2, 3 gün içerisinde granülasyon dokusu gelişmiş olur.
4. Granülasyon dokusu oluşuktan sonra 4. günden itibaren epitel dokusu alveolun kenarlarından büyümeye baslar. İlave olarak osteoklastlarda alveol kemiğini bir miktar rezorbe ederler.
5. Bir haftanın tamamında yani 7. gün birkaç osteoid doku içeren bağ dokusu gelişir.
6. 19 ve 21. günler arasında epitelizasyonun tamamlanıp ve dokuların mineralizasyonunun başladığı görülür. Daha sonra örgü kemik üretilmeye başlanır ve üretildikten sonra remodelasyon aşamasına girer.
7. Her hangi bir diş çekiminden sonra sokette 3 boyutlu rezorpsiyon gözlenirken, yaklaşık 1,5 ay sonra kret, yüksekliğinin yaklaşık % 33'ünü kaybetmiş olmaktadır.

Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması:

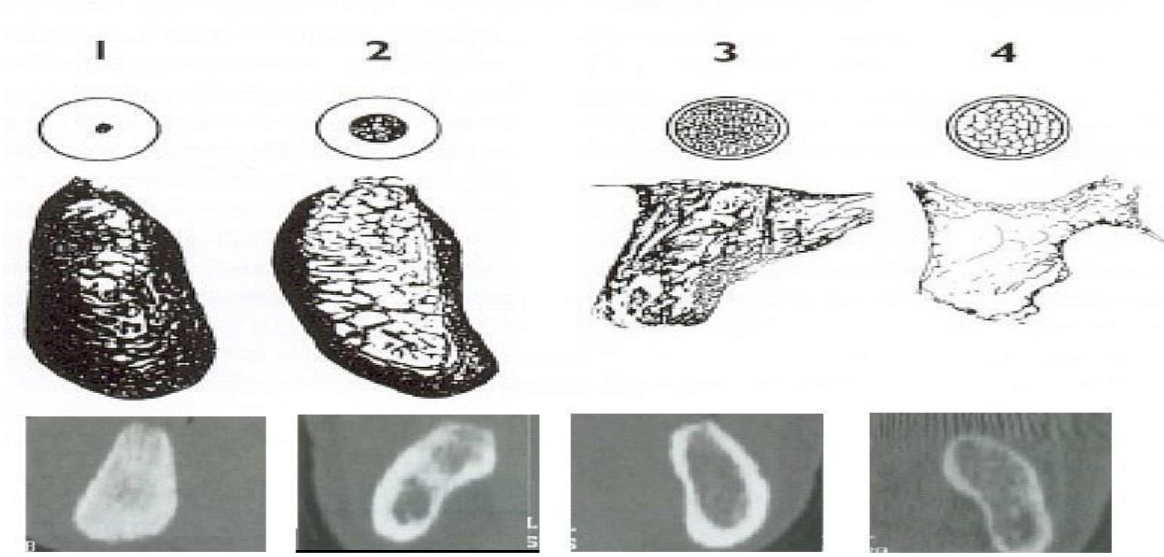
Alveoler processusta atrofi sonucu oluşan reziduel kretlerin sınıflandırılması için birçok çalışmalar yapılmıştır. Alveoler kemiğin sınıflandırılmasında en çok kullanılan iki parametre, Kemik miktarı ve Kemik kalitesi olarak ön planda incelenmektedir. Yapılan sınıflandırmalardan biri de kemik miktarına esas alarak Cawood ve Howell tarafından yapılmıştır. (39)

1. Sınıf I: Dişli kret,
2. Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonraki kret,
3. Sınıf III: Yüksekliği ve genişliği yeterli konveks kret formu,
4. Sınıf IV: Yüksekliği yeterli, genişliği yetersiz düz kret formu,
5. Sınıf V: Yüksekliği ve genişliği yetersiz kret formu,
6. Sınıf VI: Bazal kemik kaybı,



Şekil 2.6. Cawood ve Howelle göre alveoler kretlerin klasifikasyonu

Lekholm ve Zarb kemiği kalitesine göre inceleyip, kortikal ve spongioz kemik oranlarına göre 4 kategoride sınıflama yapmışlardır: (Şekil: 40)



Şekil 2.7. Lekholm ve Zarb sınıflandırılması

1- Tip I kemik: Kalın ve sert kompakt kemikten ve çok az miktarda spongioz kemikten oluşmaktadır. Daha çok atrofiye olmuş, dişsiz anterior alt bölgede görülmektedir.

2- Tip II kemik: Kalın kompakt kemik ve bir o kadar kalın spongioz kemikten oluşur. Lokalizasyon olarak alt çene ön anterior ve posterior dişler bölgesi ile üst çenede palatinal bölgede görülür.

3- Tip III kemik: İnce kompakt ve dar spongioz kemik yapısı içermektedir.. Lokalizasyonu ise üst çene anterior ve posterior dişler bölgesinde görülür.

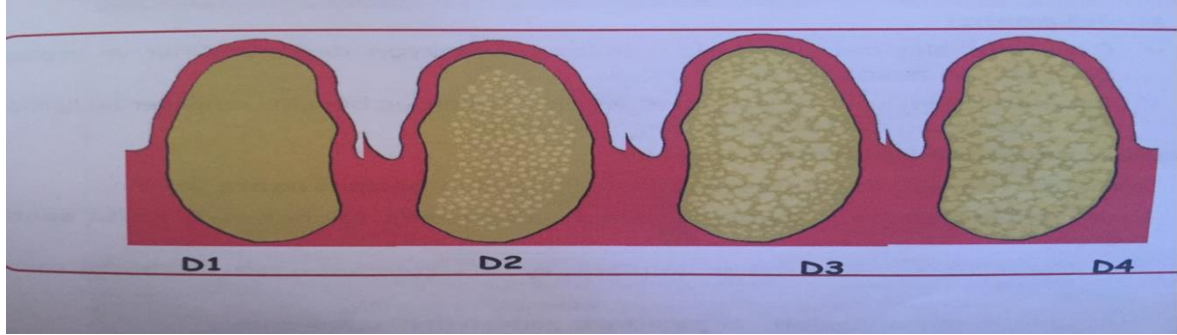
4- Tip IV kemik: İnce kompakt kemik ve poroz, yumuşak spongioz kemikten oluşur. Lokalizasyon olarak üst çene posterior dişler bölgesinde görülür.

Genel olarak implantoloji alanında oldukça sık kullanılan sınıflamada, kemik kalitesini rehber alarak, Misch kemiğin makroskopik karakterine göre 4 farklı kret tipi oluşturmuştur. (40, 41)

Mische göre:

1. D1 kemik: Yoğun kortikal kemik içerip gözenekli kemik nerdeyse hiç içermemektedir.
2. D2 kemik: Yoğun gözenekli kemiğin çevresinde bulunan kalın kortikal tabaka.
3. D3 kemik: Yoğun gözenekli kemiğin çevresinde bulunan ince kortikal tabaka.

4. D4 kemik: Düşük yoğunluklu gözenekli kemiğin çevresinde bulunan ince kortikal tabaka.



Şekil 2.8. Mishin kemiğin makroskopik karakterine göre sınıflaması

Yapılmış çalışmalara göre (42, 43), Misch sınıflamasına göre kemik tiplerinin insan çenelerinin farklı bölgelerinde ki dağılım sıklıkları belirlenmeye çalışılmıştır. Bu çalışmalara göre:

D1: Kemik çok nadir rastlanılır %6 oranında mandibula anterior bölgede, %3 oranında ise posterior bölgede mandibulada görülmektedir.

D2: Yaklaşık %65 oranında mandibula anterior bölgede, hastaların yarısına yakınında ise maksillar posterior bölgede lokalize olmuştur. Maksillada lokalizasyon olarak genellikle maksiller anterior ve premolar bölgesinde lokalize olmuştur.

D3: Lokalizasyon olarak bu kemik tipi sıklıkla (%75) maksilla ön bölgede görülürken, arka bölgede görülme sıklığı % 50'dir.

En yumuşak kemik tipi ve implant tedavisinde hiç istenmeyen bir kemik tipi olan D4 kemik posterior maksillada %40 oranında molar bölgede, sinüs tabanı yükseltme operasyonu sonrasında sinüs içerisinde oluşan kemikte gözlenmektedir. Anterior maksillada en fazla olarak görülme sıklığı % 10'dan az olup mandibulada ise bu görülme oranı % 3'ten de az oranda görülmektedir. [42, 43]

2.2. Maksiller Sinüs

Maksillar sinüs insan vücudunda bulunan sinüslerin en büyüğüdür ve maksillanın gövdesinde bulunup, piramit bir forma sahiptir.



Şekil 2.9. Maksillar sinüs (Cavum Highmore)

2.2.1. Maksiller sinüs embriyolojisi ve gelişimi

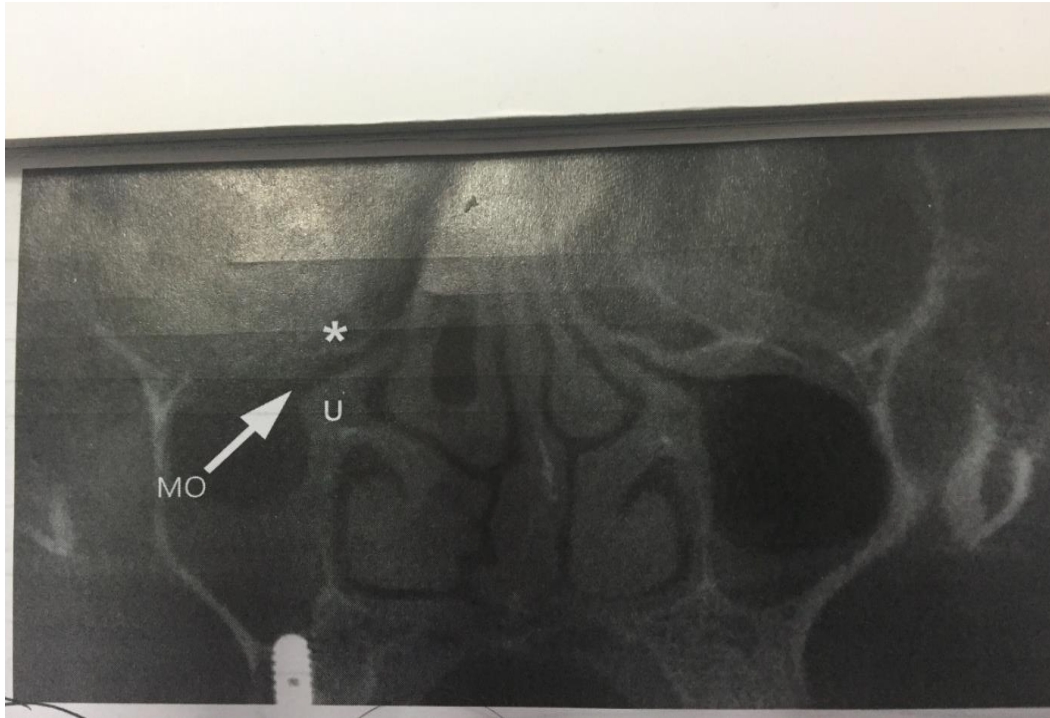
Maksillar sinüs, maksillanın gövdesinde bulunan pyramidal yapı olup bu yapının tabanı burun boşluğuna, tepesi zygomatik çıkıntıya doğru yönelmiştir. Paranasal sinüslerden ilk oluşanlardan biridir ve en büyüğüdür. Boyut olarak maksillar sinüs 1. Ci mollar hizasındaki yüksekliği 3.75 cm'dir. Uzunluğu yaklaşık 2,5 cm, genişliği ise 3 cm'dir. Sinüs maksillaris hacim olarak değerlendirilirse farklı bireylerde farklı hacme sahip olduğu fark edilmiştir. Erişkin insanlarda hacmi ortalama 10 ile 20 cm³ arasında değişmektedir. (44)

Alveolar çıkıntı, palatinal çıkıntı maksillar sinüsün tavanının oluşturmaktadır ve 16 yaşına kadar çocuklarda sinüs tavanı nazal tavanla eşit hizada olup 16 yaşından sonra ise 1, 1.2 cm nazal tavandan aşağı doğru inmektedir. Maksiller sinüs doğumdan sonra 2,5 yaşına kadar, 7,5 ile 10 yaş arası ve 14 ile 16 yaş arasında olmak üzere 3 kez büyüme ve gelişme atağı göstermektedir. Maksiller sinüs ile arka molar dişler arasında bir kansellöz kemik tabakası bulunmaktadır. Bu tabaka bazen hiç bulunmamaktadır ki bu da maksillar arka molar dişlerin direkt olarak sinüs ile ilişkide olmasına neden olur. Arka maksillar dişlerin enfeksiyon durumunda bu enfeksiyonun maksillar sinüse yayılma olasılığı ve ya diş çekimi sırasında oro, antral açıklık yapma riski bulunmaktadır. (44) Bazen maksiller sinüs alveoler septalarla bazen iki bazen de üç ayrı kompartımana ayrılabilir. (45) Tüm sinüs boşlukları genel olarak yalancı çok katlı kolumnar epiteliyumla kaplıdır. Maksiller sinüste

bilaminar şekilde bulunmuş olup yani bir tabakası kemik duvarını saran periosteum diğeri ise çok katlı yalancı kolumnar epitelium, bunların tamamı maksiller sinüste Shnayderian membran olarak adlandırılmaktadır. (46)

2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi

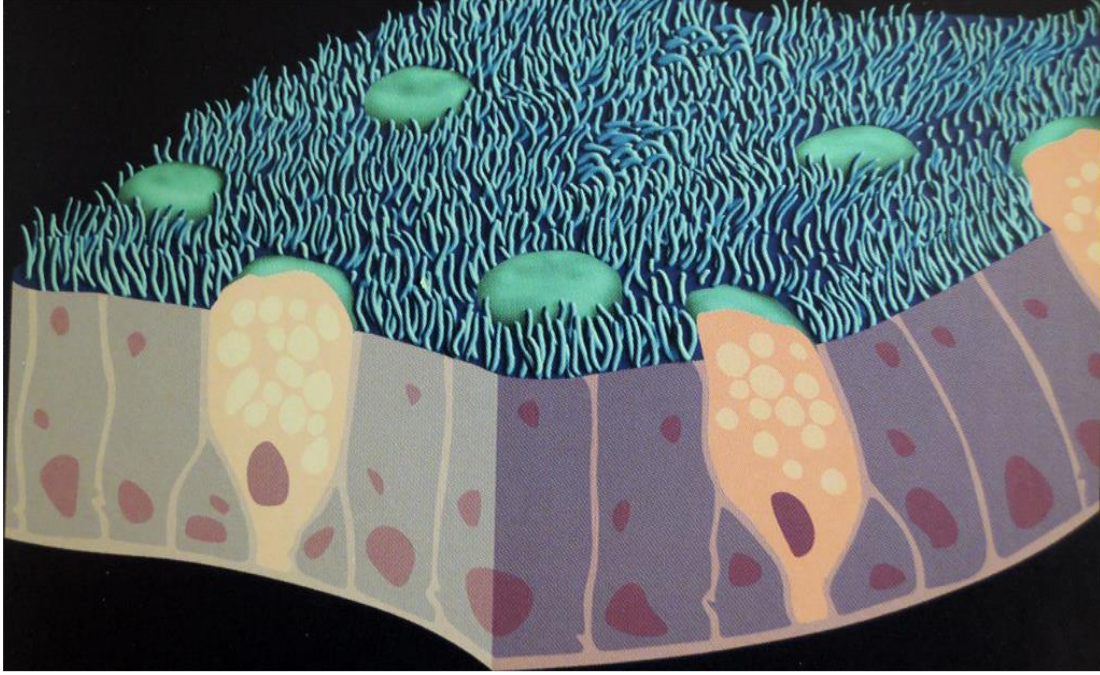
Maksiller sinüs doğal ostiyum ile burun boşluğuyla kontak halindedir ve bilaminar kat burun boşluğuna devam etmektedir sadece burundaki çok katlı kolumnar epitelium kalınlık olarak daha kalındır. Doğal ostiyum anteriomedial olarak burun lateral duvarının yukarı kısmında lokalize olup ve gravitasyon kuvvetleri nedeni ile sinüs içeriğinin drenajı biraz zorlaşmış durumdadır. Doğal ostiyum semiulnar hiatus vasıtasıyla burun boşluğuna açılmaktadır ve bu doğal yol unsinat proçess ethmoidal infundibulum arasında lokalize olmuştur. Doğal ostiyum ebatları çeşitli farklılık göstermektedir ve ortalama 2,4 mm kadardır. (47) Ostiyumun lateral nasal duvarın yukarı kısımlarında lokalize olması nedeni ile maksiller sinüsün drenajı kolumnar epiteliumun ayrılmaz parçası olan ciliaların dalga benzeri ve ya çırpınma hareketi sonucu olmaktadır. Bazen doğal ostiuma ek olarak ve lokalizasyon olarak doğal ostiyumdan daha distalde lokalize olan aksesuar ostiyumda bulunmaktadır.



Şekil 2.10. Doğal ostiyum (MO) unsinat proçess (U) ile ethmoid bulla(B) arasında lokalizedir. (1)

Mikroskopik olarak maksillar sinüs 4 ana hücre yapısı içermektedir:

1. Silialı kolumnar epitelium,
2. Silyasız kolumnar epitelium,
3. Goblet Hücreleri,
4. Basal hücreler,



Şekil 2.11. Schenederian membran mikroskopik olarak

Silialı hücreler sayı olarak diğer hücelere göre daha üstündürler ve her hücre 50 ile 200 silia içermektedir. Bu siliaların fonksiyonları dalga benzeri ve ya çırpınma hareketi yaparak sinüste bulunan muköz ve seröz sekresyonları doğal ostiyum vasıtasıyla uzaklaştırmaktır. Uzaklaştırma hızı yaklaşık olarak dakikada 9 mm'dir. (48) Bu hücreler yaptıkları hareketler ile gravitasyon kuvvetlerin direncini aşarak sinüste bulunan seröz ve muköz sekresyonları ostiyuma doğru yönlendirir. Silyasız kolumnar hücreler ise kendilerinde bulundurdıkları mikrovilyalar vasıtasıyla, yüzey alanı artırmak, gelen havayı ısıtıp ve nemlendirme gibi fonksiyonları üstlenmektedirler.

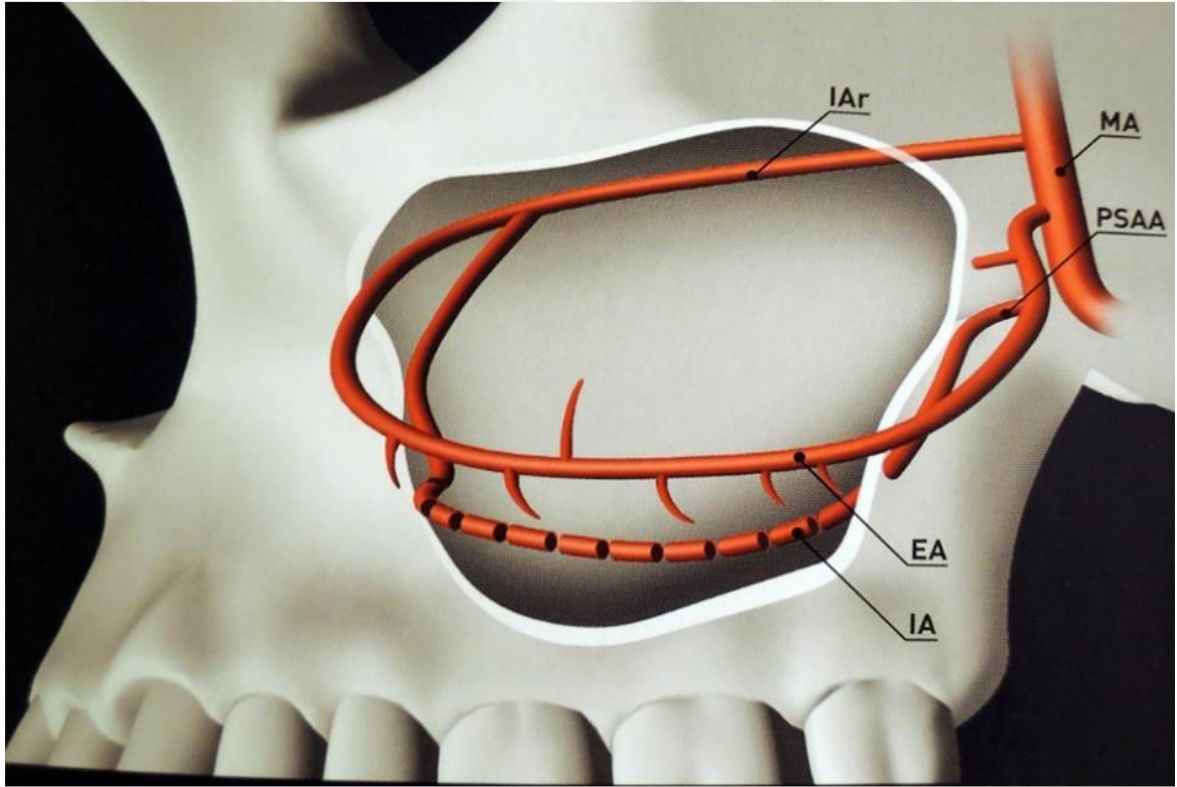
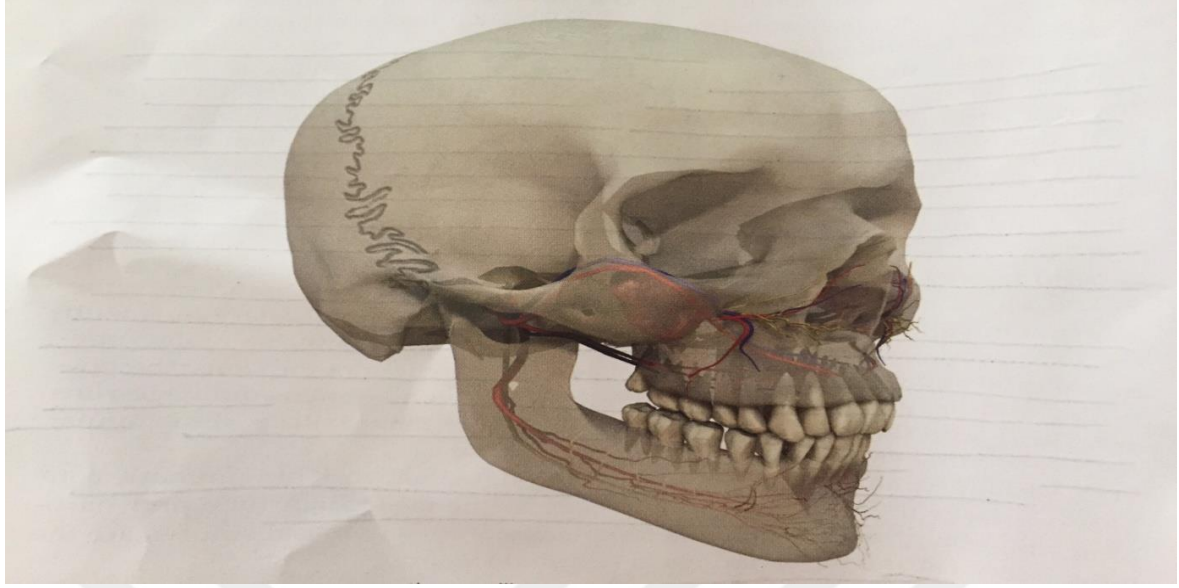
Goblet hücreleri ise glikoprotein sentezinden sorumlu olup sinüste bulunan sekresyonların viskozitesinden sorumludur. Sinüste bulunan diğer hücre tipi olan bazal hücrelerin fonksiyonu bilinmese de bazı araştırmacılar onlara ana hücresi fonksiyonunu yerine

yetirdiklerini düşünmektedir ve gerekli olduğunda diferensiye olup gerekli hücrelere dönüşmektedir. Kıyaslamak gerekirse yukarıda bahsedilen hücrelerden maksillar sinüste yoğunluk olarak en çok bulunan Goblet hücreleridir. (49) Maksillar sinüsün duysal inervasyonu trijeminal sinirin maksillar dalı ve onun dallanmaları tarafından sağlanmaktadır, bunlar:

1. Posterior superior alveolar nerve,
2. İnfraorbital nerve,
3. Anterior superior alveolar nerve,
4. Greater palatinal nerve,
5. Middle superior alveolar nerve,

Ostiyum ve infundibulumun duysal inervasyonu greater palatine nerve ve oftalmik sinirin (V1) dalı olan anterior ethmoidal tarafından sağlanmaktadır. Mukoz membranlar postganglionik parasempatik inervasyonlarını fasial sinirin dalı olan greater petrosal nerve tarafından sağlamaktadır. Sekretomotor fiberler kaynaklarını nervus intemediusdan alıp pterogopalatine ganglionda synaps yaptıktan sonra geri mukoza trijeminal sinirin dalı olan maksiller sinirin duysal dalları tarafından taşınmaktadır.(50) Maksillar sinüsün beslenmesi ise carotis externanın aşağıdaki dalları tarafından olmaktadır:

1. İnfraorbital arter,
2. Lateral branch of the sphenopalatine and greater palatine arterleri,
3. Anterior, middle, posterior superior alveolar arterler,



Şekil 2.12. Maksillar sinüsün kan teminatı (1)

Maksillar sinüsün venoz drenajı anterioda fasial venlere, posteriorda ise maksiller, jugular ve dural sisteme akmaktadır. Limfatik akımı ise lateral servikal ve retrofarengeal lenf nodlarına akmaktadır.

Maksillar sinüsün fonksiyonları :(51)

1. Solunan havanın nemlendirilmesi ve ısıtılması,
2. İntranasal basıncın regüle edilmesi,
3. Yüzey alanı artırarak koku alma kapasitesini artırmak,
4. Kafatası kütesinin hafifletilmesi,
5. Rezonans,
6. Kafaya gelebilecek travmanın absorbe edilmesi,
7. Fasial büyümeyi yönlendirmek,
8. Mukoz ve seröz sekresyonların doğal östiyuma doğru tahriki.

2.3. Dental Implantoloji

Dental implant, maksilla ve mandibullada diş yapılarının kaybı sonrasında ortaya çıkan ve dişsizlik sorununu çözmek için çenelerin alveoler kreti içine yerleştirilen, üzerine her hangi bir protetik üst yapı yapılan alloplastik materyallere denmektedir. Dental implantlar günümüzde kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına göre, yapıldıkları materyalin yapısına göre ve diş yapılarına göre sınıflandırılabilir. [28]

Bu gün kullanılan implantlar bir implant gövdesi ve bir protetik üst yapıdan oluşan kök formu implantlardır. Bu implantlar dikkat edilirse makroskopik görünümü silindirik, vidalı, delikli veya bunların farklı kombinasyonları şeklinde olabilir. Silindirik tipte olan implantlar kemiğe yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon ile tutunurlar. Kemiğe yerleştirilmeleri genellikle itilerek veya çakılarak yapılır. Dental implantlar düz, açılı veya konik şekilli olabilirler. Vida şeklinde olan implantlar ise, kemiğe vidalanarak yerleştirilirler ve yivleri sayesinde tutuculuk artırılarak makro retansiyon sağlarlar. Ana yiv formları “V” şeklinde, ters açılı ve kare formlarıdır. [28]

2.3.1. Dental implantolojinin tarihçesi ve gelişimi

Yıllar önce implantların öncüsü olarak Mayalar döneminde arkeolojik kazılarda bulunan mandibula parçasındaki alt alveoler kretde santral dişlerin soketine yerleştirilmiş üç adet deniz kabuğu sayılabilir. Eski zamanlarda kullanılan implantlara örnek verecek olursak

eski Mısır kayıtlarında hayvan dişleri ve fildişi ilkel implantolojinin en eski örnekleridir. (52)

Eskiden orta çağ dönemlerinde çalışmalar genellikle diş transplantasyonu üzerine yoğunlaşmıştır. Diş transplantasyonuna örnek olarak Abul Kasım isimli Arap cerrah (9361013), transplantasyon prosedürlerini tarif etmiş ve sığır kemiğinden faydalanarak implantlar üretmiştir. 17. yy.'da Fransız diş hekimi M. Dupont, çekilen dişlerin sinirlerini alarak çekim boşluklarına geri yerleştirmiştir. 18. ve 19. yy'da İngiliz ve Amerikan kolonilerinde fakir insanların dişlerinin çekilerek zengin insanlara transplante edildiği kaynaklarda bilinmektedir, ancak transplante edilen bu dişlerin sorunlarla karşılaştıkları, klinik sonuçları ya ankiloz ya da kök rezorbsiyonu olmuştur. Ayrıca transplanstasyon işleminin hastalık geçişine ve bu hastalık sonucu hasta ölüme neden olabileceği görüşleri bulunduğu için eksik dişlerin yerine koyulabilecek yeni materyallerin arayışına girilmiştir. (53)

1809 yılında Maggiolo yaptığı taze çekim boşluğuna immediat ve tek aşamalı olarak altın implant yerleştirmiştir; ancak posoperativ ağrı ve dişeti enflamasyonu gibi komplikasyonlar görülmüştür. Yine bu dönemde başka cerrahlarda kurşun, altın ve iridyum içerikli metalleri implant amaçlı denemişlerdir. 1937 yılında Müller daha sonra ise 1941 yılında Dahl total protez kullanmakta zorluk çeken hastalarda subperiostal implantlar kullanmıştır. Bu subperiostal implantla yaklaşık 20 yıla yakın olarak implantolojide kullanılmıştır ve yüksek kayıp oranları nedeni ile bir tarih olmuştur. (54)

Linkow 1967 yılında titanyum blade implantları gündeme getirerek, farklı tür kuvvetlerin kemik yüzeyine yayılmasını, anatomik kısıtlamaları ortadan kaldırarak implant tasarımını yapmayı hedeflemiştir. Linkow'ın blade implantları bütün dünya da kabul edilebilecek kadar başarılı görülmüştür. (55)

Branemark ve arkadaşlarının 1960'larda yaptıkları çalışma dental implantolojide bir devrim yapmıştır. Bu yapılan çalışmada yara iyileşmesi ve kemik ile yumuşak doku ilişkisine odaklanmış olup ilk mikroskobik çalışmalar osteointegrasyon kavramının ortaya çıkmasına neden olmuştur. Titanyum implantlarının diş hekimliğindeki restorasyonlarda destek olarak kullanılması ilk olarak köpekler üzerinde başlanmıştır. Bu çalışma sonucunda Branemark ve ark osteointegrasyon kavramını ileri sürmüşler. Branemarka göre

osteointegrasyon implant ile kemik arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır. (56)

Aynı dönemde olan farklı bilim adamları bir birinde farklı olarak implant üzerine çalışmalar yapmıştır. İMZ implantları (Koch), ITI Hollow, silindir İmplantları (Schroeder), tüberingen İmediat İmplantları (Schulte) ve TPS implantları (Lenderman) 1970-1980 yıllarında kullanılmaya başlamış olan bir neçe implanta örnektir. Ağız içi implantlar kısa sürede büyük bir ilgi kazanmış ve deneysel osteointegrasyon kavramı rutin klinik kullanıma geçmiştir. Bilim adamları yapay bir materyalin, metalin hiç bir patolojik sorun ve reaksiyon oluşturmada biyolojik sistem içerisine yerleştirmeyi ve fonksiyonel yükleme durumunda kemik içinde rijit bağlantıyı sağlama konusunda çok başarılı olmuşlardır.(57)

2.3.2. İdeal bir implant materyalinde bulunması gereken özellikler

Bu günlerde diş hekimliğinde ağızda kemik içine yerleştirilen implantların % 95'i titanyumdan üretilmektedir. Titanyum günümüz teknolojisinde ideal dental implant özelliklerini en yüksek oranda karşılayan materyal olarak karşımıza çıkmaktadır.

İdeal implant materyali özellikleri şunlardır:

1. Korroziv etkisi olmamalıdır.
2. Alerji, irritasyon ve kanserojenize neden olmamalıdır.
3. Dokuların fiziksel özelliklerine uyum gösterebilmelidir.
4. Mekanik kuvvet geldiğinde fiziksel değişimlere uğramamalıdır.
5. Çevre sert ve yumuşak dokularla uyumlu olmalıdır.
6. Hafif, dayanıklı, aşınma ve eğilmeye dirençli olmalıdır.
7. Maddi olarak ekonomik olmalıdır. (52)

2.3.3. Dental implant tipleri

Alveoler kretdeki yerleşim yerlerine göre:

1. Subperiosteal implantlar (Kemik üzeri).
2. Transosteal implantlar (Kemik boyunca).

Subperiostal implantlar; alveoler kret ile mukoza arasına yerleştirilmiş ve kişiye özel olarak hazırlanan implantlara denmektedir. Kemik içi implantların yerleştirilmesi zor olan, imkânsız ve aşırı rezorbe çenelerde uygulanması uygundur. Subperiostal implantlar ilk olarak 1943 yılında Dahl tarafından tanıtılmış olup ve en sık kullanılan implantlar olmuştur. Subperiostal implantlar hem alt hem üst çeneye de uygulanabilen osteointegre olmayan kafes şekilli implantlardır. Bu implantların çoğu hastalar tarafından başarıyla kullanılmasına bakmayarak, çoğu hastalarda 10. yılın sonuna kaydedilmiştir. En sık karşılaşılan sorunlar enfeksiyon ve alttaki kemikte hasarların olması, laboratuvar aşamalarının zorluğu güncel oral implantolojide kullanılmamasına neden olmuştur. (58, 59)



Şekil 2.13. Subperiostal implant

Transosteal implantlar; Mandibulada simfiz bölgesinden bir kısmı direk kemiğe , bir kısmı da direkt oral kavite içine uzanan postlarla bağlanan bir plağa sahiptir. Oral kaviteye uzanan postlar, protezin stabilizasyonu için kullanılmaktadır. Daha geniş cerrahi alan açımı için genel anestezi altında yapılması uygun görülmüştür ve genelde mandibulaya bu işlem yapılmaktadır. Transosteal implantların iki farklı şekilde sunulmaktadır: Zimba sistemi ve transmandibular sistem. Bütün söylenenlere bakmayarak post çevresinde çok şiddetli kemik kayıpları izlendiği için, günümüzde oral implantolojide kullanılmamaktadır. (58)



Şekil 2.14. Transosteal implantlar

Endosteal implantlar: Alt ve üst çeneye lokal anestezi uygulanarak ve mukoperiosteuma insizyon atılarak yapılmaktadır. Endosteal kelimesini incelediğimizde endo, “içinde” osteal ise “kemik” anlamı vermektedir. Oral implantolojide en yaygın kullanılan implantlar olup, hem hareketli hem de sabit protezlerle birlikte kullanılmaktadır. Osteointegrasyon oranı diğer yukarıda anlatılan implantlara göre çok daha başarılıdır. Kemik içi kısmına göre endosteal implantlar iki kısımda incelenebilmektedir:

○ Kemik İçi (Endosteal) İmplatlar:

- Proteze temel dayanak olmak amacıyla kullanılır.
- Bu implantların alt katagorisi kök biçimli implantlardır ve ağız içi sabitleyicilerdir.

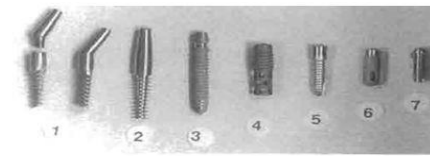
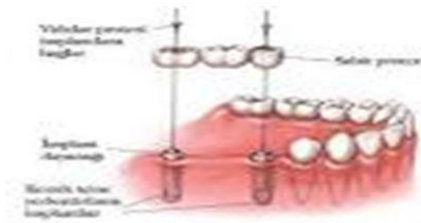


FIG. 6. Examples of root form implants. (1) and (2) Omni R Series (Ti-6Al-4V), two-stage. (3) TPS (Ti with porous Ti coating), one-stage. (4) Core vent (Ti-6Al-4V), two-stage. (5) Steriost (Ti), two-stage. (6) IMZ (Ti with porous Ti coating), two-stage. (7) Collagen-OTC (Ti), two-stage.

Kök biçimli implant örnekleri

Şekil 2.15. Endosteal implantlar

1. Blade İmplantlar: Hızlı kemik kayıpları, yumuşak doku enflemasyonu ve 10 yıllık başarı oranları ile güncel implantolojide kullanılmamaktadır
2. Kök Formundaki İmplantlar (Silindrik):

Bu tür implantlar üzerlerindeki kaplamanın etkisi ile kemiğe mikroskobik bağlanma ve yapışma sağlayan ve kemik içine itilerek veya çakılarak yerleştirilen implant türüdür.

Vida tipi kök formu: Vida tipindeki kök formu üzerindeki yivler vasıtasıyla kemikten mekanik destek almaktadır. Yivlerin amacı kemikle implantın temas yüzeyini artırarak primer stabiliteyi de artırmaktır. Bu yivlerin derinliği, kalınlığı, alanları, yüzeyi ve girinti acıları fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen parametrelerdir ve ayrılıkta incelenecektir.

Kombinasyon kök formu hem silindirik hem de vida tipinin özelliklerini taşıyan implant formudur. (60)

Dental implant makrogeometrisi: Dental implantların osteointegrasyonunda kısaca başarısında, yerleştirme esnasındaki primer stabilitesinde, fonksiyonel kuvvetler altındaki stres iletiminde önemli faktörler, dental implantın gövdesinin şekli, çapı, uzunluğu ve yüzey özellikleri implant osteointegrasyonunda önemli role sahiptir. Bu faktörlerin araştırılması için dental implant tasarımı üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır. (61, 62)

Dental implantların makrogeometrisi incelenirken, kemik içi kök formu dental implantlarda dikkat edilmesi gereken parametreler:

1. Çapı,
2. Uzunluğu,
3. Yiv geometrileri,
4. Yüzey özellikleri ve
5. Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir. (63)

İmplant çapı: Dental implantolojide endosteal dental implantların gelişim süreci incelendiğinde 2 mm çapından 8 mm çapa kadar farklı birçok genişlikte tasarımın başarılarının incelenmesi yapılmıştır. (64, 65)

Dental implant çapındaki artış ile implant, kemik temasındaki artışta direksel bir ilişki vardır; ancak dental implant çapının artması ile artan implant – kemik teması geniş çaplı implantların kullanımına yön vermemelidir. Bu ilişkinin yani implant- kemik temas alanının artışın, “Geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış” olarak tanımlanması daha doğru olacaktır. Buna bağlı olarak artan temas alanı, primer stabilite ve streslere karşı dirençte de artış sağlanacaktır. (64, (66)

Dental implant çapındaki artışla beraber protetik üst yapı, implant birleşimindeki stresler, belirgin olarak daha az oluşmaktadır ve ayrıca dental implantlarda çap arttıkça oklüzal kuvvetlerin yayıldığı alan da artacaktır. (67)

Artan çapla birlikte dental implantın yerini aldığı dişin dişetinden çıkış profilini sağlayabilmesi de bu durumda daha kolay olacaktır. Anteriordan posteriora doğru gidildikçe dental implant çapındaki artışı, genelde doğal dişlerin servikal bölgesinde klinik muayenede görmek mümkündür. Bu artışın doğal ve evrimsel olarak en büyük sebebi posterior dişlerin maruz kaldığı ağır fonksiyonel kuvvetlerin daha fazla olmasıdır. (67)

1993 yılında 4 mm çapındaki implantlar ilk kez tanıtıldığında, yetersiz kemik yüksekliği, zayıf kemik kalitesi ve osteointegrasyonunda sorun yaşanmış veya kırılmış implantların immediyat tedavisinde kullanılmak amacıyla üretilmiştir. (68) 3.3 mm çapında olan ve küçük olarak değerlendirilen vida şekilli saf titanyum implantların benzer formdaki daha geniş çaplı dental implantlarla karşılaştırıldığında %25 daha az kırılma direncine sahip olduğu öğrenilmiştir. Bu kırılma direncinin azalması implantın çapının azaltılması, mekanik stabiliteyi azaltması ve aşırı yüklenme riskinin artırması nedeniyle oluştuğunu dūřünmektedir. (68)

Primer stabilitenin implant boyundaki kısıtlamalara bağlı azalması, implant çapındaki artış ile telafi edilebilmektedir. Dental implantların kullanımını kontraendike eden durumlardan biride anatomik kısıtlamalardır ve bu sebeple kısa implantların kullanıldığı durumlarda dental implantların fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için geniş çaplı implantların kullanılması uygun görülmüştür. Dental implant çapının artışına bağlı yapılan çalışmalara göre implantların çapındaki her 1 mm’lik artışta fonksiyonel yüzey alanı % 30’dan % 200’e kadar artması sağlanmıştır. (64, 66)

Dental implantların başarısı ile ilgili olarak Winkler ve ark yaptıkları çalışmada implantların uzunluk ve çapının ayrı ayrılıkta etkisini incelemişlerdir. Çalışmada üç yıldan fazla bir süre için 3.0 - 3.9 mm çapındaki implantların başarı oranı yaklaşık % 90.7 iken 4.0 - 4.9 mm çapındaki implantların başarı oranı ise % 94.6 olarak bildirilmiştir. (69)

2.3.4. İmplant uzunluğu

Farklı boydaki dental implantları kategorize edebilmek için dünya çapında halen kabul görülmüş kesin ölçütler ve klassifikasyonlar bulunmamaktadır. Bir kaç yıl önce yapılan çalışmalara nazaran 10 mm'in altındaki implantlar için kısa implant terimi kullanılırken güncel günümüzde yapılan çalışmalara göre 8 mm ve hatta bazılarında göre 7 mm ve altındaki dental implantlar için kısa implant terimi kullanılmaktadır. Son yıllarda anatomik yapıların ve vertikal yükseklik yetersizliğinin nedeni ile piyasaya kısa implantların çok fazla akın ettiği gözlemlenmektedir. Bazen hatta sinüs lifting işlemlerinden kaçınmak için farklı yüzey özelliklerine sahip 4 mm boyunda kısa dental implantlarda piyasada bulunmaktadır. (70)

İmplantların uzunluğunun ve başarı oranının belirgin doğrusal ilişkiyle yapılan çalışmalarla kanıtlanmasa da, kısa boylu dental implantların uzunlara göre daha az başarılı oldukları çalışmalarda gösterilmiştir.(71)

Bilim adamları tarafından yapılan çalışmalarda kısa implantlar kullanılmış ve implant kayıplarında istatistiksel farklılık fark edilmiştir. Söylenenlere ek olarak 7 mm'den kısa implantların başarı oranında ciddi bir düşüş araştırmalara göre beklenmektedir. (70,71)

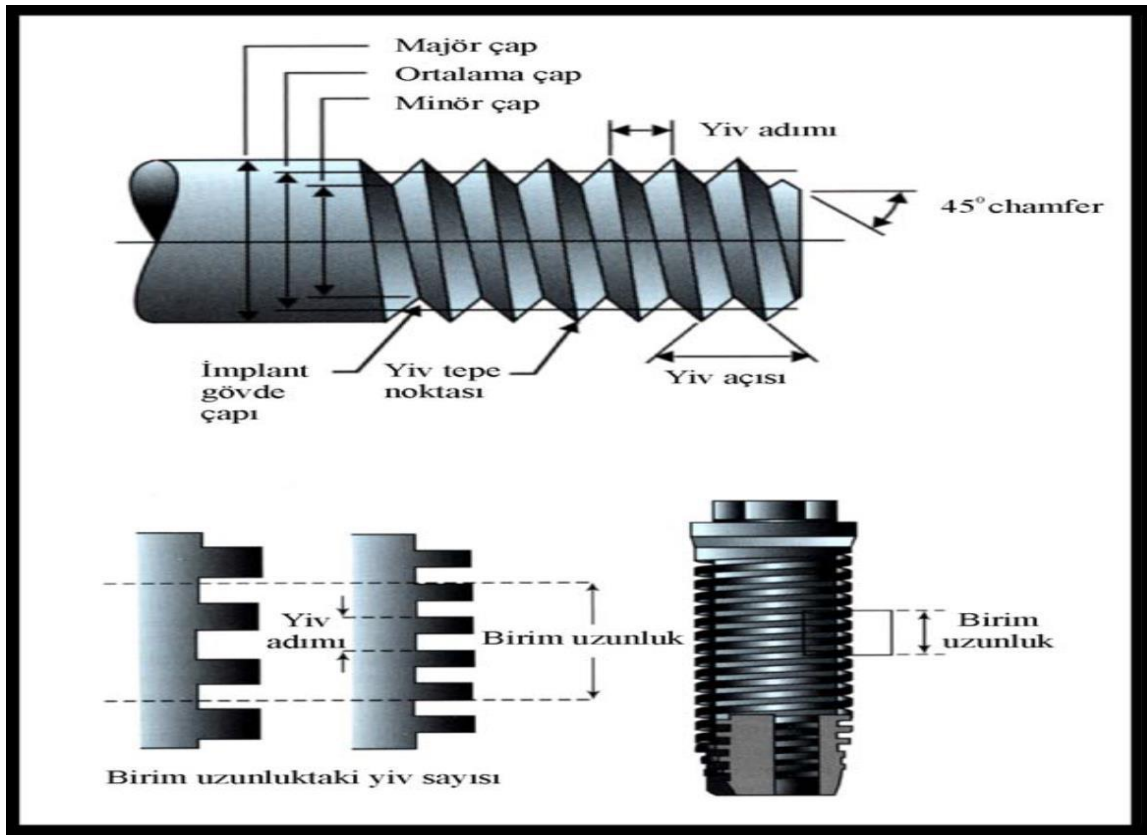
İmplant boyunda artış implant kemik yüzey alanının artmasıyla sonuçlandığı için kısa implantlarda bu parametreler, yani implant boyunda azalma, implant yüzey alanının da azalmasına, implantta büyük streslere neden olduğu için istenmeyen bir durumdur. Yapılan bazı çalışmalarda minimal implant çapı 3.9 mm'yi aşan ve implant uzunluğu 9.5 mm'yi aşan, görünüş olarak silindirik olan implantlar daha başarılı ve uzun dönemli oldukları rapor edilmiştir. (72)

İmplantların Yiv Geometrisi: Dental implantolojide kullanılan implantların kemik yapısı içerisinde daha fazla temas alanına sahip olması için, implant boyunda ve çapında yapılan

modifikasyonlara ek olarak eski torna yüzeyli implantlara implant başarı oranının artırılması maksadı ile yivler eklenmiştir.

Dental implantlardaki yivlerinin şu özellikleri vardır:

- Yiv Adımı (Thread pitch),
- Yiv Şekli (Thread shape),
- Yiv Derinliği (Thread depth) olarak sıralanabilir.(73)



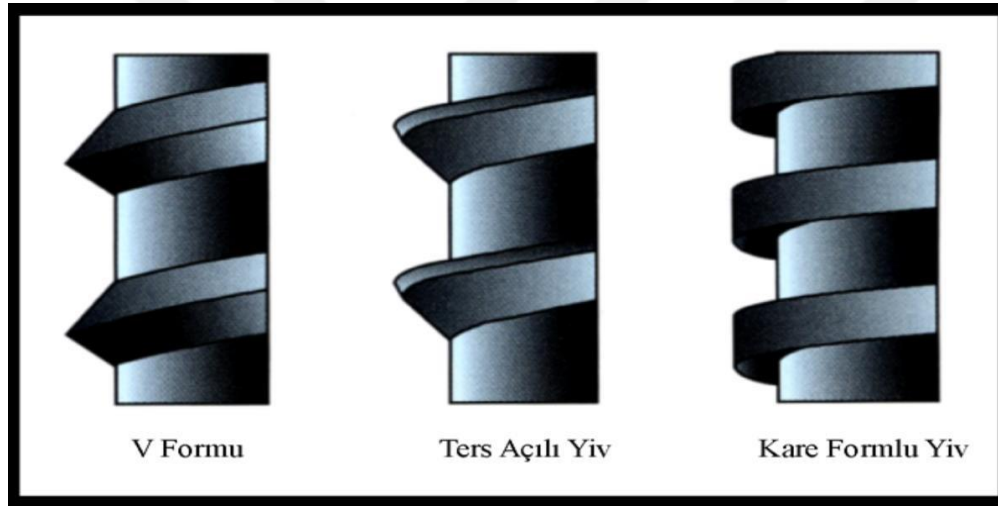
Şekil 2.16. Dental implant geometrisi

Yiv Adımı (Thread Pitch): Dental implantların yüzeyinde bulunan yiv sayısı olarak da tanımlanabilir. Yüzeyde bulunan yiv sayısı artmakla beraber yiv adımı da artmaktadır ve bununla beraber implant yüzey alanı, kemik temas alanı ve bunlarla beraber fonksiyonel temas alanı da artacaktır. (67) **Yiv Derinliği (Thread depth):** Dental implantların yivinin çapı ve derinliği arasındaki farkı ifade eden birimdir. (67)

Yiv Şekli (Thread Shape): Bunun için çok farklı yiv modifikasyonları denenmiştir amma günümüzde ‘V’ şekilli köşeli ve ters acılı dizayn kullanılmaktadır. Yiv şeklini belirleyen faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. İmplantta gelen kuvvetler i azaltma.
2. İmplant kemik ara yüzeyindeki kesme kuvvetler inin azaltılmasıdır. (67)

Günümüzde yapılan araştırmalara göre V, kare ve ters acılı yiv formlarına sahip implantlar karşılaştırılmış ve bunlardan kare yiv formu kemikte daha fazla sorunlu olduğu öğrenilmiştir. Kemikle implant arasında makaslama tip kuvvetler de neden oluyor ki bu da istenmeyen durumdur, kemikte streslere ve implant başarı oranını etkilemektedir. (74)



Şekil 2.17. Dental implant yiv geometrisi

2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri

Tarihçe: Güncel implantolojide sinüs lift işlemi posterior dişsiz maksillada yetersiz kemik yüksekliği durumlarında kemik yüksekliğinin idame ettirilmesi maksadıyla uygulanmaktadır. (75) Bu prosedür ilk olarak 1976 yılında Tatum tarafından Alabama dental implant konferansında sunulmuş ve daha sonra ise 1980 yılında Boyne ve James tarafında tarif edilmiştir.(76, 77)

James ve Boyne tarafından tarif edilen klasik sinüs lift işlemi maksillar sinüsün lateral duvarında bir pencere hazırlanmasından ibarettir. Bu kemik pencerenin horizontal yönde aşağı veya yukarı yönde hareketlendirerek yeni sinüs tabanı oluşturulmuş oluyor. (75)

Membran ile eski sinüs tabanı arasında oluşan boşluğun ise vakaya uygun olarak farklı tür greftlerle doldurulmaktadır. Daha önce James ve Boyne tarafından sinüs lift işlemi dental implant uygulaması amacıyla değil preprotetik cerrahi amaçlı tuber maksillanın sarkması ve onun redüksiyonu sonucu oluşan maksilla pnevmatizasyonunu önlemek amaçlı uygulanmıştır.

Maksillar sinüs elevasyonu endikasyonları, aşağıdakilerdir: (78)

1. Posterior maksillada implant için yetersiz kemik yüksekliği durumlarında,
2. Orthognatik cerrahide interpozisyonel greft kullanılması gereken durumlar,
3. Şiddetli atrofik maksilla durumları,
4. Posterior maksillada düşük kemik kalitesi ve kantitesi durumlarında.

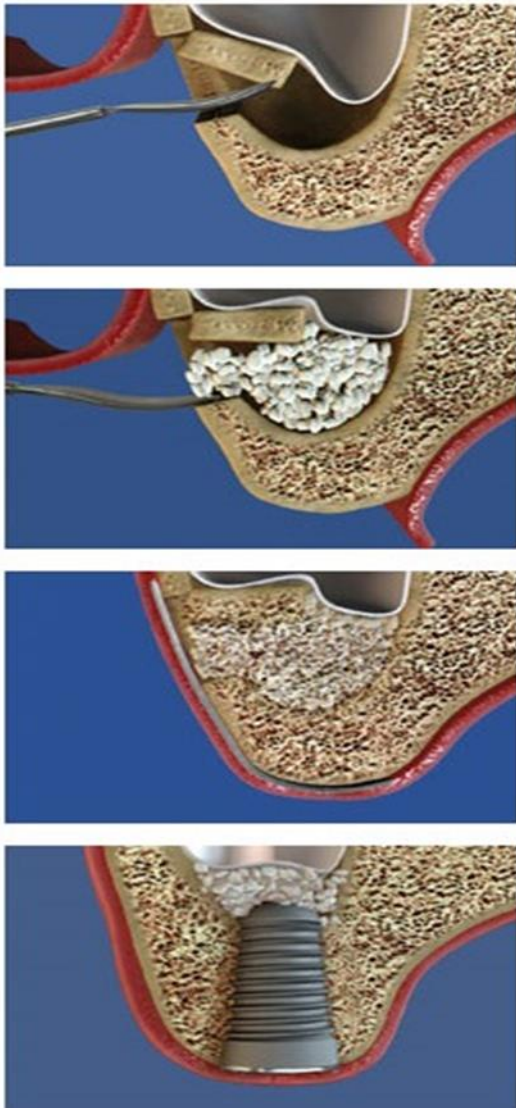
Aşağıdaki durumlarda sinüs lift işlemi kontendikasyonu bulunmaktadır:

1. Radyasyon terapisi almış maksilla.
2. Kontrol altında olmaya sistemik hastalıklar (Diabetes Melitus).
3. Akut ve kronik maksillar sinüsitis.
4. Şiddetli sigara kullanan kişiler.
5. Şiddetli alkol kullanıcıları.
6. Psixozisli hastalar.
7. Şiddetli alerjik rinitisli hastalar.
8. Maksillar sinüsteki büyük kist ve tümör vakalarında.
9. Oro-antral fistül durumlarında.

2.4.1. Lateral pencere yaklaşımı

Bu cerrahi krestal, parakrestal veya hafif palatale yakın olarak alveolar krete atılan insizyonla başlanır. (79) Maksillar sinüsün lateral duvarına ulaşım izni verecek şekilde mukoperiosteal flep kaldırılır. Rond frez kullanılarak maksillanın lateral duvarında “U” şekilli kapak bir osteotomi yapılır. Bu “U” şekilli oluşturulan pencerenin yüksekliği CT’de netleştirilerek maksiller sinüsün genişliğinden fazla olmamalıdır. Daha sonra ise antral küret kullanılarak sinüs membranı kibar bir şekilde 3 yönde (anterior, posterior ve medial) eleve edilir. Elevasyon işlemi apikodistalden koronomesiale doğru yönlendirilerek

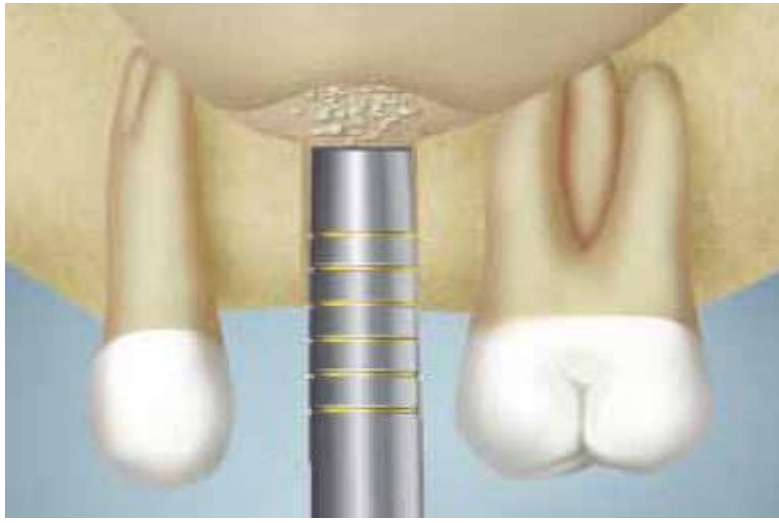
yapılmaktadır ve yapılma amacı sinüs membaında oluşan gerilimi azaltmaktır. (79)(80) Daha sonra membran ile sinüs tabanı arasında oluşan boşluğu greft malzemesi ile doldurarak ya aynı anda implantlarda uygulanır (tek aşamalı) ya da 12 aya yakın bekleme süreci sonrası (2 aşamalı) uygulanır. Uygulanmış greftin matürasyonu gerekiyorsa oluşturulan boşluk, aşırı derecede doldurulmamalıdır; çünkü sinüs membranı nekrozuna neden olabilir. (79,80) Tek aşamalı tekniğin avantajı daha az zaman harcanması ve daha hassas olmasıdır. Tek aşamalı tekniğin başarı oranı ağırlıklı olarak kalan residual kemiğe, tekniğin dezavantajı ise daha geniş mukoperiosteal flep kaldırılmasına bağlıdır. (80)



şekil 2.18. Lateral yaklaşımlı sinüs lift

Kapalı Sinüs Lift Tekniği: Bu teknikte alveolar kretin açığa çıkarılması için krestal insizyon yapılarak tam kalınlık flep kaldırılıyor. Daha sonra küçük osteotomla başlıyarak

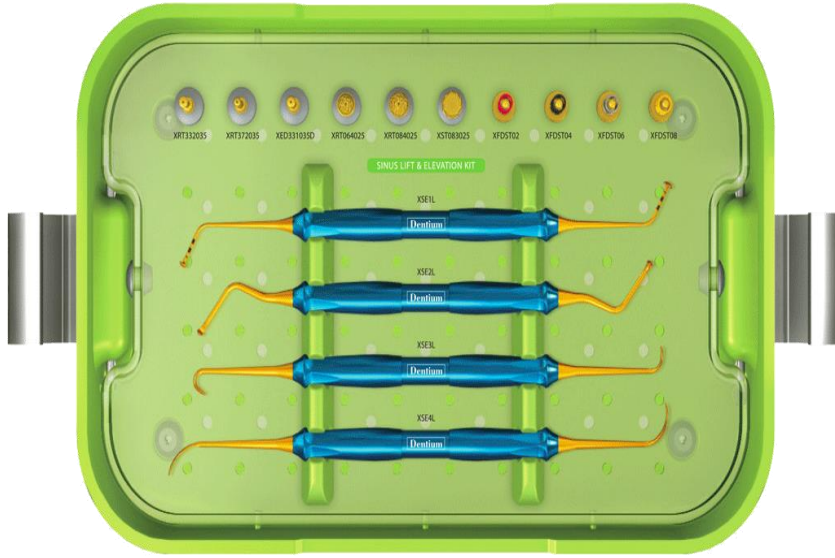
ve osteotom çapı artırılarak kemik yapısı sıkıştırılmaya ve yukarı doğru yönlendirilmeye başlanıyor. Osteotom çaplarını değiştirerek hem gerekli ekspansiyon hem de kemiğin yeterli düzeyde farklı yönlerde sıkıştırılmasını sağlanmaktadır. Yeterli düzeydeki geniş çaplı osteotoma ulaşıldığında ise bazen osteotomun vertikal yöndeki hareketine graft malzemesi de eklenebilir. Tekniğin amacı osteotomla implant için kavite hazırlanırken kavite duvarlarının kenarlarından osteotom yardımıyla sıyrılan kemik yapılarının yukarı yönde yönlendirilerek sinüs membranını eleve etmektir. Daha sonra hazırlanan implant kavitesine son osteotomun çapından daha kalın implant yerleştirilmektedir. (80(81)



Şekil 2.19. Kapalı sinüs lift tekniği

Bu tekniğin avantajlarından biri daha az invaziv olması, maksiler kemiğin dansitesini artırması ve prosedür sırasında daha az otojen greftleme malzemesi kullanması. Yöntemin dezavantajı da vardır ve buna örnek vermek gerekirse o da osteotomların ard arda kullanım sırasında aksının yanlış yönde kullanılmasıdır. (80)

Yıllar boyunca farklı farklı sinüs lift tekniği bilim adamları tarafından cerrahların ihtiyarına sunulmuştur. Wood ve Moore tarafından orijinal sinüs liftde kullanılan cerrahi angldruva ve yüksek hızlı angldruvaları modifiye ederek 1988 yılında kendilerinin geliştirdiği Mentşe osteotomi tekniğinde kullanmışlardır (Hinge Osteotomi) (82(83) 2001 yılında Vercelotti daha önceden Avrupa’da geniş kullanılan piezoelektrik tekniğini Amerika’da tanıtmaya başladı. (83, 84) Lozarda ve ark ise kendilerinin geliştirdiği Geliştirilmiş Dentinum Sinüs kit tekniğini 2011 yılında cerrahların kullanımına sunmuşlardır. (83,85)



Şekil 2.20. Lozardanın Dentium Advanced Sinüs Kit

Vercelotti tarafından 2001 yılında Amerika’da sunulan piezoelektrik osteotomi tekniği alveolar kemiğin lateralinde pencere oluşturulması ile başlar. Bu çok kolaylıkla ve sinüs membranı perforasyonu olmaksızın yapılmaktadır; çünkü piezoelektrik aletlerin çalışma mekanizması ultrasonik modülasyon titreşimleri ile olmaktadır ve piezo aletinin uçları non, mineralize doku ile kontağa geldiğinde hemen durmaktadır. Sinüs membranının ayrılması piezzo aletinin ultrasonik titreşimleri ve piezzo kullanımı sırasında kullanılan fizyolojik solüsyonun hidropnevmonik basıncı sonucu oluşmaktadır. (85) Yapılan son çalışmalara göre piezoelektrik aletler yardımı ile yapılan sinüs lift işlemlerinde intraoperativ kanama ve membran yırtılması oranı konvansiyonel döner aletlerle yapılan işlemlere göre çok daha başarılı olmuştur.

Sohn ve arkadaşları piezoelektrik aletin 2 ucunu (*kesici uç ve elmas rond uç*) birbirini ile lateral pencere preparasyonu için kıyaslamış ve sonuç olarak bu uçların sinüs membranı perforasyon oranlarının birbirinden hiçte farklı olmadığı kanaatine gelmişlerdir. (85) Sinüs lift işleminde kullanılan aletlerde ve tekniklerde güncel gelişmeler olarak örnek vermek gerekirse, geliştirilmiş kesme, delme elmas piezzo uçları, balon elevasyon tekniği ve hidrolik basınç tekniği şekilde sıralanabilir. (83)

Cerrahi prosedür, flep dizaynı

Mukoperiosteal flap öyle dizayn edilmelidir ki flebin kendi kan akımı bozulmasın ve cerrahi prosedür geçirilen alanı tümen kapatmasını sağlasın. Daha önceden de belirtildiği

gibi insizyon genellikle midkrestal veya parakrestal olarak keratinize yapışık mukoza üzerinden yapılmaktadır. Önemli anatomik yapılar olan damar-sinir paketine zarar verilmemeli, mental sinir, infraorbital sinir gibi önemli yapılara kesiler ve retraksiyon zamanı dikkat edilmeli ve hasar verilmemelidir. (78)

Bir flebin hazırlanması sırasında yapılan insizyonun taşımasının gereken özellikler şunlar olmalıdır:

1. Keskin bisturi kullanılmalıdır.
2. İnsizyon kısa ve tek hamlede yapılmalıdır.
3. Uzun ve kesintisiz yerine kısa ve kesintili insizyonlar tercih edilmelidir.
4. İnsizyonlar sırasında anatomik yapılar çok iyi bilinmeli ve vital yapılar korunmalıdır.
 - Alt çenede mental ve lingual sinirin devamlılığı mutlaka korunmalıdır.
 - Lingualden ve mental foramen üzerinden devamlılığını bozacak vertikal kesiler gerçekleştirilmemelidir.
 - Retraksiyon zamanı infraorbital sinire zarar verilmemelidir.
5. Epitel yüzeyinde dik açı oluşturacak ve flebin kanlanması negatif etkileyecek kesilerden kaçınmak.
6. İnsizyon sağlıklı kemik üzerinde olmalı ve cerrahi alanı tümen kapatmalıdır. (78)

İdeal olarak osteotomi sırasında hazırlanan pencerenin şekli maksillar sinüsün iç şeklini takip etmektedir ve genellikle kürvatürlüdür. Radiografik ve klinik inceleme sonucu maksillar sinüsün boyutu ve oluşturulacak pencerenin şekli ameliyat öncesi belirlenebilir. Maksillar lateral duvar kalınsa cerrahi olarak inceltilmelidir. Bu kemik inceltme işlemi sırasında oluşan keskin kenarlar sinüs membranına zarar vermemek adına yuvarlatılmalıdır, hem membrana hem de kaldırılan mukoperiosteal flebe zarar vermemesine dikkat edilmelidir. Oluşturulan lateral pencerenin luksasyonu parmak basıncı ile yapılması uygundur ve öyle yapılırken cerrah rezistansı hissedebilmektedir ve keskin aletlerin kullanımında kaçınmaktadır. (78)

Shneiderian Membranı

Sinüs lift işlemi yapılırken ince olan Shnayderyan membranı intakt olmalı ve greft partikülleri membranı perfore kısımlarından sinüse kaçması engellenmelidir, sinüsün kan teminatı da intakt kalmalıdır. (86)

Sigara içen kişilerde shnayderian membran atrofik, aşırı ince ve frajil izlenmektedir. Söylenenlerin aksine kronik sinüsitis durumlarında ise sinüs membranı kalınlaşmıştır, bu da kronik enfeksiyon iritasyonlarına bağlı olduğu söylenmektedir. Bu durumlar sinüs lift işlemi için bir kontrendikasyondur ve sinüs lift yapılmadan önce ciddi şekilde incelenmelidir. (80)

Bir önceki sinüs lift operasyonunda oluşan skar dokusu sinüs lift yapılmasına kontrendikasyon olabilir. (86)

Shnayderian membranının elevasyonu çok hassas bir prosedürdür olup ve Tatum tarafından 1986 yılında geliştirilen aletler yardımıyla gerçekleştirilir. Bu aletler farklı yönlerde kullanılma yeteneği, farklı açı ve uc kısımlara sahiplerdir. (2) Membran tam olarak kaudal kısımlardan serbest olması ve daha distallere uzanması gerekiyor. (2,80) Daha önce belirtildiği gibi sinüsün aşırı doldurulması membran nekrozuna neden, hem de graft ürününün sinüs içerisine kaçması gibi potensial risk kaynağı olmaktadır. (2,80) Sinüs tabanı kıvrımları ve kök uçlarının membrana doğru bazen uzanmaları, membran luksasyonu septa olan alanlarda yapıldıktan sonra elevasyonu zorlaşmaktadır. 20

Hastada Aimetti ve ark tarafından yapılan çalışmada sinüs membranının ortalama kalınlığı gingival dokusu kalın olan hastalar grubunda 1.26 ± 0.14 mm ve gingival dokusu ince olan hasta grubunda ise 0.61 ± 0.15 olduğu belirlenmiş ve bununda sinüs mukozasının kalınlığını gelecekte tahmin etme parametresi olacağı yönündedir. (87)

Maksillar Sinüs Septası

Antral septum anatomik bir varyasyon olup genel popülasyonun % 16,58'i ve çoğul olarak tek bir septa bulunmaktadır. Bu septa değilen anatomik varyasyonlar tüm bir sinüsü bir neçe girintili alanlara ve küçük sinüslere bölmektedir. Septanın sinüsda bulunması sinüs lift işlemlerini zorlaştırmaktadır tabii ki bazı istisna durumlar vardır ve bu durumlara örnek

verecek olursak, septanın sinüsdeki kaudal lokalizasyonu bu istisnaya örnek verilebilir.(88) Bazı durumlarda septa kaudal lokalizasyondan daha yüksekte yerleşmektedir ki bu durumda da cerrahın bir neçe tedavi seçeneği vardır:

- Sinüsün konturlarını takip ederek “W” şeklinde bir pencere oluşturmak.
- Membranın elevasyonunu kolaylaştırmak için 2 pencere oluşturmak.
- Septumun mezialinde bir açıklık oluşturmak.
- Ya da bazı durumlarda cerrahi alanda gözüken septumun uzaklaştırılması. (88)

Park ve ark kompüter tomografi kullanarak yaklaşık 200’e yakın kişide (400 sinüs) yaptıkları araştırmada sinüsdeki septanın prevelansını, yerini, yüksekliğini, morfolojisini ve oryantasyonunu incelemişlerdir. (88) Araştırmacılara göre 400 sinüste toplamda 111 septa bulunmuştur ki bu da bütün hastaların % 37 oranına denk gelmektedir. Maksilladaki lokalizasyonlarına göre septalar % 22.5 anterior bölgede, % 45.9 orta bölgede ve % 35 posterior maksilla bölgesinde lokalize olmuştur. Bu septaların yönünün incelenmesi yapıldığında ise toplamda 106 septa bukkopalatal4 sagittal ve 1 tanesi transvers yönde lokalize olduğu belirlenmiştir. Ortalama septa yüksekliği her biri ayrı olmak şartıyla 7.78 ± 2.99 mm sağda ve 7.89 ± 3.09 mm solda olmaktadır. (88)

Pommer ve ark 1995’ten 2011 kadar olan yayınların meta—analizi yapılmıştır. Toplam meta-analitik incelemede (89, 23) sinüs araştırılmış ve bunlardan % 28.4 da septalar mevcut olduğu belirlenmiştir. Söylenenlere ek olarak septanın aşkarlanması amacıyla alınmış olan panoramik radyografiler vakaların % 29 yanlış teşhise neden olmuşlardır. Yapılan çalışmalara göre maksillar sinüsdeki septaların ortalama yüksekliği 7.5 mm değerinde belirlenmiştir. Bu çalışmalara göre en enteresan olan ise maksiler sinüsdeki septaların yüksekliği atrofik maksilla sinüslerinde normal sinüslü hastalarla kıyaslandığında daha yüksek olmasıdır. Araştırmada ortaya çıkan tüm septaların % 24.4 premolar, % 54.6 molar ve % 21 retromolar bölgesi olduğu belirlenmiştir. Bu yapılan meta, analiste septaların yönleri de unutulmamıştır: % 87.6 transvers, % 11.1 sagittal ve % 1.3 horizontal olmuştur. Yalnızca vakaların % 0.3 de septa tüm sinüsü 2 ayrı kaviteye ayırmaktadır. Tüm hastaların %17.2 de bilateral septa ve % 4.2 da ise 1 sinüste multiple septa bulunduğu aşkarlanmıştır.(89)

Rosetti ve ark 19662009 datalarının araştırılması sonucu atrofik maksillada implant imkanlarının anatomik ve biomekanik aspektleri incelenmiştir. (90) Bu dataların araştırılması sonucu ortaya çıkan ise hastanın daha önce kullandığı hareketli protezler posterior maksillada rezorpsiyon için risk faktörü olduğu ve söylenenlere ilave olarak mesnetsiz yumuşak doku ve hareketli protez kombinasyonu posterior maksillada rezorpsiyon hızını daha fazla artırmaktadır. Söylenenlere ilave olarak atrofik maksillada septa prevelansı daha yüksek ve medullar kemik miktarı kadın hastalarda erkeklerle kıyaslandığında daha az olduğu belirlenmiştir.(90)

2.4.2. Greftleme ürünleri

Sinüs elevasyonu işlemleri sırasında çeşitli greftleme ürünleri kullanılmıştır. Bu ürünlerin sınıflandırılması onların alındığı kaynaklara göre yapılmaktadır:

1. Otojen greftler
2. Allojen greftler
3. Xenojen greftler
4. Alloplastik greftler

Bu greftleme ürünleri sinüs augmentasyon işlemlerinde ya yalnız ya da kombinasyon şeklinde kullanılmaktadır. Bu greftleme ürünlerinin kullanım gerekçesi 3 iyileşme mekanizmasına bağlanmaktadır:

1. Osteogenesis
2. Osteoindüksiyon
3. Osteokondüksiyon

Osteogenesis – bu greftleme ürününü canlı osteoblastları defekt alanına getirerek yeni kemik dokusunun oluşturma kapasitesidir.

Osteoindüksiyon – bu greft ürünleri undiferansiye osteoblastları diferansiye osteoblastlara dönüştürme kapasitesine sahiptir.

Osteokondüksiyon – bu greft ürünleri iskele görevi görerek yeni kemik hücreleri için çatı görevi görmektedir. (91)

Osteokondüksiyon – her hangi bir greftleme ürünün gerekli bir parçasıdır;çünkü greftin yerleştirmesinden sonra oluşan iskele oluşan pıhtının stabilizasyonu ve biyomekanik desteğini sağlamaktadır, geç dönemde ise yeni kemik için iskele görevi görmektedir.(92)

Otojen kemik güncel günümüzde greftleme ürünü olarak altın standard olarak kabul edilmektedir;çünkü osteojenik, osteoinduktif ve osteokonduktif kapasiteleri kendinde toplamaktadır. Bu yöntemin avantajları yanında tabii ki dezavantajları da vardır ve buna örnek verecek olursak bunlar ikinci cerrahi alan gerektirmesi ve donör saha morbiditesi gibi sıralanabilir. Bu donör sahalar intraoral (simfiz, ramus, tuber maksilla) ve extraoral (tibia, posterior illiak, anterior illiak, kalvarium, kosta) olarak iki gruba ayrılmaktadır.(93). Donör saha komplikasyonları olarak aşağıdaki sorunlarla karşılaşabiliriz:

- Ağrı
- Yürüme sorunları
- Fıtık
- Parestesia
- Enfeksiyon
- Dental hasarlar
- İlgili alanda kırık (93)

Allojenik greft ürünleri doku bankalarından mineralize veya minerallerden arındırılmış şekilde elde edilebilir. Mineralize allojenik greft ürünleri genellikle sinüs augmentasyon işlemlerinde uzun kemikleşme süreci nedeni ile güncel implantolojide az kullanılmaktadır. Demineralize alojenik greftler ise güncel implantolojide bünyesinde barındırdığı kemik morfogenetik protein sayesinde yakında bulunan undiferansiye kemik hücrelerini stimule ederek yeni kemik formasyonunu tetikler. (93) Bu malzemeleri kullanıp kullanmama endişesinin bu ürünlerin fiyatının yüksek olması ve hastalık transmissiyon riski taşıma kaynaklı olduğu düşünülmektedir. (93)

Xenogreftler, deproteinize sığır kemiklerinden elde edilen (Bioss, geistlich), yaygın olarak kullanılmış, in vitro ve in vivo yaygın olarak araştırılan greft türüdür. (93) Deproteinize sığır kemiği osteokonduktif kapasiteye sahip olup yalnız veya diğer greft ürünleri ile kombinasyon şeklinde kullanılabilir. Bio – Oss sığır kemik türevi olup üretim sırasında 300 C düşük ısıya maruz kalıp tüm organik komponentleri elimine edilen ve

yalnızca kemiğin kendi inorganik komponentlerini barındıran greft ürünüdür. (91) Alloplastik greft ürünleri daha kolay kullanıla bilinir olasılığı, otojen greftlemeye nispeten daha az maddi sarfiyet gerektirmesi güncel implantolojide rutin greftleme işlemlerine dahil edilmesine neden olmuştur. Alloplastik greft ürünleri genellikle bir neçe hidroksiapatit türevi barındıran ve daha çok kalsium fosfat içeren seramiklerdir. (93) Mesenkimal kök hücreler yakın geçmişte sinüs augmentasyon işlemleri nedeni ile kullanılmış ve umut vaat eden sonuçlar elde edilmiştir.(94)

Mangano ve ark insanlarda maksillar sinüse kök hücre temelli yaklaşımlarla ilgili literatür değerlendirmesi yapmışlar. (93) Yazarlar 34 aylık takip sürecinde kanaate gelmişler ki, maksillar sinüs augmenstasyonu işlemlerinde kök, hücre temelli yaklaşımların faydasını görmek için daha fazla randomize kontrollü çalışmaların yapılması gereklidir. (93)

2.4.3. Postoperativ hasta talimatları

Ameliyat sonrası hastaya hem kağıta basılı hem de sözel olarak postoperativ talimatlar anlatılmalıdır.(95) Bu talimatlar ilgili alana basınç uygulaması, buz uygulaması, uyurken kafanın dik olması ve hasta dinlenmesini kapsamaktadır.(96)

Sigara sinüs augmentasyonu yapılmış hastalarda kesin kontrendikasyon değildir, fakat hastalara işlemden önce, işlem zamanı, işlem sonrası ve implant uygulama sonrası bu alışkanlığı bırakma tavsiyesi verilmelidir; çünkü sigara iyileşme prosesini yanlış yönde etkilemektedir ve bunu kanıtlayan bir neçe araştırmada bulunmaktadır. (96) ,(97)

Yapılan sinüs augmentasyon işlemini negative etkileyecek işlemlerden (burundan aniden hava passaji, hapşırırken burunun kapatılması, pipet kullanılması, abdest alırken su buruna basınçlı şekilde çekilmesi...) hasta bilgilendirilerek ve hastanın en az bir hafta uzak durması sağlanmalıdır. 49 Ameliyat sonrası hastada hapşıрма duruma olursa yukarıda söylendiği gibi hasta burnunu kapatmamalıdır ve aksine ağzını açıp oluşan bu basınç artışını dengelemelidir. (95,96) Söylenenlere ilave olarak hasta yapılan işlemi görmek için yanak ve dudakları sağa, sola çekiştirerek yara alanını görmek isteyebilir bunun sonucunda da yara dudaklarında gerilim olduğu için iyileşmede sorunlar olabilir. (96)Hasta post-operativ karışılacağı sorunlardan dolayı bilgilendirilmelidir ve bu sorunlar kısaca olarak aşağıdakilerdir:

İnsizyon hattından hafif kanama ve ağrı, şişlik ve postoperatif bir kaç gün fark edilebilecek morarmadır. 48 Bazen ameliyat sonrası ağızda kanlı kemik partikülleri ve grannülleri rastlanabilmektedir hatta bu kemik grannülleri bazen burundan da gelebilmektedir ki bu da istenmeyen bir durumdur. 49 Bütün söylenenlere ek olarak hastaya reçete edilen antibiyotik, antiinflamatuvar ve nazal dekonjestanları cerrahın reçete ettiği gibi düzenli kullanması tavsiyesi verilmelidir. (96)

Sinüs augmentasyonu komplikasyonları

Sinüs augmentasyonu işlemi sırasında veya sonrası ortaya bir neçe komplikasyon çıkabilmektedir. Bunlardan en sık rastlananlardan biri de sinüs membranı perforasyonudur ki o da %7, %35 oranında cerrahi sırasında rastlanmaktadır. (98, 99) Bu perforasyonlar genellikle keskin ve sivri köşeli kenarlarda veya maksillar sinüste septa varlığında daha fazla oluşmaktadır; ancak ne zaman ki sinüs mukozasında küçük bir perforasyon oluşmuştur ve bu perforasyon sinüs mukozasının eleve edilmesi sonucu mukozanın diğer alanlarının birbirine yaklaşması ve kemik kapağında yukarı yönde yönlendirildiğinde sinüs augmentasyonu hiç bir sorun yoktur, bazen bu gibi durumlarda fibrin yapıştırıcısı kullanabilmektedir, fakat küçük perforasyon durumlarında buna gerek yoktur:

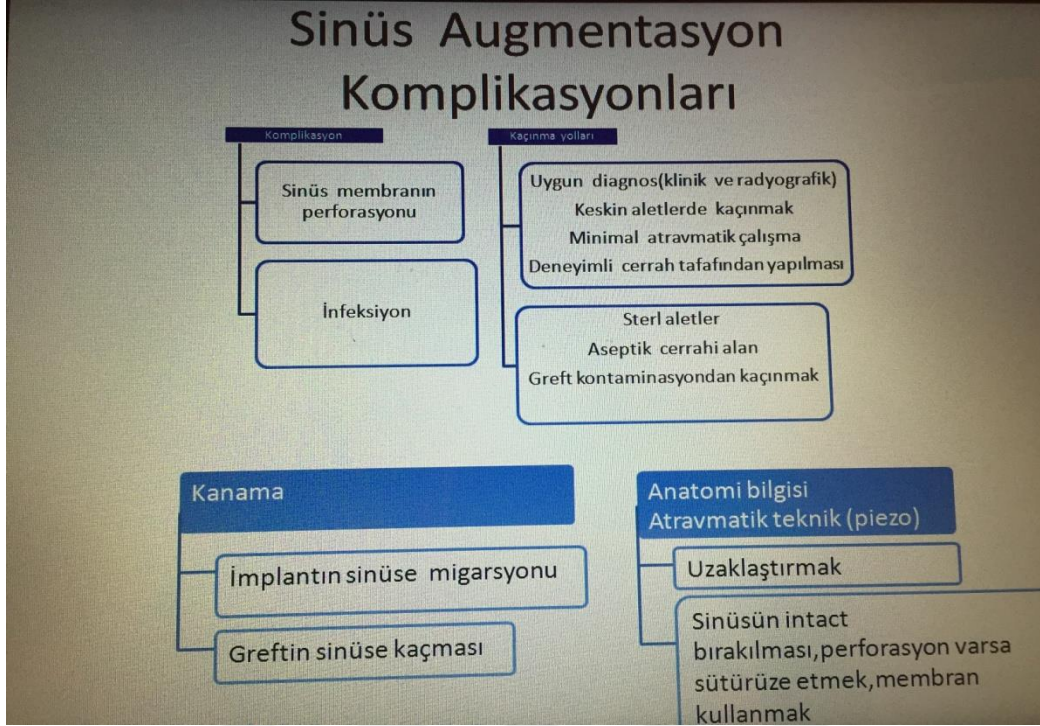
1. Bazen perforasyonlar daha büyük ve çok zor bir alanda bulunmaktadır ve bu perforasyon alanı greft partiküllerinin sinüse kaçmaması için o perforasyon alanı bir şekilde kapatılmalıdır
2. Bu defekt alanını kapatma işlemi ya kendiliğinden eriyebilen membranlarla veya cerrahi adhesivlerle (Bioglu, criolife) gerçekleştirile bilmektedir.
3. Çok büyük perforasyon durumlarında sinüs lift işleminden kaçınmak ve ikincil bir cerrahi müdahale gerçekleştirilmesi düşünülmelidir:
4. Bu durumda sinüs augmentasyonu işlemi en az 68 hafta gerçekleştirilmemelidir.
5. Hernandez – Alfaro ve ark sinüs augmentasyonu işlemi sırasında cerrahi komplikasyonlar ve sinüs membranı perforasyonlarının ortaya çıkma sıklığını araştırmışlardır.(100) Bu çalışmaya 474 sinüs augmentasyonu işlemi yapılmış ve aynı anda 1166 implant uygulaması yapılmış, 338 hasta dahil edilmiştir. Araştırmacılar 104 (% 21.94) vakada sinüs membranı perforasyonu sorunu yaşadıklarını ve bunlarda 19 adetinin bilateral olduğunu bildirmişlerdir. Tüm bu perforasyon vakalarının 56 adeti

(% 53.85) 5 mm'den az olduğu 28 adeti (% 26.92) 5 ile 10 mm arasında olduğu 20 adeti (% 19.23) ise 10 mm'den yukarı olduğu belirtilmiştir. (100)

Bazen sinüs augmentasyonu işlemi zamanı küçük damarlardan kanama sorunu yaşanmaktadır ve bu sorun ya kendiliğinden ya da çok hafif basınç uygulanarak kontrol altına alınmaktadır 1. Bazen maksiller sinüsün lateral duvarında pencere hazırlarken massiv kanama sorunu yaşaya biliriz bu da posterior superior alveolarin arterin dalı olan antral arterin osteotomi sırasında hasarına bağlıdır ki, bu istenmeyen ve uğraştırıcı bir durumdur, çok massiv kanama durumlarından kaçınılmalıdır.

Rosano ve ark'nın 15 kadavra kafasındaki 30 sinüste ve 100 sinüs augmentasyon işlemi planlanan hasta tomografisinde yaptıkları araştırmada arterial anastomozların ortaya çıkma sıklığı, lokalizasyonu, boyutu ve yönü incelenmiştir.(101) Bu arterial anastomozlar tüm hastalarda bulunmuş olup (% 100) ve maksillar sinüsün anterior – lateral duvarının disseksiyonu sonucu ortaya çıkmıştır. Maksillar sinüsün lateral duvarında bulunan arterial kanallar tomografik incelemede 200 sinüsün %94'te net olarak fark edilmiştir ve bu da sinüs augmentasyonu planlanan hastaların %47 oranına denk gelmektedir. Computer tomografi incelemelerine göre kemik içi arterial kanalın alt kısmından alveolar krete kadar olan ortalama mesafe 11.25 ± 2.99 mm civarında olmuştur. Bu arterial kanalın diametri %55.3 1 mm –den az, % 40.4, 1-2 mm' % 4.3, 2- 3 mm civarında olduğu belirtilmiştir. Vakaların % 100 antral arter shnayderian membranı ile maksiller sinüsün lateral duvarı arasında lokalize olmuştur. (101)

Dikkatli hasta tedavi planlanması, hasta seçimi ve uygun sinüs augmentasyon tekniği dental implant uygulama sırasında implantın sinüse migrasyon riskini minimize etmektedir. İmplantın sinüse migrasyonu cerrahi prosedürden günler sonra, iyileşme başlığı takılma sırasında, ebutmentlerin torklanması sırasında veya yıllar sonra gerçekleşebilmektedir. (102) İmplantın sinüse migrasyonu gerçekleştiğinde yapılması gereken ilk işlem olabildiğince erken zamanda implantın sinüsden uzaklaştırılmasını gerçekleştirmektir. (102) Sinüs augmentasyonu zamanı oluşan diğer komplikasyonlar sinüsdeki aşağıdaki patoloji durumlarına bağlı olabilir. Rinosinüsitis, odontojenik sinüs enfeksiyonları, psevdokistlar, retensiyon kistleri ve mukosel gibi durumlar. (102) Sinüs augmentasyonu işlemi yapılmadan önce tüm maksilladaki patolojik durumların yönlendirilmesi ve tedavisi gerçekleştirilmelidir. (102)



Şekil 2.21. Sinüs augmentasyon komplikasyonlarının grafisi

Sinüs augmentasyonu takiben sinüsde oluşan değişiklikler

Araştırmacılar bu kanaate varmışlar ki, sinüs augmentasyonu işlemleri sinüsün fizyolojik fonksiyonunu uzun vadede negatif yönde etkilememektedir(103). 17 hastada yapılmış endoskopik, histolojik ve mikrobial retrospektif çalışmada otojen kemik partikülleri ile yapılmış sinüs augmentasyonu işlemi sonrası post-operativ 9 ay takip süresi ile hastalarda hiç bir sinüs komplikasyonu fark edilmemiş ve sinüs komplikasyonu olması için preoperativ sinüs patolojisinin sinüs augmentasyonu komplikasyonu için predispozan faktör olduğu öne sürülmüştür. (104) Giffa ve ark preoperativ maksillar sinüsitis septomlarının hiç olmadığı hastalarda mukosiliar fonksiyonun etkinliğini sinüs augmentasyonu prosedürü zamanı incelemişler. (105) Bu çalışmada 10 hastaya lokal anestezi altında ve endoskopik kontrol yapılarak unilateral sinüs augmentasyonu işlemi uygulanmıştır. Maksiller sinüsün tabanına metilen mavisi damcısı koyularak sinüs augmentasyonu işlemi zamanı sinüsdeki mukusun ostiuma doğru hareketi değerlendirilmiştir. Araştırmacılar şu kanaate varmışlar ki, mukosiliar fonksiyon sinüs augmentasyonu zamanı yalnızca membranın eleve ve maksillar sinüs mukozasının kemikten ayrılmış kısımlarında bozulmuş diğer kısımlarda preoperativ olduğu gibi fonksiyon görmektedir. (105) Bazı araştırmacılar preoperativ hiç sinüs patolojisi olmayan

hastalar sinüs augmentasyon işlemine maruz kalınca sinüs kalınlığında da çeşitli değişikliklerin ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Sinüs mukozasındaki bu değişkenlik ilk kez Janner ve ark tarafından geniş bir ölçüm tanımlayan radyografik incelemede tanımlatılmıştır. Yapılan bu araştırmaya göre sinüs mukozasında değişiklikler 0.16 ve 34.61 mm civarına kadar olabileceği yazarlar tarafında belirtilmiştir.(106) Bu araştırmada çalışmaya dahil etme kriterleri hastanın sinüs augmentasyonu yapılma gerekçesi duyması, sinüs augmentasyonu işlemi yapmadan önce sinüste hiç bir patoloji durumu izlenmemesi ve bu çalışmaya göre ortalama sinüs mukoza kalınlığı 0.7 mm olarak belirtilmiştir. Bu durumda araştırmaya dahil edilen hastaların hiç birinde sinüs patolojisi olmadığı için ortalama sinüs mukoza kalınlığı da yapılan diğer çalışmalara göre az olabilmektedir. Söylenenlere ilave olarak sinüs mukozası bazı çevresel etkenler sayesinde de değişiklik göstere bilmektedir. Bu çevresel etkenler: klima, alışkanlıklar, sigara içme alışkanlığı, alerji durumları, mevsimi değişiklikler ve hatta bazen hasta cinsi bile etki etmektedir. (106) Bu araştırmaya dahil edilen 26 hastadan 6'sı çift taraflı sinüs augmentasyonu işlemine maruz kalmış ve daha sonra mukoza değişikliklerinin incelenmesi için takibe alınmıştır. Sonuç olarak yukarıda bahsedilen çevresel faktörler, hasta alışkanlıkları sinüs mukozasında değişikliklere meyilli olma davranışı sergileyebilmektedir. Bu çalışmanın önemli gözlemlerinden biri de sinüs membranının sinüs augmentasyonu işlemi takiben geçici olarak kalınlaşmasıdır. Bu kalınlaşma sinüs augmentasyonu işlemi zamanı cerrahi travma ve bunun sonucunda baş veren kanama ve şişme gibi durumlara verilen fizyolojik iltihabi reaksiyon olarak da düşünüle bilmektedir. Nasal ve paranasal mukozanın farklı tür hasara verdiği dair olan çeşitli araştırmalar ((107, 108) ne yazık ki sinüs mukozasında sinüs augmentasyonu işlemi sonrası oluşan değişiklikleri araştıran literatür çalışması güncel günümüzde az rastlanılmaktadır. 2002 yılına Watelet ve ark tarafından yapılan çalışmada nasal ve paranasal mukoza hasarı sonrası o bölgenin iyileşme projesi araştırılmıştır. Araştırmacılar bu rejenerasyon sürecini 4 ayrı fazda tamamlandığını söylemektedir ki, bunlarda: enflemasyon fazı, hücre proliferasyonu fazı, matriks oluşturma fazı ve yumuşak doku remodeling fazı olarak belirtilmiştir.

Yukarıda vurgulanan aşamalar sinüs cerrahisinde tam ve parsial rezeksiyon durumlarında da izlenmektedir, ancak sinüs augmentasyonu işlemi zamanı sinüs membranı intakt kaldığı için ve kemik sınırlarından ayrıldığı için buradaki prosesler bir farklı olmaktadır.(109) Sonuç olarak sinüs augmentasyonu işlemini takiben sinüs membranında bir miktar kalınlaşma izlenmektedir. Bu kalınlaşma durumun bir enflemasyon reaksiyonu olduğunu

ve 1. ve 2. güne kıyasla 3, 7 gün daha fazla izlendiği belirtilmiştir. Uzun dönem hasta takipleri bu kanaate varmaktadır ki, sinüs augmentasyonuna maruz kalmış hastada 3 aylık takip sürecinde çok hafif bir şişlik izlenmiş olup 6 aylık bir aşamada ise bu şişkinliğinde tümünden kaybolduğu ve 12 aylık takipte ise sinüs mukozasının preoperativ kalınlığına göre kıyasla daha ince olduğu görülmüştür. (109)

2.4.4. Sinüs augmentasyonu işlemine alternatif tedavi seçenekleri

Güncel implantolojide sinüs augmentasyonu işlemi posterior maksillada protetik rehabilitasyon amaçlı yapılan tek ve kaçınılmaz tedavi seçeneği değildir.(109) Posterior maksillada yapılan bu sinüs augmentasyonu işlemlerinden kaçınma tedavi protokolü iki yolla ola bilmektedir: Cerrahi yönlü ve cerrahi yönlü olmayan prosedürler.

Cerrahi yönlü olanlara örnek verecek olursak:

1. Zigoma implantları
2. Açılı uygulanan implantlar (sinüsün ön duvarı boyunca)
3. Kısa implantlar
4. Pterigoid implantlar
5. Cerrahisiz distal uzantılı kantileverin yapılması

Aşırı rezorbe maksillada alternative tedavi seçeneği olan zigomatik implantlar

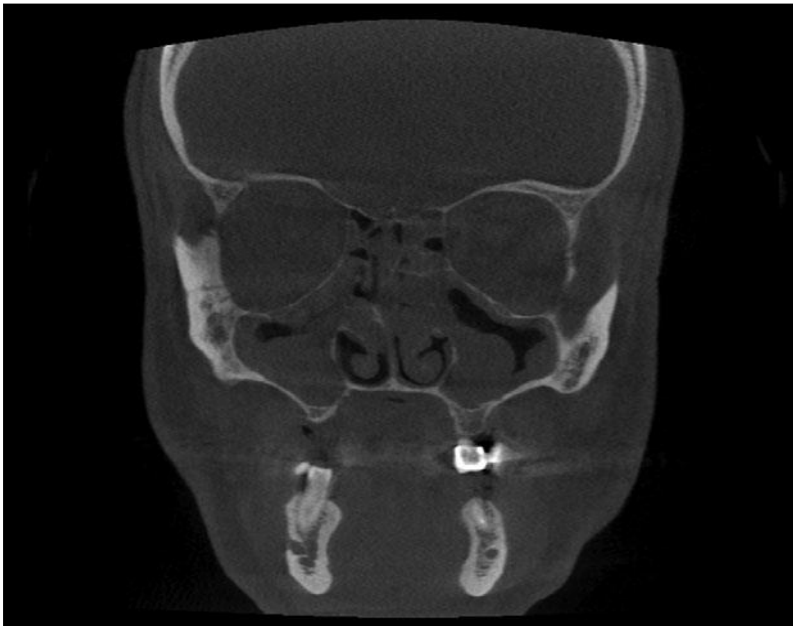
Çalışmalar güncel implantolojide greftli sinüs augmentasyonu prosedürlerinden kaçınma çabaları yönündedir ki bunun içinde pteriqoid implantlar için pterigomaksiller birleşim zigomatik implantlar için zigomatik kemik destek alanı olarak kullanılmaktadır.(110, 112) Bazı diğer cerrahlar ise güncel implantolojide sinüs augmentasyonu işleminden kaçınmak için açılı veya kısa implantlar kullanarak sinüs augmentasyonunu kullanım dışı bırakmışlar.(113) Son iki dekatda zigomatik implantlar aşırı rezorbe maksilla ve maksilloektomy hastalarının tedavi yönetiminde çok efektif olmuştur. Branemark zigomantik implantların kullanım endikasyonlarını bildirirken onların travma, konjenital defektler ve tümör nedeni ile rezeke edilmiş maksilla defektlerinin protetik rehabilitasyonu için kullanımının uygun olduğunu söylemiştir.(113, 116) Multiple zigomatik implantların

(her tarafta 2, 3 adet) kullanımı Bortur ve ark tarafından prostetik implantın destek amacıyla yapılması uygun görülmüştür.(117)

Zigomatik implantların endikasyonu ve kontrendikasyonu

Zigomatik implantların ilk olarak neoplastik hastalıklı hastalarda kullanımı zigomatik implantların endikasyonunu daha da genişlendirerek aşırı rezorbe posterior maksillada kullanımına olanak vermiştir. O günden itibaren zigomatik implantların aşırı rezorbe posterior maksillada protetik rehabilitasyon amaçlı kullanım endikasyonu değişmeden kalmaktadır. Rutin tedavi protokolünde zigomatik implantlar önde 2 veya 4 axial implant olacak şekilde kullanılmaktadır. Zigomatik implantların kontrendikasyonları olarak ise aşağıdaki durumlar verilebilir:

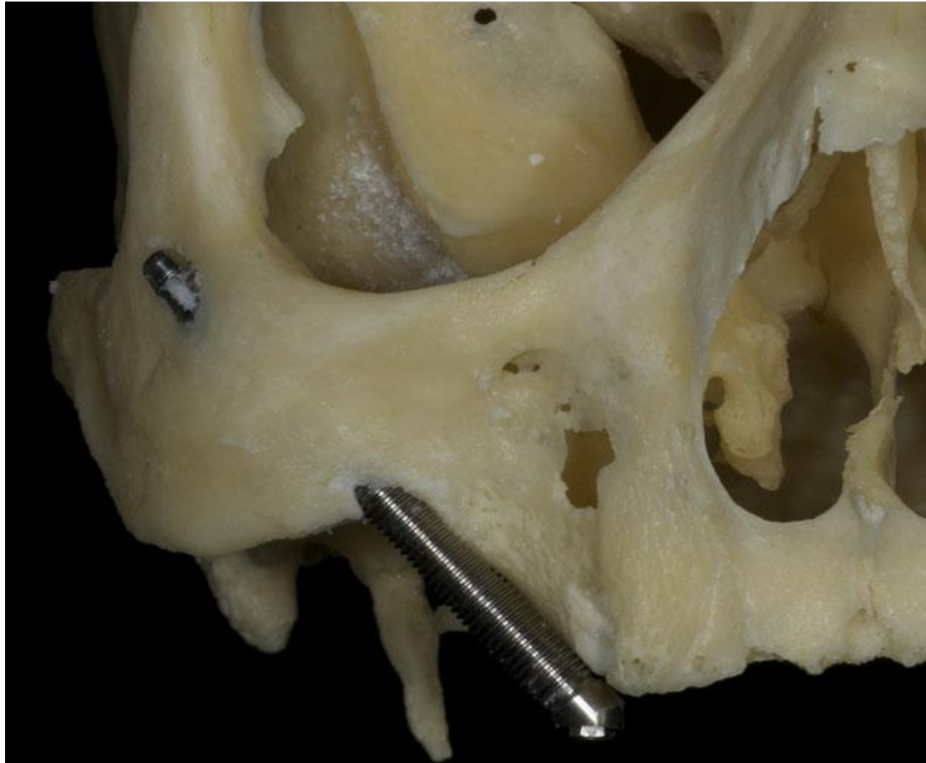
Aakut sinüsit enfeksiyonları, maksilla veya zigoma patolojileri, malignant veya sistemik durumu kontrol altında olmayan hastalar. Söylenenlere ilave olarak relativ kontrendikasyonlu hastalarda bulunmaktadır: kronik sinüzitli hastalar, bifosfonat tedavisi gören hastalar ve günde 20 üzerinde sigara kullanan hastalar relativ kontrendikasyonlu hastalara örnek olmaktadır ve bu patoloji durumları tercihen zigomatik implantlar uygulanmadan tedavi edilmelidir.



Şekil 2.22. Bilateral olarak maksiller ve etmoid sinüsün enfeksiyon durumu ve osteomun kapalı olması görülmektedir. (Hastada zigomatik implant tedavisi öncesi FES yapılması uygun görülmüştür.)

Hastanın klinik müayenesi bittikten sonra radyografik muayeneye başlamak gereklidir ki bu da zigomatik implant tedavisinin daha uygun şekilde yapılmasına olanak vermektedir.(118) Kompüter tomografi zigomatik implant tedavisinde implant uygulanacak alanın, sinüs patolojisinin durumunu ve implant geçiş alanının değerlendirilmesinde çok önemlidir. Zigomatik arkta ve alveolar kreste kalan kemik miktarı ameliyat öncesi incelenmelidir. Acılandırma beklenen durumdur ki inceleme zamanı zigomatik implantın gövdesi maksillar sinüs ve maksillar sinüsün lateral duvarı ile ilişkisi değerlendirilmelidir. Rutin ve orijinal teknikte zigomatik implant yerleşim olarak maksillar sinüs içerisinde olmaktadır. Daha sonra tartışma konusu olacak konulardan biride zigomatik implantların ekstra, sinüsal pasaj yoludur ki o da güncel olarak iyi sonuçlar vaat etmektedir.

Bedrossian ve ark göre ((119) maksilla 3 ayrı zona ayrılabilir: premaksilla, premolar bölgesi ve molar bölgesi. Klinisyen bu üç bölgede cerrahi öncesi bir değerlendirme yapmalıdır. Bu değerlendirme kompüter tomografi yardımıyla yapılmaktadır ki bu zaman hem maksilla Bedrosiyanın vurguladığı 3 bölgede hem de zigomatik arkta incelenmektedir.

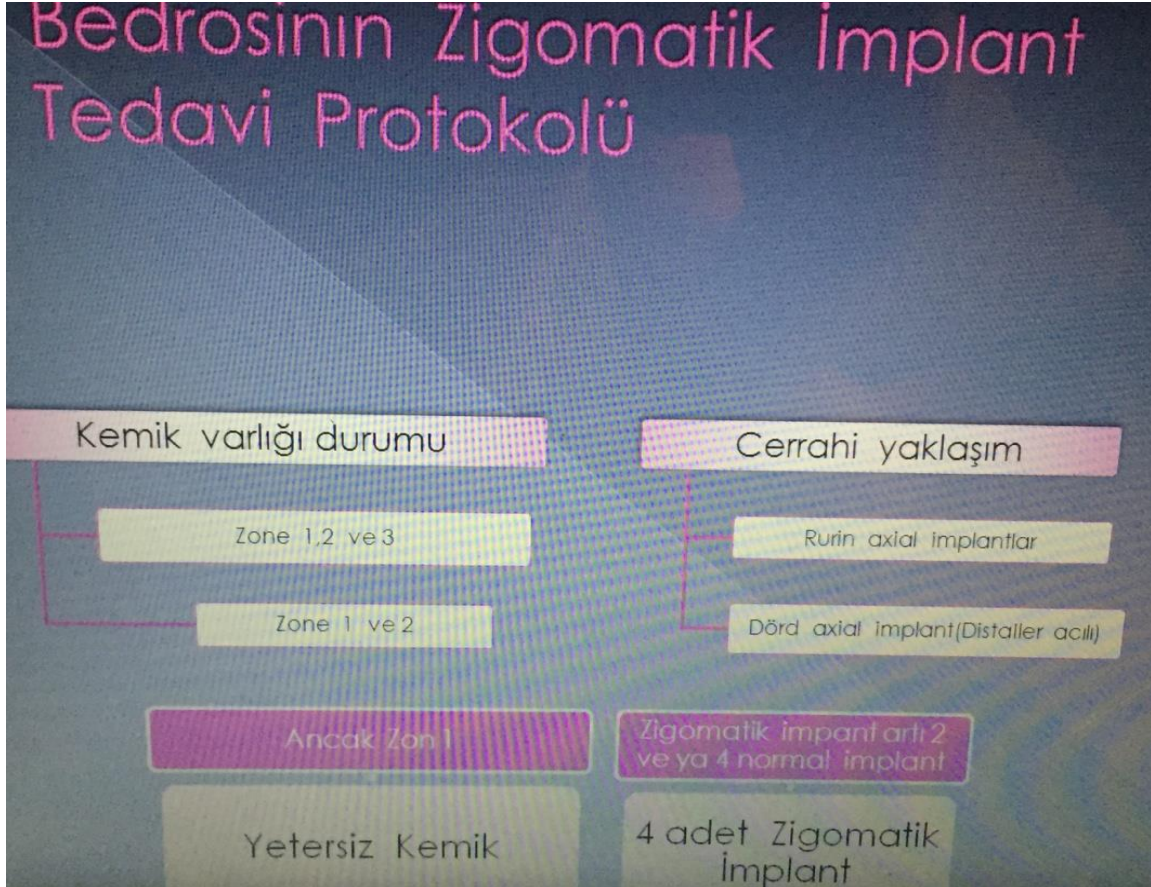


Şekil 2.23. Ekstrasinüsal zigomatik implant uygulaması

Bu inceleme zamanı klinisyen ancak kemik incelemesi üzerine yoğunlaşmamalıdır aynı zamanda zigomatik implant uygulamasını kontrendike yapacak sinüs patoloji durumları da incelenmelidir. İnceleme zamana premaksilla ve premolar bölgede yeterli kemik varsa bu zaman hastaya distal implantlar acılı olacak şekilde toplamda ya 4 ya da 6 implant uygulanabilmektedir. Distal implantların cerrahi sırasında acılı yerleştirilmesi protetik restorasyon sonrası oklüzal kuvvetlerin uyumlu bir şekilde dağılmasını sağlayacaktır. Distal implantların acı değeri genellikle maksiller sinüsün pnevmatizasyonuna ve anterior duvar eğimine bağlı olmaktadır.

Zigomatik implant tedavisinde genel kurallar

- Premaksillada 2 veya 4 axial implant yerleşimine uygun kemik kantitesi ve bilateral premolar /molar bölge kemik eksikliği bulunmaktadır. Bu durumda premolar/molar bölge restorasyonu her taraf için tek olacak şekilde bir zigomatik implantla restore edilecek.
- Premaksillada yeterli kemik kantitesi varken unilateral olarak bir tarafta maksilla normal implant uygulaması için uygun değildir. Bu zaman normal kemik kantitesi olan alanlara rutin axial implantlar defektli alana ise bir adet zigomatik implant uygulanmaktadır
- Premaksillada yeterli kemik kantitesi yok: fakat zon 2 ve 3'te yeterli kemik kantitesi bulunmaktadır. Anteriorlar zigomatik implantlar yardımı ile posteriorlar ise rutin axial implantlarla çözülmektedir.
- Tüm zonlarda kemik kantite sorunu bulunurken maksilla rehabilitasyonu anteriorlu ve posteriorlu zigomatik implantlarla çözülmektedir
- Tam edentulous olmayan hastada zone 1,2 ve 3 kemik kantite sorunu varken öneriler 3 axial rutin implant üzerine hareketli bir protez yapılma yönündedir. Tam edentulous olmayan hastalarda zigomatik implant kullanımı daha geniş klinik takipler gerektirdiği için rutin tedavi protokolünde geniş yer almamıştır.(118)
- Konvansiyonel implantların ve maksillada yapılan çeşitli kemik greftleme türlerinin başarısız olduğu durumlarda zigomatik implantların kullanımı bir növ kurtarma cerrahi tedavisidir (118)



Şekil 2.24. Bedrossinin tedavi protokolu grafisi

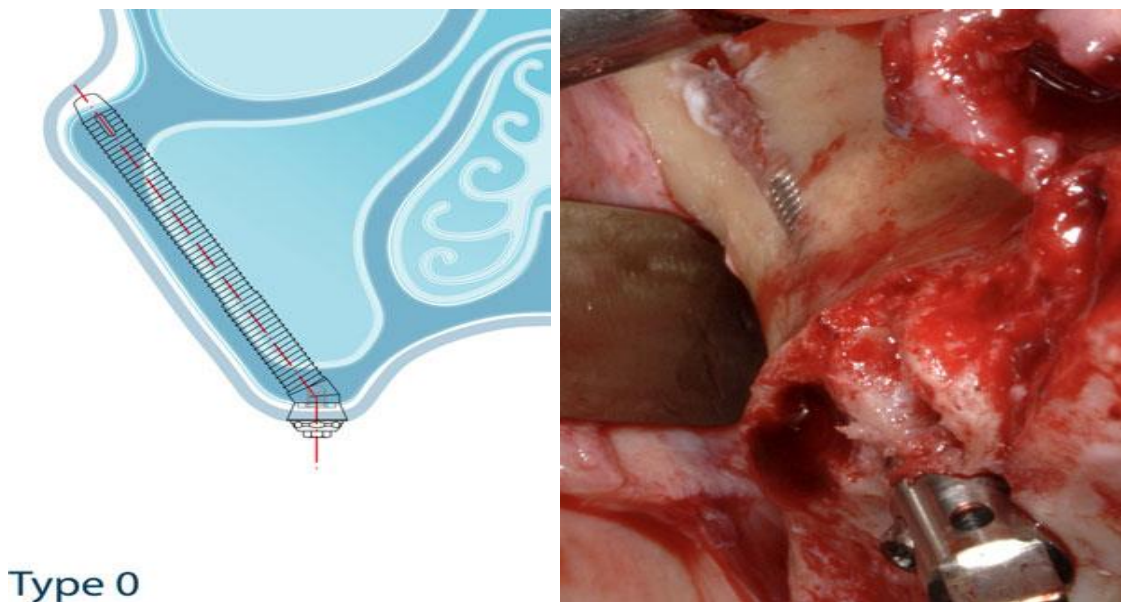
Zigomatik implantın dizaynı

Orijinal Zigoma implantları Branemark tarafından dizayn edilmiş ve maksillanın premolar bölgesinden sinüsten geçecek şekilde zigomadan destek alan implant türlerdir. İlk halinde morfolojik olarak konvansiyonel implantlara benzese de çap ve diámetrode belirgin bir artış olmuştur. İmplant kendiliğinden vidalı titanium implant olmakla beraber farklı uzunlukta implant seçenekleri bulunmaktadır (İmplant uzunluğu 30—52.5 mm) (114, 115). Zigomatik implantın çapına geldiğinde ise yivli apikal kısımda implant çapı 4 mm iken krestal kısımda implant çapı 4.5 mm'dir. Zigomatik implantlar ebatmentlerin bağlanabilmesi için dahili yiv sistemi ile teçhizatlandırılmıştır. Daha sonralar ise zigomatik implantların kristal kısmı 45 derecede açılandırılmaya başlanmıştır. (115) Günümüzde zigomatik implantlar bir ünite olarak orta derecede kaba oksitleşmiş yivli yüzey ve uygulama sırasında implantın internal kısmına bağlanan ve özel zigomatik ebatmentlerin bağlanmasını sağlayan, internal vida sistemine bağlanan kapama vidasından ibarettir. Günümüzde zigomatik implantlar üç farklı şirket tarafından üretilmiş olup morfolojik

olarak ise kaba şekilde oksidize edilmiş yivli kısım, pürüzsüz orta gövde implant kısmı, alveolar kreste yakın yerleşim gösteren boyun kısmı ve 55 derece açılıdırması olan kafa kısmından ibarettir.

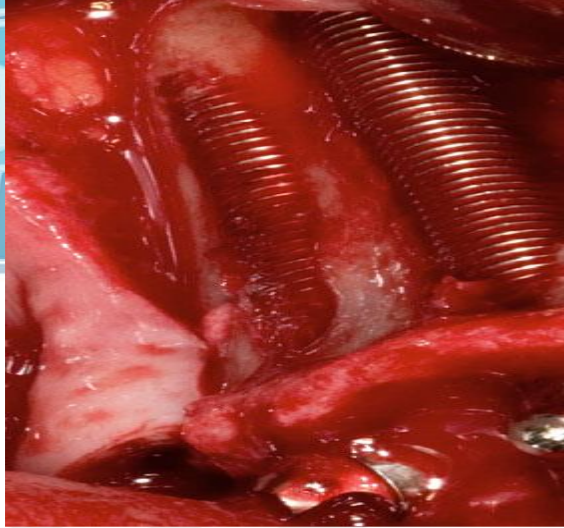
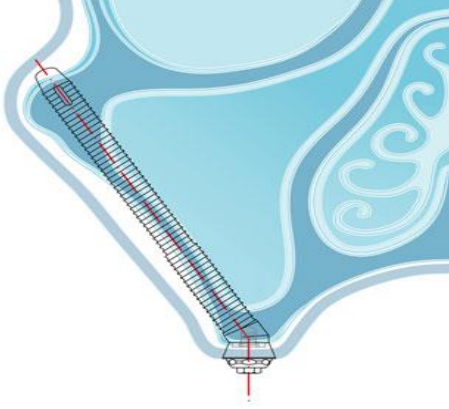
Zigomanın anatomik rehberlik yaklaşımı (Zigomatik anatomy guided approach)

Araştırmacılar zigomanın anatomik rehber yaklaşımının orijinal zigomatik implant cerrahisinin bir modifikasyonu olarak görmektedirler ve bu yaklaşım her zigoma cerrahisi yapılacak hasta anatomisine uygun individual yaklaşımla yaklaşmasını sağlamaktadır. (115,120) Bu yaklaşımı farklı sözlerle karakterize etmek gerekirse zigomatik implantların ne sinüs kavitesinin içerisinde ne de dışında lokalizasyonunu savunmaktadırlar, yazarlar implantın hasta anatomisine uygun olacak şekilde yerleştirilmesini savunmaktadırlar. ZAGA'a sistemine esasen yapılan klassifikasyonda dört grup ayrılmaktadır. Bu cerrahiye maruz kalan hastaların ameliyat planlaması ve daha sonraki takiplerini kolaylaştırmaktadır. (120) Uzun zigomatik implantların ZAGA prensiplerini takip ederek uygulanması, implanta hatta maksillanın lateral duvarında bile olsa güzel kemik desteği sağlamaktadır ki bu da aşırı rezorbe ve atrofik maksilla durumlarında çok önemlidir. İmplant kendisi bu durumda osteotomi alanını kapatarak açıkta bulunana sinüs duvarını kapatmaktadır, bu da sinüs kontaminasyonunu engellemektedir. Dahası klinisyen elde bulunan kristal kemiğin ZAGA prensiplerine uygun olarak kullandığında zigomatik implantın gövde ve boyun kısmında güzel bir osteointegrasyon tablosu izlenmektedir. (120)



Şekil 2.25. Yukarıda Type, 0 Zigomanın anatomy rehberlik yaklaşımı

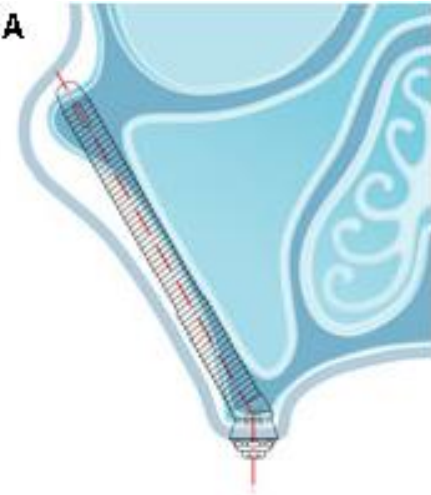
Maksillanın anterior duvarı çok yassı olduğu için, zigomatik implantın gövdesi intrasinüsoydal bir yol izleyerek zigomatik kemiğe ulaşmaktadır ve bu durumda implantın kafa kısmı alveolar krestde yer almaktadır.



Type 1

Şekil 2.26. Yukarıda Type 1 Zigomanın anatomy rehberlik yaklaşımı

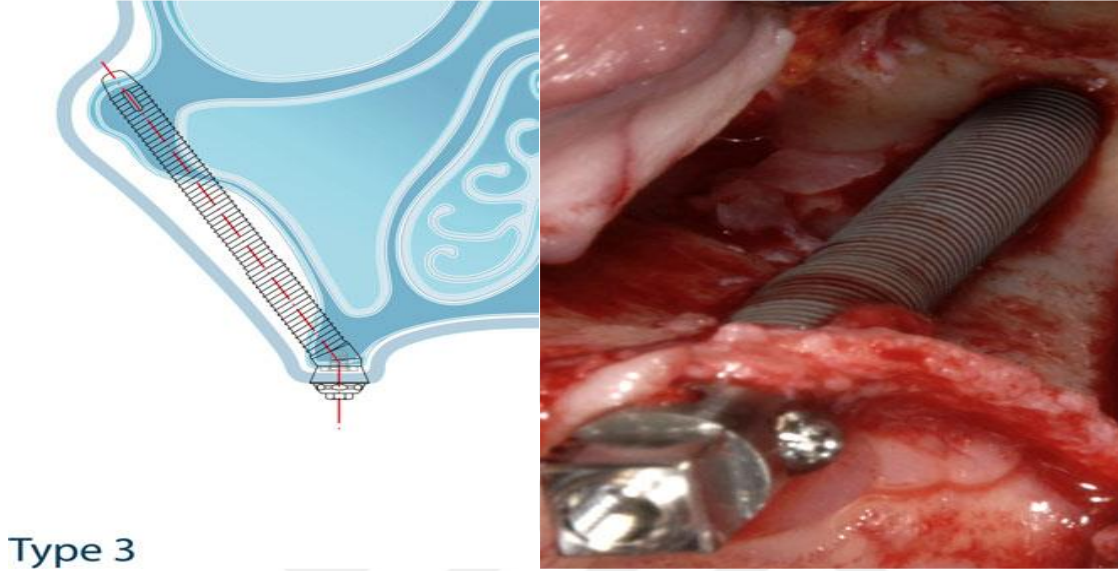
Bu durumda maksillanın anterior duvarı hafif konkav durumdadır. Bu zaman osteotomy hattı maksillanın anteior duvarından geçmektedir.



Type 2

Şekil 2.27. Yukarıda Type 2 zigoma anatomi rehberlik yaklaşımı

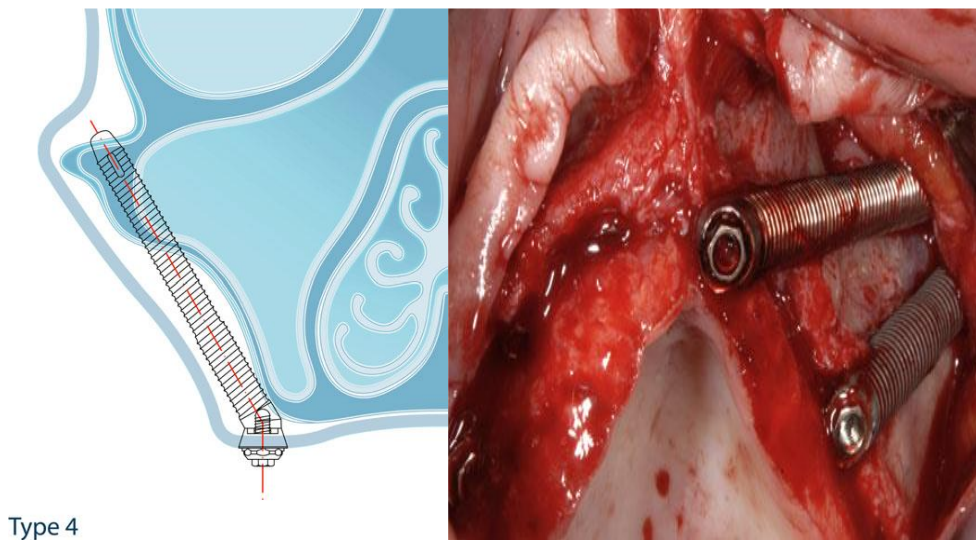
Bu durumda maksillanın anterior duvara fazla konkav olduğu için osteotomi zamanı implant gövdesi ekstra sinüsoydal yerleşim gösterse de maksillanın anterior duvarına iyice yaslanmaktadır.



Type 3

Şekil 2.28. Yukarıda Type 3 zigoma anatomi rehberlik yaklaşımı

Bu durumda maksilla anteior duvarı aşırı derecede konkav olduğu için zigomatik implantın kafa kısmı palatinalden yönlendirilerek zigomatik kemiğe ulaşmaktadır. Bu zaman zigomatik implantla maksilla anterior duvar arasında temassızlık izlenmektedir.



Type 4

Şekil 2.29. Yukarıda Type 4 zigoma anatomi rehberlik yaklaşımı

Bu durumda maksillada vertikal ve horizontal atrofi durumları izlenmektedir. Bunun içinde ince oalatinal kemiğin hasar almaması için ekstra, krestal ve ekstra, sinüsoydal geçiş yolu kullanılmaktadır. (120)

Açılı uygulanan implantlar

1993'te Dr. Paulo Malo aşırı rezorbe çene durumlarında implantların açıldırılmış yerleştirilmesini savundu ve bu konsepti "All on four"(her şey 4'ün üstünde) olarak adlandırdı. Bu konsepte göre ön bölgedeki 2 implant vertikal geri kalan 2 implant ise 3540 derece açıldırılmıştır. (121) O zamandan beri, birkaç klinisyen ve araştırmacı, belli bir süre boyunca değişen derecelerde açılı implantlar kullandıklarını bildirmişlerdir, ancak günümüzde aşırı rezorbe çenelerde açılı implantların kullanımı için belli bir konsesusun bulunmadığını görmekteyiz.

Açılı İmplantların Avantajları

1. Minimum kemik hacminde dahi iyi stabilite. Daha uzun implantlar minimum kemik hacminde kullanılarak kemik, implant temas yüzeyini artırarak vertikal kemik augmentasyonu gereksinimini azaltmaktadır.
2. Başarılı klinik sonuçlar.
3. Daha fazla invaziv olan ve tahmin edilmez sonuçları olan greftleme prosedürlerini aradan kaldırmaktadır. (122)
4. Genellikle kemik greftlemesi için kontrendikasyon olan çeşitli sistemik hastalıklı durumlarda uygulanabilir. (122)
5. Açıldırılmalar anatomik yapılardan kaçınmayı sağlar.(123)
6. Distal kantilever kullanmak yerine distal açılı implant kullanılması biomekanik olarak daha avantajlıdır.(124)
7. Sinüs augmentasyonu işlemlerinde (125) ve pnevmatize maksillar sinüs durumlarında (125) daha effektiv ve güvenli bir alternatiftir.
8. Distal açılı implantlar vertikal implantlarla kıyaslandığında daha başarılı şekilde oklüzal kuvvetleri dağıtmaktadır.(126)
9. Kısa (127) ve uzun vadede başarılı sonuçlar.(128)

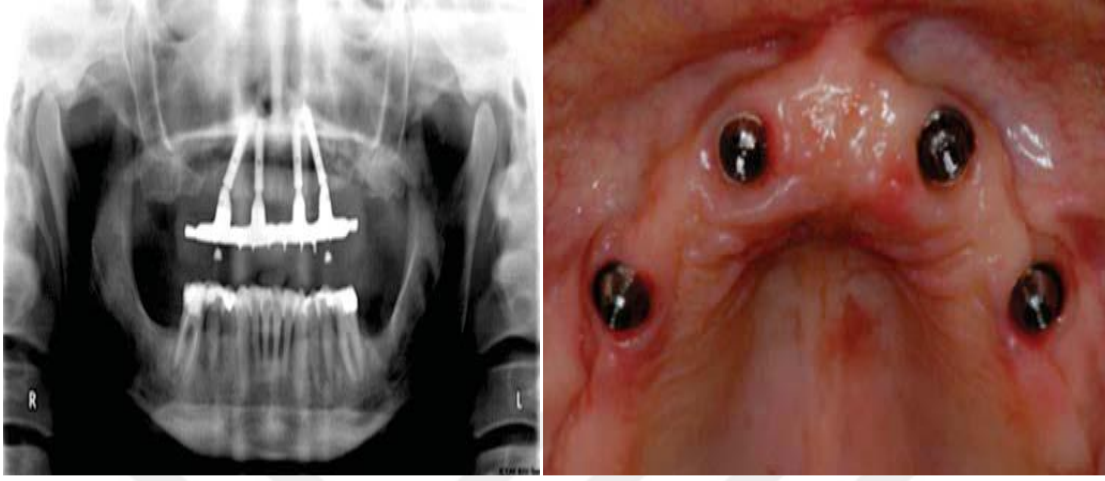
Açılı implantların dezavantajı

1. Bu teknik çok hassas bir tekniktir.
2. Cerrah çok becerikli olmalıdır.
3. Gerekli açıyla implantın uygulaması için bilgisayar destekli cerrahi guide tasarlanmalıdır.
4. Açıda oluşan küçük değişiklikler bile hem hasta hem de doktor için sorun olmaktadır.

Açılı implantların uygulama tekniği aşırı rezorbe maksilla durumlarının tedavisi için güncel implantolojide cerrahi uzmanlarının kullanımına sunulmuştur. Bu aşırı rezorbe maksillalar kanin ve premolar dişler arasında implant uygulanmasına izin verecek kemik kantitesi ile karakterizedir ki bu da maksillar sinüsün ön duvarı ile sınırlandırılmıştır. Maksillar sinüsün aşırı pnevmatize olması aşağıdaki durumları gerektirmektedir: Kemik yoğunluğunun yüksek olduğu alanlara uzun implantların yerleştirilmesi ve vidalı yapıların altı numaralı diş bölgesinde birleşerek iyi bir geometrik implant/protetik yapı fonksiyonu göstermektedir. Yukarıda bahsedilen teknik uygulanmazsa bu alanlara ya kısa implantlar ya da greftler kullanarak sinüs augmentasyonu işlemini yaparak vakayı kompleks bir duruma getirmiş oluruz ki bu da zaman ve maddi harçların artmasına neden olmaktadır.(129, 131) Daha öncede söylendiği gibi bu teknikte distale yerleştirilen implantlar oklüzal kuvvetlerin emilim ve dağılımından sorumludurlar. Distale yerleştirilen implantların yardımıyla protetik yapının distal kolu daha posteriorlara ulaşmaktadır ki bu distalde yapılan kantileverin uzamasını küçültmektedir. (132, 134) Biyo-mühendislik çalışmalarına göre, distalde yerleştirilmiş implantlar diğer implantlara sıkıca bağlı olmalıdır ki birbirine bir ünite şeklinde bağlanan implantlar kuvvetlere daha dayanıklı olacaktır ve böylelikle daha güzel bir biomekanik sistem tasarlanmış olacaktır.(134)

Araştırmacılar tarafından yapılan retrospektiv bir çalışmada, 10 yıllık bir sürede 156 hasta iki grupta olacak şekilde 4 ve 6 implant üzerine yapılan protetik konstrüksiyonların başarı endeksi değerlendirilmiştir. Yapılan araştırmanın sonucuna göre her iki grubun başarı indeksi hem 4 hem de 6 implant üzerine yapılan konstrüksiyonlarda, hem implant hem de protetik rehabilitasyon bakımından aynı olduğu öğrenilmiştir. (135) Dr Malonun 2003 yılında yaptığı retrospektiv çalışmada “All-on-four” tekniğinin immediat yükleme protokolü değerlendirilmiştir. Yapılan araştırmanın sonucuna göre “All-on-four” tekniğinin başarı oranı bir yıllık takip sonrası maksillada daha muhteşem sonuçlar vaat

etmektedir ve distale yerleştirilen implantların acılandırılması başarı oranı ile uyumludur.(136)



Şekil 2.30. All-on-four tekniği ile tedavi edilmiş olan hastanın 1 yıllık takip sonrası röntgen filmi

Kalandriello ve ark'nın 2005 (137) yılında yayınlanan prospektif çalışmasında, atrofik maksillada acılı implantların yerleştirilmesi ve immediat yüklenmesi değerlendirilmiştir. Araştırmacılar bu tekniği dişsiz çenelerde kullanarak % 96.7 başarı oranını yayımlamışlar ve sonuç olarak bu karara varmışlar. Bu tekniğin kullanımı tedavi zamanının, hususen cerrahi tedavi zamanını ve tedavinin maddi değerini düşürmektedir.

Dr Ferreira ve ark 2004 yılında bu tekniğin aşırı rezorbe maksilla vakalarında, uzun implantların distale acılı olarak anterior, posterior yönde yerleştirilmesini, acılı implantların bikortikal ankoraj amaçlı kullanılmasını önermişlerdir. Dr Ferreira ve ark'nın önerileri primer stabilite ve fonksiyonel yükleme protokolünün kullanılabilirliğini pozitif yönde etkilemektedir.(138)

Kısa implantlar

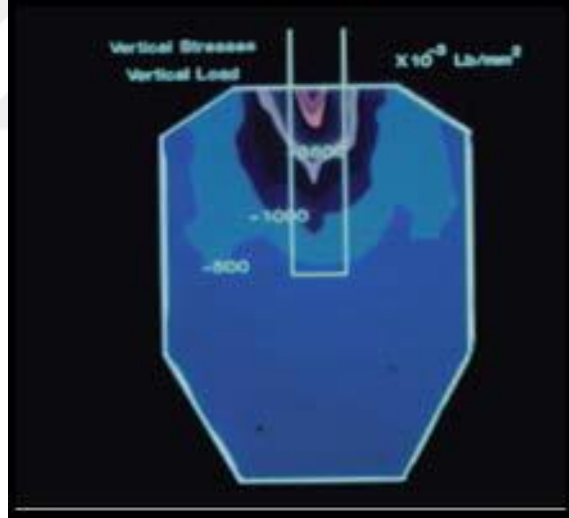
Atrofik posterior maksillalı hastalar riskli subantal kemik yükseklikleri ile yüksek komplikasyon oranını, daha uzun zaman süren tedavilerini ve pahalı implant/protetik yapı rehabilitasyonu göz önünde tutmalıdırlar. Bu durumlardaki klinik sorun, diş çekimi sonrası akut bir alveolar kret rezorpsiyonu ve bunu takiben artmış maksillar sinüs pnevmatizasyonu gibi durumlar önemli oranda mevcut kemik hacmini düşürmektedirler. Bu durumda 10 mm veya daha uzun implantların sinüs augmentasyonu işlemi yapmadan

uygulanması imkânsızdır. Sinüs augmentasyonu işlemi için farklı teknikler ve greft ürünleri yayınlansa da bu işlem ya implant uygulaması ile aynı anda ya da çift aşamalı yapılmaktadır.(139, 140) Lateral pancere tekniği güncel implantolojide atrofik posterior maksilla vakalarında tedavi seçeneği olsa da yüksek tedavi maliyeti, hasta morbiditesi, bazen ciddi enfeksiyon riskleri ve uzun iyileşme süresi gibi dezavantajları bu işlemin hasta tarafından kabul edilebilirliğini zorlaştırmaktadır.(141)

Yukarıda söylenen durumlar sinüs augmentasyonu işlemine alternatif tedavi seçeneklerinin daha güncel duruma gelmesine neden olmaktadır ki bunlardan biri de atrofik posterior maksillada kısa implantların kullanılmasıdır. Kısa implantların kullanım gerekçesi ise oklüzal kuvvetlerin implantın apikal uçlunda değil de kristal uçlunda dağılmasına bağlıdır.(67) Bu zaman kemikte oluşan stres implantın uzunluğundan bağımsız olduğu için (142, 143) geniş çaplı implantlar uzunlara göre daha iyi ankoraj sağlamaları nedeni ile önerilmektedir.(144)



Şekil 2. 31. Sonlu Eleman analiz yöntemi.



Şekil 2. 32. İmplant kortikal kemik

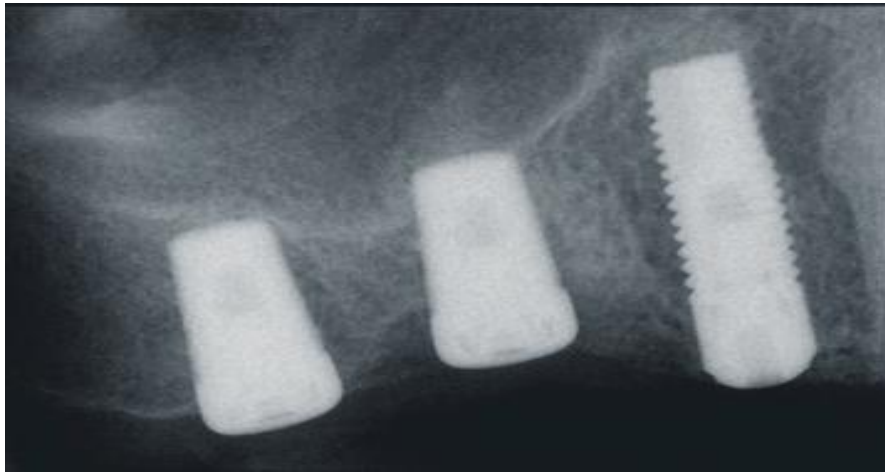
Tasarlanmış İmplant kemik modelinde elastisitesi ile aynı olan uygulanan kuvvet implant gövdesinin akrilik şablonun içine kristal 5 mm’de gerilim oluşturmaktadır.(145)

Kısa dental implantların kullanımı hem hastalar hem de cerrahlar için faydalı olmuştur. Hastalar için sinüs augmentasyonu işlemlerine karşın kısa implantların kullanımı daha mantıklı ve başarılı tedavi seçeneği olmaktadır. Sinüs augmentasyonun olabilecek sekelleri, donor saha morbiditesi, çok ender sensorial değişiklikler, ağrı veya diskomfort (145, 146) ve yüksek maddi maliyet (147) gibi dezavantajlarda kısa implantları daha

önemli konuma getirmektedir. Cerrahlar için kısa implantın kullanımı çok kolaydır; çünkü frezleme işlemi ile hazırlanan osteotomy alanı daha basit bir prosedürdür, implant uygulaması ve frezleme sırasında yapılan bol irigasyon kemik ısınmasını minimize ederek kemiği korumaktadır.

Araştırmacılar kısa dental implant kullanırken onların biomekanik komplikasyonlarını azaltmak ve uzun dönem kullanımını garanti altına almak için aşağıdaki önerileri dikkate almayı önermişler:

1. Torna yüzeyli alanı fazla olan implantlardan kaçınmak. (68, 148)
2. Kötü kaliteli kemiğe kısa implantların uygulanmasından kaçınmak. (149, 150)
3. Kök-kronu oranı dengesizse kısa implantları birbirine splintlemek.(147)
4. Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda kısa implant kullanımından kaçınmak. (150)
5. Sığ oklüzal yüzeyli kronların yapılması.
6. Anterior incisal rehber oklüzyon yapılmasını, kantilever ve lateral kuvvetlerden kaçınmamızı önermişler.(145, 147, 150)



Şekil 2.33. 5 ve 7 mm implantlar kapalı sinüs lift tekniği

Deporter ve ark yaptığı çalışmada 104 implant 70 hastada maksillar birinci molar bölgesinde uygulanmıştır.(70) İmplant uygulamadan birinci maksillar molar bölgesindeki rezidual kemik yüksekliği 4.2 mm olmuştur ve uygulanan kısa implantlar ortalama 7 mm uzunluğunda olmuştur. Bazı vakalarda hatta rezidual kemik yüksekliği nerede ise 3 mm yüksekliğinde olduğu belirtilmiştir. Üç yıllık takip süresinde bu yapılan toplam 104

implantdan ikisi kaybedilmiştir. Kullanılan implantların sintero-poröz yüzeyi sayesinde bu pürüzlü alanlara kemik yürümesi gerçekleşerek üç boyutlu biomekanik bloklama (139, 151) mekanizması gerçekleşmektedir ki bu da rutin 7 mm'lik ve daha küçük implantların başarılı şekilde kullanılmasını sağlamaktadır.

Atrofik posterior maksilla durumlarında kısa implant uygulamasına karar verdiğimizde aşağıdaki faktörler göz önünde tutulmalıdır:

1. Uygulanan tedavi kemiğin kalitesini iyi yönde etkilemelidir.
2. İmplantın stabilitesini artırmalıdır.
3. Minimum miktarda sinüs membranını eleve etmelidir.

Kısa implantlar uygulanırken residual subantral kemik korunmalıdır, implant uygulaması yapılırken güzel bir implant-kemik desteği sağlanmalıdır ve sonuç olarak ise güzel bir fonksiyon ve implant-kron oranı olmalıdır.

Pterygoid implantlar

İmplantlar Branemark ve ark osteoingeryasyon kavramını ileri sürdükten bu güne kadar dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonu amaçlı başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.(152) Osteointegre olmuş implantlar parsial ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonu amaçlı kullanılmaktadır. (153) Posterior maksillanın osteointegre implantlarla rehabilitasyonu aşağıdaki faktörlerden dolayı zor olmaktadır: (153, 154)

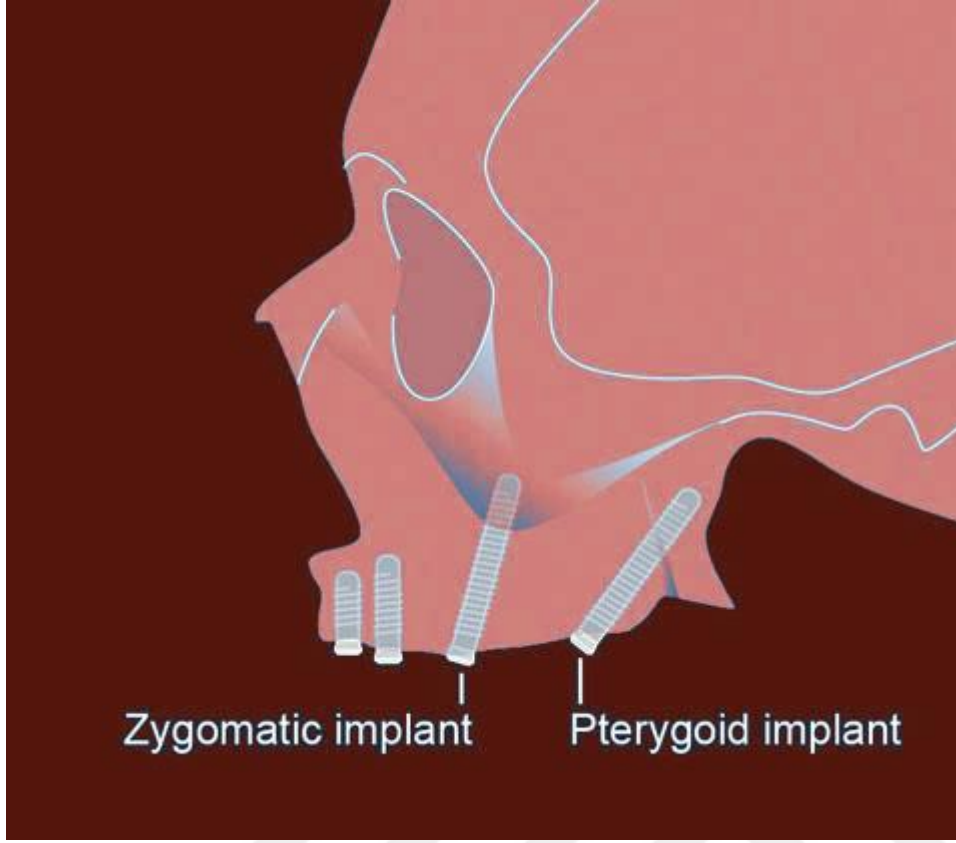
1. Maksillar sinüsünün lokalizasyonu,
2. Yetersiz kemik hacmi,
3. Düşük kaliteli kemik,
4. Alana ulaşım zorluğu,
5. Yağlı kemik iliği ve çoğu zaman kortikal kemiğin eksikliği.

Yukarıda sayılan zorluk durumlarına posterior maksilla bölgesinde çiğneme sırasında oluşan mastikasyon kuvvetlerini de biomekanik faktör olarak protetik rehabilitasyonunu zorlaştıran durumlara ilave edilmelidir. Bu protetik rehabilitasyonu zorlaştıran durumları çözmek için araştırmacılar maksilladaki farklı kemik yoğunluğu olan alanları implant uygulaması maksadıyla kullanılmasını önermişler. Bu kemik yoğunluğu fazla olan alanlar:

1. Maksillanın tüber bölgesi.
2. Palatin kemiğin piramidal çıkıntısı.
3. Sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntıları. (155, 156)

Tulasne 1989 yılında sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntılarından destek alarak o bölgeye implant yerleştirme fikrini öne sürmüştür.(157) Bu kompakt kemik bölgesine uygulanan implantlar osteointegre olduklarında hiç bir greftleme ve kantilever kullanmadan kemik ankrajlı implantları başarı bir şekilde protetik destek amaçlı kullanabilmekteyiz. Bu implantlar bazı literatür kaynaklarında pterigomaksillar implantlar, pterigoid implantlar veya tuberal implantlar olarak geçmektedir. (155,156) Ancak pterigoid implantlarla tuberal implantlar arasında önemli bir fark vardır. Pterigoid implantlar genellikle maksillanın tuberal bölgesi, palatin kemiğin piramidal çıkıntısı ve sfenoid kemiğin pterigoid alanları ile direkt ilişkide olmaktadır.(158) Bu implantlar maksillar düzleme 30, 60 derece açıyla uygulanabilmektedir. Söylenenlere karşın tuberal implantlar ise posterior maksillada kemik kalitesinin genellikle tip D3, D4 olan alanlara ve yaklaşık olarak 10 derece açıyla uygulanmaktadır. Bu implantları kıyaslamak imkânsız; çünkü her iki implant farklı kalitedeki kemiğe uygulanmaktadır. (154) Araştırmacıların pterigoid implantlarla bağlı yaptığı çalışmanın amacı pterigoid implantlar ve onların üzerine yapılan protetik rehabilitasyonların başarı oranıdır. Albreketson ve ark pterigoid implantların başarı göstergesi olarak aşağıdaki faktörleri göstermişlerdir:

1. İmplant mobilitesinin olmaması.
2. Kanama ve iltihap durumlarının olmaması.
3. Periimplantitise bağlı radyolüsensi sorunlarının olmaması.
4. Kemik kaybının yıllık 0.2 mm'den fazla olmaması. (154)



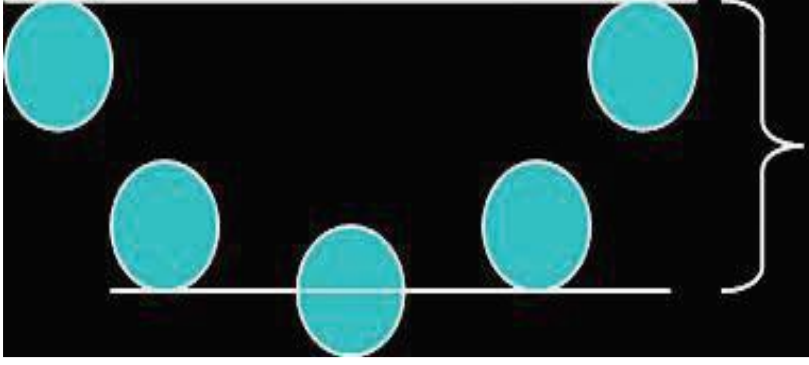
Şekil 2.34. Pterigoid implant şematığı

2012 yılında Pennarocha ve ark (159) atrofik posterior maksillanın pterigoid implantlarla tedavisinin literatür derlemesini yayınlamışlar. Bu yayına 1992,2009 yılları kapsayacak şekilde 13 araştırma dahil edilmiştir. Hastalar pterigoid implantlar ve protetik restorasyonlar yapıldıktan sonra 12 aylık takibe alınmışlar. Toplamda 1053 pterigoid implant 676 hastada uygulanmıştır. Pterigoid implantların ortalama başarı oranı % 90.7 Pterigoid implantlar diğer implantlarla kıyaslamada ciddi bir komplikasyon durumu izlenmemiştir ve hasta memnuniyet oranı çok yüksek olmuştur. Pterigoid implantları biomekanik bakış açısından değerlendirmek gerekirse premolar ve molar bölgesinde oklüzal kuvvetler çok büyük olduğundan distal kantilever yapılması bu durumlarda uygun değildir.(160, 161) Pterigoid implantlarda kemik kaybı bazı araştırmalarda araştırılmıştır ve bir yıllık takip sonrası oluşan kemik kaybı da panoramik filmde incelenmiştir. Bu araştırmaya göre ortalama bir yıllık kemik kaybı 0.71 mm civarında olmuştur. (159, 162, 163) Sonuç olarak pterigoid implantlar posterior atrofik maksillada alternatif tedavi seçeneğidir. Bu implantlar kemik ankrajlı olup parsial ve tam dişsiz çenelerde protetik rehabilitasyon için mükemmel sonuçlar vaat etmektedir.

Distal kantilever

Distal kantilever oklüzyonun yeniden tesis edilmesi maksadıyla sabit protetik restorasyonlarda protetik yapıyı destekleyecek arka diş yokken yapılan tedavi yöntemidir.(164, 165) Çeşitli implant tedavi konseptleri bulunmaktadır. Bunlarda distal kantilever kullanılmasını çok başarılı saymaktadırlar. (164, 166, 168) Distal kantileverli protetik yapıların çok kullanma nedenleri ise kullanılan implant sayılarının azaltılması, cerrahi girişimsel tedavilerden (sinüs augmentasyonu, alveolar sinir laterilizasyonu gibi) kaçınmak ve yapılan tedavinin maddi boyutunu da azaltmaktır. Yapılan distal kantileverler bir taraftan öklüzyonu restore etse de diğer taraftan yapılıp yapılmaması tartışma konusudur. Bu durumda böyle bir sorumuz oluşmaktadır, kantilever yapılsın mı, yoksa yapılmamasın mı?

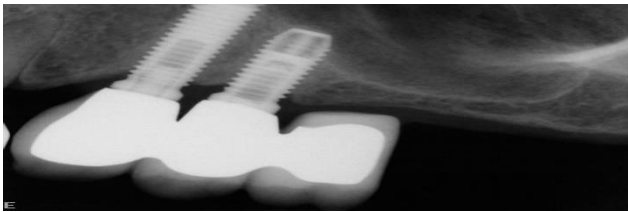
1. Atrofik posterior maksilla durumlarının tedavisinde zor durumda kalmadıkça distal kantileverli protetik restorasyonlardan kaçınmak. gerekir; çünkü oluşan merkez dışı kuvvetler implant bütünlüğüne zarardır
2. Kantileverler çok kısa tutulmalıdır.
3. Dişsiz maksilla tedavisi distal kantileverle yapılacaksa, kantilever uzatması A, P mesafesinde 1.5 defadan büyük olmamalıdır. A, P mesafesi en sondaki implantla bir önceki implant arasındaki mesafedir.
4. Distal kantilever yapılırken hasta iyice değerlendirilmelidir; çünkü A, P mesafesi kısa olursa distal kantilever en fazla 1. veya 2. premolara kadar uzanabilmektedir.
5. A, P mesafesinin artırılması imkansız olduğu durumlarda (arkın sık olması) distal kantileverli protetik restorasyonlardan kaçınarak hareketli uygulamalı protezler veya cerrahi tedavi seçenekleri ile distal alveoler kret implant uygulaması için uygun konuma getirilmelidir.(169)



Şekil 2.35. A, P mesafesi 1 sm veya fazla

Güncel implantoloji ve protetik restorasyonda implant planlaması öyle yapılmalıdır ki orada distal kantilever hiç olmasın. Kantileverlerin yapılması o anlama gelmektedir. Yapılan konstrüsiyona ekstra ve fazladan kuvvetlerin binmesi oluşacaktır. Distal kantilever ile yapılan posterior maksilla restorasyonlarında implantlar, abutmenti fikse etmek için kullanılan vidalar, siman ya da protezi hareketsiz yapan vidalar üzerinde ve son olarak implant kemik ara yüzeydeki kuvvetleri artırarak ileride komplikasyonlara yol açmaktadır. Distal kantileverli protetik restorasyonlar terminal destekliilere göre büyük oranda tutuculuk sorunu yaşamaktadırlar. Söylenenlere ilave olarak küçük kron boyutu ve hastanın bruksizm gibi şikayetlerinin olması bu yaşanabilecek komplikasyon oranlarını daha da artırmaktadır.(170)

Söylenenleri bir örnek üzerinde söylemek gerekirse bir implantta 25 ib'lik bir kuvvet uzun eksenini doğrultusunda uygulanırsa o zaman implanta gelen kuvvet yaklaşık 25 ib olacaktır. Aynı kuvvet 10 mm'lik bir distal kantilever üzerine uygulanırsa o zaman nerdeyse 10 kere bir artış göstermektedir sonuçta implant sisteminin üniteleri olan porselen, abutment vidası, protez siman birleşiminde hatta implantın farklı bileşenlerinde de sorunlar yaşana bilmektedir.(171)



Şekil 2.36. Distal kantileverli protetik yapı

2.4.5. Dental implant ve sinüs augmentasyon komplikasyonları

Dental implant cerrahisi güncel günümüzde rutin cerrahilerden olmakla beraber, güvenli ve yüksek başarı oranı ile karakterize olan cerrahi bir prosedürdür. Farklı cerrahi tedavilerde olduğu gibi dental implant cerrahisinde de komplikasyon durumları oluşa bilmektedir. Bazı durumlarda bu ciddi sorunlar kendiliğinden çözülmektedir, bazı durumlarda ise implant kaybı ve hayatı tehdit eden durumlara kadar gide bilmektedir. Komplikasyonlardan kaçınmak için ise yapılması gerekenler preoperatif planlama, preoperatif anatomik değerlendirme ve tüm oluşa bilecek sorunların farkında olmaktır.

İmplant uygulamasına bağlı komplikasyonlar

Hemoraji

Submental arter ortalama 2 mm diametri olan fasial arterin bir dalıdır. Sublingual arter ise kaynağını lingual arterden aldıktan sonra mylohioid kasın koraneline yönelmektedir ve bu arterinde ortalama çapı yaklaşık 2 mm olmaktadır. (11,172, 173) Ağız tabanının kan teminatı sublingual ve submental arterlerin oluşturdukları anastomozlar sayesinde gerçekleşmektedir. (174) Arterler kanin bölgesinde posterior bölgelere kıyasla alveoler kretin lingual kısmında çok yakın seyretmektedir. İntraosseöz kanama ciddi bir sorun olmasa da ucu künt olan aletler, implant, abutment ve “s” malzemelerle direkt basınç uygulanarak kontrol altına alınabilmektedir. (175) Ancak ciddi kanamalar ve ağız içi alanlarda, ağız tabanında geniş bir hematoma oluşması bir arterial travmanın sonucudur. Vasküler yaralanma veya hasar lingual periosteumun hasarı sonucu veya alveoler kretin lingual kısmının perforasyonu sonucu oluşmaktadır. Oluşan hematomanın mekanik basıncı sonucu dil yukarı ve posterior yönde hareket ederek oluşan hematomanın büyüklüğüne veya submandibuler alana yayılması sonucu orta veya ciddi hava yolu tıkanıklığı oluşmaktadır. (176) Oluşan hemoraji yumuşak doku yayılımına daha fazla yatkın, ağız tabanı, sublingual bölge ve acil traxestomi, hasta entubasyonunu gerektiren lingual kaslar arası hematoma oluşa bilecek kanama komplikasyonlarıdır. (177) Cerrah kas ve yumuşak doku hasarı sonucunda ciddi kanama ve hematoma durumlarıyla karşılaşmayı da dikkate almalıdır. (174) Massiv kanamanın artan semptomları arasında en önde giden artan respirator sorunlarıdır ki bu durumda daha çok Ludvig anjinine benzemektedir. Bu durumda ciddi kanama sorunları varsa vasküler hasar veya perforasyonun tahmin edilen alana basınç

uygulayarak en yakın hastanede hasta entubasyonu veya traxeostomisi yapılarak hava yolu gecikmesiz kontrol altına alınmalıdır. (174)



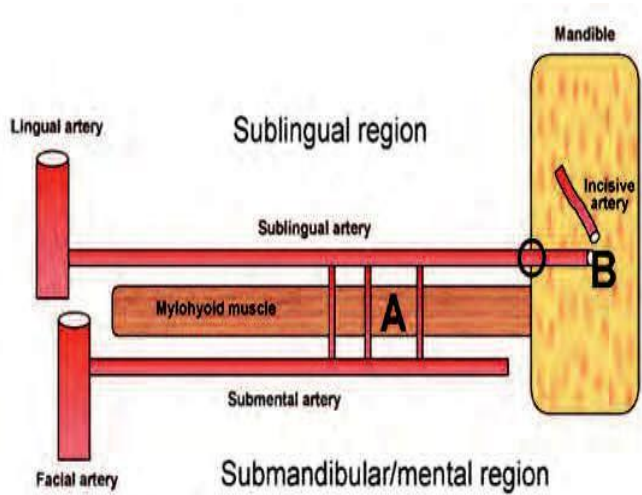
Şekil 2.37. Anterior mandibulaya İmplant uygulaması sonrası oluşan şiddetli hematom



Şekil 2.38. İmplant uygulaması sonrası anterior mandibulada oluşan ekimozis hikayesi

Hava yolu kontrol altına alındıktan sonra bütün çabalar kanama odağının belirlenmesi ve elimine edilmesine yönelmelidir.(176). Hemoraji durumunun kontrol altına alınması spanç tamponlanması, hemostatik ajanların uygulanması, koterizasyon veya digital basınç yolu ile olmaktadır. Bu yöntemlerle durdurulamayan kanamalar ise o kanayan damarların ligasyonunu gerektirmektedir. Endovasküler anjiyografi hemoraji durumun tanımlamak ve izole etmek için yapılan, başarısız hemoraji durdurma girişimlerinin üstesinden gelebilecek

alternatif bir tanı aracıdır. (176) Oluşan hematoma boşaltılması için mukozaya atılan insizyon durumlarından kaçınılmalıdır; çünkü bu durum kanama durumunu daha da şiddetlendirir. Bu durumdaki sorulardan biri de uygulanan implant geri çıkarılsın mı? Araştırmacılar bu kanaate varmışlar ki kanama durumlarında implant alınması ineftektivdir.(176)



Şekil 2.39. Bu şekilde sublingual ve submental arterlerin lokalizasyonu (176)

Çizelge 2.1. İmplant osteotomisi yapılmış alanda hemoraji tedavi yöntemleri (178)

İmplant osteotomisi Arterler Tedavi sırasında kanama

- Posterior mandible mylohioid Parmak Basıncı
- Mandibulanın orta Lingual kısmı submental Fasial ve lingual arterlerin cerrahi bağlanması

Mandibulanın lingual Sublingual ve submental outerizasyon,Vazokon- arterlerin terminalleri struksiyon ,kompression, anterior kısmı cerrahi bağlama

- Mandibular kanala invazyon Inferior alveolar arter Kemik greft

İmplant uygulanması zamanı beklenmedik hemoraji durumlarının karşısında alınması maksadıyla imeddiat implantasyon veya diş çekimi sonrası yapılan implantasyonda pratisyen cerrahın ekim bölgesini ona rehber olacak şekilde yöneltmesine izin verilmemelidir; çünkü bu çoğu zaman alveolar kretin lingual kısmının perforasyonuna neden olmaktadır. (179, 180) Ameliyat esnasında yumuşak dokulara da çok büyük önem gösterilmelidir ve bütün çabalar subperiosteal hasarların oluşmamasına yönelmelidir.(179)

Neyrosensoral bozukluklar

İnferior alveolar sinir birinci molar bölgesinde alveoler kretin lingual ve bukkal kısımlarının tam ortasında yerleşmektedir. (181)Tüm popülasyonun yaklaşık % 1 inferior alveolar kanal inferior, superior veya medial, lateral yönde bifurkasyon yapabilmektedir. Bifurkasyon durumu olan inferior alveolar kanalında birden çok mental forameninde olabileceği unutulmamalıdır. Dario bifurkasyon durumlarından dolayı preoperativ olarak implant uygulanması yapılmadan bilgisayar tomografi yardımıyla implant uygulanacak alanın incelenmesinin önermiştir.(172, 182) İmplant uygulamasını takiben oluşan neyrosensoral bozukluklar 6.1 (177) , % 7 (183) olmuştur ve oran olarak hesaplırsak yaklaşık tüm yapılan implant ameliyatlarında 0.6, % 39 olmuştur. Sinir hasarı orta oranda paresteziden tam anesteziye kadar hatta bazı durumlarda geçersiz dizesteziye kadar gidebilmektedir.

Çizelge 2.2. Sinir hasarlarının klassifikasyonu (172)

Sinir	• Neyroprakisya --sinir devamlığında bir sorun yoktur,sinir sadece gerilim ve ya künt travmaya maruz kalmıştır.Bir kaç günden haftaya kadar çözülmetedir
hasarlarının	• Aksonotmezis --sinir şiddetli oranda olmasada hasarlanmıştır.Kendini onarma süresi yaklaşık 2-6 ay
klassifikasyonu	• Neyrotmezis --sinirin devamlığı bozulmuştur.Kötü prognoz

Sinir hasarına neden olabilecek nedenler aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

1. Kötü flap dizaynı,
2. Travmatik flap elevasyonu,
3. Tesadüfi intraneyronal injeksiyon,
4. Ekartasyon sırasında mental sinirde gerilim oluşturulması,
5. Osteotomy sırasında penetrasyon, (184)
6. İmplant gönderilirken sinire baskı uygulanması.



Şekil 2.40. İmplant gönderildikten sonra alveolar kanala basınç uygulanması

Sinir hasarları indirekt şekilde olacak olursa bu zaman postoperatif ödem veya oluşan hematoma kanala basışından dolayı olmaktadır. Direkt hasarlar beş farklı mekanizma ile oluşmaktadır:

1. Kompresiyon
2. Gerilim
3. Sinirin kesilmesi
4. Isınma
5. Tesadüfi ponksiyon.(172)

Sonuç olarak ise bunu söyleyebiliriz devamlı sinire bası uygulandığında sinirde neuritis oluşmaktadır ve daha sonra bu da sinirin dejenerativ değişikliklerine getirmektedir.

Mental sinir inferior alveolar sinirle kıyaslandığında daha az riske maruz kalmaktadır ve genel olarak aşırı rezorbe dişsiz çenelerde alveoler krete yaklaştığında sorun oluşturmaktadır.

Sinir hasarları durumunda aşağıdaki klinik semptomlarla karşılaşabiliriz:

1. Parestezi (Uyuşukluk hissi),
2. Hipostezi (düşük duyu hissi),
3. Hiperestezi (artmış duyu hissi),
4. Dizestezi (Ağrılı duyu hissi),
5. Anestezi (duyu hissini hiç olmaması).

Yukarıdaki semptomlarla diş, dudak, mukoza veya bu alanlara yakın deride sinir hasarı zamanı karşılaşabiliriz. (185) Posterior rezorbe mandibulada implant uygulaması yapılırken intraoperativ periapikal filmlerin alınması ve böylelikle derinliği belirlenerek sinir hasarıyla karşılaşmamış oluyoruz. Bu teknik genellikle kanal tedavisi yapılırken overenstumentasyon yapmamak için yapılan kontrol filmler gibidir ve mantık aynı mantıktır. Güvenlik sınırından konuşmak gerekirse implantla sinirin lokalize olduğu anatomik alanla aradaki mesafe en az 2 mm olmalıdır.(172, 186). Söylenenlere ilave olarak yerleştirilen implantlar en az mental forame 3 mm'lik mesafede yerleştirilmelidir.

İmplant uygulanırken dikkat edilmesi gereken önerilerden biride alveolaris inferiorın mental foramene yaklaşıncı anterior loop yaparak eski haline göre biraz daha yukarıya kalkmasıdır.(172, 187) İmplant uygulandıktan sonra alveolaris inferior kanalına ihlal etme gibi durum varsa bu zaman implant ya geri alınmalıdır ya da tümünden uzaklaştırılmalıdır.

Duyuda değişiklik sinirde oluşan enflemasyon durumlarına bağlı olabilmektedir ve bu zaman steroid tedavisi ya da yüksek dozaj non, steroidal antienflematuar (ibuprofen 800 mg) ilaçlar başlanmalıdır ve yaklaşık tedavi süresi 3 hafta civarında olmalıdır. (187) İlave olarak ise klonazepam, karbamazepin ve vitamin B kompleksinin neyronal antienflematuar etkisinden yararlanılabilir. Yukarıda söylenen ilaçlar 3 hafta kullandıktan sonra bir gelişme olmazsa bu ilaçların devamlı olarak daha 3 hafta kullanılmasını tavsiye etmek gerekmektedir. Hasta mikrocerrahi uzmanına sinir hasarı sonucu oluşmuş anestezi, ya da sinir hasarından 16 hafta geçmesine bakmayarak hastada şiddetli dizestezi bulunduğu

durumlarda gönderilmektedir. (187) Sinir onarımının başarılı şekilde gerçekleştirdiğini yayımlayan çok çalışmalar olsa da yazarlar çoğu bunu Valerian dejenerasyonundan önce yapmayı tavsiye etmektedir. Valerian dejenerasyonu çok yavaş gerçekleşen bir durumdur ve sinir onarımı için sinir hasar aldıktan sonra en geç 26 ay sonra sinir onarımı yapılabilmektedir. (187)

Komşu diş hasarı

İmplant uygulanması zamanı komşu diş hasarı gibi komplikasyonlar ya geniş implant, ya da uygun hazırlanmayan implant osteotomi alanına implant gönderirken gerçekleşmektedir. Bu sorun genellikle tek implant uygulamalarında karşımıza çıkmaktadır. (175)



Şekil 2.41. Malpoze implant ve hasar görmüş komşu diş



Şekil 2.42. Komşu diş baskı uygulayan Malpoze implant

İmplant uygulanmasında önce komşu diş, önemli anatomik yapılar değerlendirilmelidir. Pulpal ve periapikal durumlar örnek verecek olursak; Küçük periapikal radyolüsensiler, kök resorpsiyonu ve geniş restorasyonlu dişler bazen implant öncesi değerlendirmede dikkate alınmamaktadır. Dişin köklerinin dilasere olması veya doğal dişlerini mezial, distal yönde acılı olması implant uygulanmasını zorlaştırmaktadır. Bu acılı komşu dişler mutlaka implant osteotomi alanı hazırlanmadan değerlendirilmelidir.(184) İmplant uygulanması zamanı komşu dişin hasar alması daha sonra bu dişin non, vital olmasına neden olmaktadır ki, bu da daha sonra endodontik tedavi gerektirmektedir. Bu durum sadece komşu dişin hasarlanması ile değil implant kaybı ile de sonuçlanabilmektedir. (188).

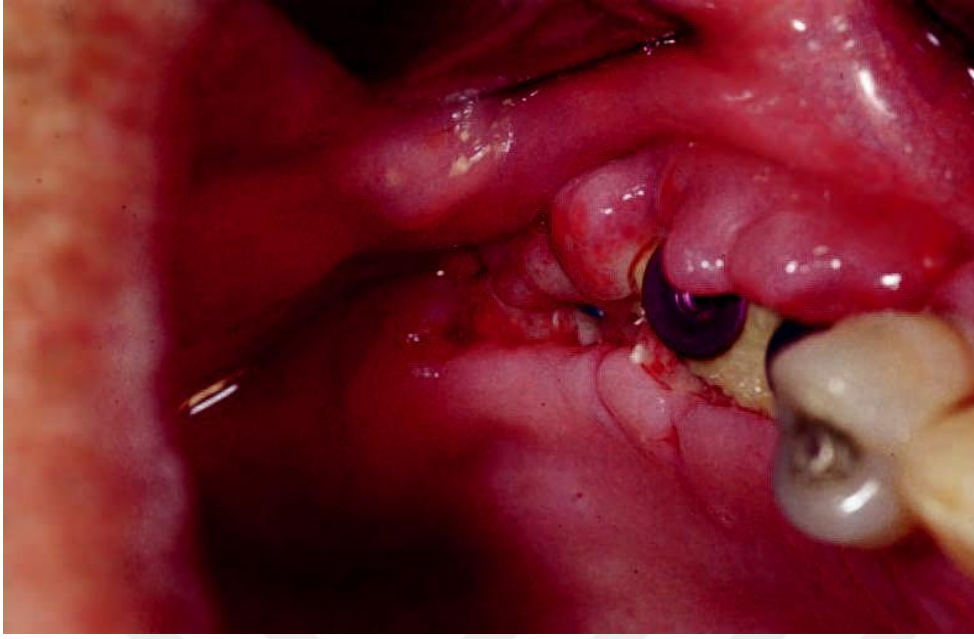
Kompüter tomografi veya cerrahi kayıtların kullanılması önemli anatomik yapılara, komşu dişlere zarar vermeden implant uygulanmasını kolaylaştırmaktadır. Dilasere kökler, acılı mesial veya distal dişlerin varlığında preoperativ dikkatli bir değerlendirme yapılmalıdır. Genel kural olarak implant ile komşu diş arasında en az 1.52 mm mesafe olmalıdır.(11) İmplantın potensial kronik enfeksiyon durumundan korunması için implant uygulanması zamanı komşu diş hasarı ve daha sonra enfeksiyon durumları kanal tedavisi yardımıyla elimine edilmelidir. (188) İmplant uygulanacak alanın mesial ve distalindeki dişlerin acılı olması durumu ortodontik tedavi ile elimine edilebilmektedir.(175)

Flap dehissensi

Postoperativ dönemde rastlanılan genel komplikasyonlardan biri de flep dehissensidir ki, bu da genellikle postoperativ ilk 10 günde oluşmaktadır. (11) Flep dehissensine neden olabilecek faktörler aşağıdakilerdir:

- Gerilimli flep,
- Kapama vidasının devamlı travması veya doku irritasyonu,
- Doğru yapılmayan insizyon,
- Kemik debrisi.(178)

Premature flap dehissensi barrier membran ve altında bulunan kemik partiküllerinin enfekte olmasına ve daha sonra ise kaybına neden olmaktadır.



Şekil 2.43. Yönlendirilmiş doku dejenerasyonu sonrası yara dudaklarının açılması



Şekil 2.44. İmplant uygulanması sonrası flap dehisensi

Gerilimsiz kapatma ve bukkal rahatlatıcı insizyonlar flap dehisensinden kaçınmamız için önemli koşullardır. Matres ve aralıklı sütürler de flap dehisensini önlemekte önemli role sahiplerdir. Flap dehisensi 24-48 saat içinde gerçekleşirse hemen yapılması gerek ise bölgenin yeniden resütürlenmesidir. Bazı durumlarda flap uçları arasında 2, 3 sm mesafe 2 gün üzeri bir açıklık süresi bulunmaktadır ki bu zaman yara dudakları yenilenip yeniden

resütürüze edilmelidir.(11, 189) Yara bölgesinin suturelanması imkansız olduğu bazı durumlarda hastaya günlük antibiyotik ve gün boyunca iki kere kullanılacak şekilde klorgeksidinli gargaralar reçete edilmelidir.



Şekil 2.45. Yara bölgesinin yeniden suturelanması

Bifosfonata bağlı osteonekrozis: Bisfosfonatlar kemik rezorpsiyonunu inhibe eden ilaçlar olup osteoporoz, multipliye miyelom ve kemik metastazlarının iskelet komplikasyonlarının tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. (Çizelge 1.4) Amerikan oral, maksillofasial cerrahi derneğinin açıklamasına göre hastaların aşağıdaki özelliklere sahip olmaları halinde bifosfonata bağlı çene nekrozuna sahip olduklarını düşünülmektedir:

- Hastanın daha önce veya şu anda bifosfonat kullanması,
- 8 haftadan uzun süren bir kemik açıklığı,
- Hastada lokalize radyoterapi hikayesi olmaması.(190)

Bifosfonata bağlı çene nekrozu , bifosfonat kullanımına bağlı olarak 3 yıldan fazla bir sürede bifosfonat kullanıldığında çene nekrozu riski daha da artmaktadır. Bu süre bazı sistemik hastalıklarının varlığında; diabetes melitis Tip 2 (191), uzun süre kortikosteroid tedavisi gören hastalar sigara, alkol kullanımı(192, 193) gibi kötü alışkanlıkları olan hastalarda daha kısılabilmektedir ve yukarıda verilen durumlar bifosfonat çene nekrozu için predispozan faktörlerdir. Sistemik hastalıklar buna izin verecek olursa oral cerrahiden

3 ay önce ve 3 ay sonra bifosfonat ilaçlarının kesilmesi çene nekrozu riskini düşürse de bu durum yine de bifosfonat ilaçlarının kullanım süresine bağlı olduğu söylenmektedir. (190) Şu anda bifosfonata bağlı çene nekrozu riskini belirleyen her hangi bir güvenilir ve uygun test bulunmamaktadır. Marks ve ark kanda bulunan kemik yapım ve yıkımından sorumlu olan (CTX) serum C, terminal telopeptid değerlerinin çene nekrozu için bir marker olduğu ve bifosfonat kullanan hastalarda bu markerin kanda değerleri incelenmesini önermişlerdir. (Çizelge 2.3)

Çizelge 2.3. CTX değerleri ve riskleri (194)

C-Telopeptid değerleri	
• Yüksek risk grubu < 100 pg /ml yüksek risk grubu	
100-150 pg /ml orta risk grubu	
>150 pg/ml düşük risk grubu	

Bazı araştırmacılar oral bifosfonat kullanımının oral cerrahi ve implant uygulanması için hiç bir sorun yaratmadığını savunmaktadırlar.(196, 197) Yined e bazı yazarlar bifosfonat kullanan hastalarda yeni uygulanmış implantların osteointegrasyonunda başarısızlık hatta osteointegre olmuş implantları olan hastalarda ise implant kaybı olduğunu rapor etmişlerdir. (198) Amerikan oral ve maksillofasial cerrahi derneği üç yıldan az bifosfonat kullanan hastalarda hastanın başka farklı bir sistemik durumu(diabetes melitus, osteoporzis ve s), kullandığı ilaç (kortikostreoid kullanımı) olmadığı takdirde implant uygulanmasında hiç bir sorun olmadığını söylemektedirler. Oral bifosfonat kullanan hastalar daha az çene nekrozu riskine sahiplerdir; çünkü oral yolla alınan bifosfonatların daha düşük oranda kemikte depolanma hızı vardır. Üç yıldan fazla oral bifosfonat kullanan hastalarda implant cerrahisi veya diğer oral cerrahi işlemlerden önce ilacın 36 ay bir sürede kesilmesi uygun görülmüştür. Sonuç olarak, mevcut kılavuzlara göre kanser tedavisi kapsamında intravenöz bifosfonat kullanan hastalarda implant cerrahisi uygulanması kontrendike bir durumdur. (199)

Çizelge 2.4. Mevcut kullanımdaki farklı bifosfonat türleri.(195)

Aktiv birleşen	• Alendronate, Etidronate, Risedronate, Tiludronate • Zoledronate, Pamidronate, İbandronate, Clodronate
Ticari ismi	• (Fosamax, Fosavance), (Osteum, Difosfen), (Actonel, Acrel), (Skelid) • (Zometa, Aclasta), (Aredia, Linoten), (Bondronat), Bonefos • (Pamifod, Xinsidona),
Kullanım yolu	• oral, oral, oral, oral. • İntravenoz, İntravenoz, oral ve intravenoz, oral ve intravenoz

Bifosfonatlar kemik remodelinginin aktif olduğu alanlarda daha fazla birikmektedir ki, bu durumda implant uygulanması zamanı alveolar kemiğe verilen cerrahi travma sonrası bu alanda da birikim konsantrasyonunu artırabilir. Kemik remodelingi alanlarındaki bifosfonatların lokalize alanda kemik yapım, yıkım mekanizmasını etkilediğinde, uzun vadede ağız bakterilerine peri, implant kemik direncini azaltabilir ve böylece peri, implantitis riski artabilir. Bifosfonata bağlı çene nekrozu ve implant kaybı durumlarında enfeksiyonun potansiyel rolü hala tartışma konusudur. Bununla birlikte, en az bir çalışma, profilaktik antibiyotik verilen hastalarda çene nekrozu insidansının azaldığını bildirmiştir. (200) Söylenenlere ek olarak perioperatif antibiyotiklerin ve günlük klorheksidin gargaraların kullanımı bu tür hastalarda yazarlar tarafından önerilmiştir. İmplant, protez restorasyonu olan hastalar ağız hijyeni ve plak kontrolüne büyük önem vermesi gerekmektedir. Bifosfonat kullanan hastalar implant tedavisi gördüklerinde uzun zaman takip altına alınmalıdırlar. (201) Tüm bifosfonat kullanan hastalara implant kaybı, bifosfonata bağlı çene nekrozu gibi durumların kısa ve uzun sürede baş verebileceği konusunda bilgiler verilmelidir. (201)

Amerikan oral ve maksillofasial cerrahi derneği BRONJ ile ilgili aşağıdaki evreleme kategorilerinin ve tedavi kılavuzlarının kullanılmasını önermişlerdir:

Çizelge 2.5. BRONJ evresi ve tedavi stratejisi.(190)

•BRONJ Evresi •Risk kategorisinde : açık ve nekrotik •kemik alanı bulunmamaktadır •(Oral ve İV bifosfonat kullanımı)	Tedavi stratejisi Tedavi endikasyonu yoktur Hasta eğitimi
• Evre 1 •Açık/nekrotik kemik alanı, devam ederken hasta eğitimi ve tedavi •enfeksiyon bulguları yok •Evre 2 • Açık/nekrotik kemik,enfeksiyon,eritem (püy +/-) • kontrolü,debridman	Antibakteriyel ağız gargarası Üç aylık bazda klinik takip Bifosfonat kullanımı endikasyonun gözden geçirilmesi Antibiyotik,Ağız gargarası,ağrı
• Evre 3 • Açık/nekrotik kemik,ağrı,enfeksiyon • ve fraktür,fistula ve daha derinlere • inen • osteolizis	Antibakteriyel Ağız gargarası Antibiyotik terapisi ve ağrı kontrolü Cerrahi debridman/rezeksiyon

İmplant uygulanması zamanı oluşan komplikasyonların maksiller sinüsle ilişkili olanları:

- Shnayderian membran perforasyonu,
- Hemoraji,
- İmplant ve greftlerin maksiller sinüse kaçması,
- Postoperatif maksiller sinüsitis ve sinüs augmentasyonu kısmında daha önce anlatılmıştır.

2.4.6. Sonlu elemanlar analizinin temel kavramları ve diş hekimliğinde uygulaması

Çeşitli diş yapılarının mekanik özelliklerini iyileştirme maksadıyla, çeşitli yükleme koşulları altında diş yapılarının stres ve gerinim analizi, son çağın araştırmalarının ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir. Hepimizin bildiği gibi ağız boşluğu erişebilirliği çok sınırlı olan karmaşık yapılardan oluşmaktadır. Bu nedenle oral kavitede yapılacak olan biyomekanik araştırmaların çoğu in vitro gerçekleştirilmektedir. Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) , sayısal gerilme analizi için modern bir araçtır ve heterojen malzeme özelliklerini

içeren düzensiz geometrinin katılarına uygulanabilir olma avantajına sahiptir. 1943 yılında bu teknik ilk kez R. Courant tarafından geliştirilmiştir. Dental yapıların gerilme analizi, diş yapılarındaki stresleri belirlemek ve bu yapıların mekanik dayanaklığını arttırmak amacıyla son yıllarda ilgi konusu olmuştur. Yukarıda da belirtildiği gibi ağız boşluğu sınırlı erişimi olan karmaşık biomekanik bir sistemdir. Bu nedenle, oral ortamın biomekanik araştırmaları ortodonti, implantoloji, restoratif diş hekimliği, endodonti, protetik tedavi gibi alanların çoğunda, in vitro gerçekleştirilmektedir. Bu sayısal teknikler, bireysel dokuların reaksiyonlarını ve etkileşimlerini anlamakta bize yardımcı olmaktadır. (202, 203) Sonlu Eleman Analizi (FEA), sadece evrendeki karmaşık problemleri çözmenin matematiksel bir yolu olsa da, bu matematiksel çözümlerin tamamen biyolojik problemlerin çözümlerini de kolaylaştırdığını bilinmektedir. Genel olarak birçok kişi sonlu eleman metodu (FEM) ile sonlu eleman analizini (FEA) karıştırmaktadır ki, bunlardan sonlu eleman analizi (FEA) genellikle sanayide, sonlu eleman metodu (FEM) ise üniversite ortamlarında kullanılmaktadır. Başlangıçta yapısal mekanik problemleri çözmek için kullanılan bir yöntem olarak tanıtılsa da daha sonra bir diferansiyel denklem tanımlaması ile modellenen tüm fiziksel problemlere sayısal yaklaşım için genel bir prosedür olarak kabul edilmiştir. Sonlu eleman analizi (FEA) her bir elementteki stres ve gerilimi hesaplamak için bir dizi hesaplama prosedürünü içermektedir. Bu durum dişin ve periodontal yapının uygun bir şekilde modellenmesini mümkün kılar ve bu alanları daha küçük ve basit alanlardan oluşan bir kümeye bölerek incelenmesini sağlar. Alan değişkenliği bilimsel kontrol ve klinik varsayımların doğrulanması için şekil fonksiyonları kullanılarak enterpolasyona tabi tutulabilir. (204) Yapı ayrıklaştırılmış ve birbiri ile düğümlerle bağlanan eleman denilen subünitelerle oluşmaktadır. Uygun matematiksel modeli seçerken, doğru ve zaman açısından uygun maliyetli çözümler elde etmek için eleman tipi ve ayrıklaştırma derecesi dikkatle seçilmelidir.

Tarihi bakış açısı

R. Courant; bu tekniği geliştiren ilk araştırmacıydı.(205) Ana hedefi biyomekanik sisteme mutlak bir çözüm getirmek için çeşitli hesaplama prosedürlerini en aza indirmektir. Bu gibi sorunları çözmek için Ritz yöntemini kullanmıştır. Daha sonra Turner ve ark, bu sayısal analizlerin daha geniş tanımını geliştirerek bu yöntemi tanımlamaya çalışmıştır. (206) Weinstein 1976 yılında bu tekniği kullanarak implant ve çevre kemiğe gelen oklüzal kuvvetlerinin değerlendirmesini yapmıştır. O günden bu yana, bu tekniğin evrimi, mikro ve

makro ölçekli bilgisayarlarda çok hızlı ve sofistike bir şekilde yapısal sistemin analizi ile gözlemlenmiştir. (207)

Sonlu eleman metodunun avantajları

1. Sonlu eleman metodu, katı ve sıvı yapısal etkileşimlerin yanı sıra doğrusal ve doğrusal olmayan uygulamalarda da kullanılabilmektedir.
2. Herhangi bir sorun bu yöntemde, daha küçük subünitlere ayrılabilir.
3. Non – invaziv bir tekniktir.
4. Sonlu eleman metodu ile daha doğru ve güvenilir sonuçlar elde etmek için pre, intra ve post, operatif aşamalarındaki herhangi bir biyolojik durumu simüle etmek çok kolaydır.
5. Bu yöntemde incelenecek olan yapının fiziksel özellikleri etkilenmez
6. Sonlu eleman analizinin farklı teknikleri preoperatif planlama amaçlı yapılan steriolitrografik modellerin yerini almaktadır ki bu da daha ekonomik olmasına neden olmaktadır.
7. Statik ve dinamik analiz yapılabilir.
8. Bu teknik daha az zaman harcayarak bitirmek için çok uzun bir zaman alacak olan karmaşık çalışmaların daha kısa bir zaman aralığında değerlendirilebilmesini sağlar.
9. Daha fazla alet kullanımını gerektirmez.
10. Çalışma, operatörün istediği kadar tekrarlanabilir. (208)

Yöntemin dezavantajları

1. Yanlış veri, bilgi ve yorumlama tamamen yanıltıcı sonuçlar doğurabilmektedir.
2. İnsan yapılarının modellenmesi aşırı zor olmaktadır, bu da insan anatomisinin karmaşık olmasına ve bu yapıların mekanik davranışlarının tam olarak öğrenilmemesine bağlıdır. Bu durumda bazı varsayımlar kabul edilebilmektedir. Bu nedenle sonuçlar süreçte yer alan personele bağlı olacaktır.
3. Sonlu eleman analizinde gelişmeler mine, dentin, periodontal ligaman, süngerimsi ve kortikal kemikğin fiziksel özellikleri iyileştirilene kadar devam edecektir.
4. Diş sert olduğu düşünülen destekleyici kemiğe çakılmış ve sabit olarak kabul edilmektedir. Dişi kemiğe bağlayan düğüm noktaları da sabit kabul edilmektedir. Bu varsayım sonlu eleman analizinde bazı hatalar doğuracaktır. (208)

2.4.7. Sonlu eleman analizi süreci

Sonlu eleman analizi süreç olarak ayrılırsa tam olarak üç aşamaya ayrılabilir:

1. Ön işlem safhası,
2. Çözüm safhası,
3. İşleme sonrası aşama.(209)

1. Ön işlem safhası elemanın türünü tanımlama:

- Bu tanımlama genellikle model doğruluğuyla doğru orantılıdır

Verilen malzemenin özelliklerini tanımlama:

- Seçilen malzemenin fiziksel özelliklerini belirlemek.
- Young modülü ve Poisson oranı en az belirtilmesi gereken fiziksel özelliklerdir.
- Bu fiziksel özellikler belirli bir yük uygulanması zamanı malzemenin davranışını belirleyecektir.
- Tablo; Dental yapıların ve malzemelerin ideal fiziksel özelliklerini göstermektedir.
- Model oluşturulması:
 - a. 3, D CT ve 3, D lazer tarama sistemleri bu modellerde kullanılmaktadır.
 - b. Canlı yapıların modellerin oluşturulmasında 3 boyutlu tarama tercih edilirken, cansız yapıların modellerin oluşturulmasında ise 3 boyutlu lazer tarama yöntemleri kullanılmaktadır.
 - Ağ yoğunluğunu tanımlama:
 - a. Elemanların sayısı arttıkça, sonlu elemanlar modeli daha doğru hale gelecektir
 - b. Daha fazla elemanların oluşturulması zaman alıcı prosedürdür. Dolayısıyla daha az ilgi alanındaki hassasiyeti artırmak için diğer alanlardan daha fazla eleman modellenmelidir.

Çizelge 2.6. Dental yapılar ve malzemelerin ideal fiziksel özellikleri

•Malzemeler	Young modülü	Poisson oranı
•Diş	2.60E+04	0.30
•Periodontal ligaman	6.80E - 01	0.49
•Kemik	1.40E+04	0.30
•Paslanmaz çelik	2.00E+05	0.31
•Ortodontik breket	2.14E+05	0.30

2. Çözüm Safhası:

- Sınır koşulları (Boundary conditions), bu durumda belirlenmektedir.
- Sınır koşullar bir ögenin bilgisayar ortamında oluşturulup ona bir kuvvet uygulandığını varsayarsak, serbestçe kayan bir rijit cisim gibi hareket edecek ve deformasyon yaşamaksızın çevirme veya dönme hareketi veya ikisinin birleşiminden geçecektir. Deformasyonunu incelemek için, bazı düğümler için bazı serbestlik dereceleri sınırlandırılmalıdır (düğümün her yönde x, y ve z hareketi) Bu kısıtlamalar sınır koşulları adlandırılmaktadır. (210)

3. İşlem sonrası safha:

- İşlem aşamasında elde edilen sonuçların çıktılarını içerir.
- Çıktı üç farklı tavır izlenerek elde edilebilir.

a. Grafik çıktı:

- Grafik çıktıları genellikle daha bilgilendiricidir.
- Çıktı renk kodu haritalar biçimindedir.

Kantitatif analiz bu haritanın yorumlanması zamanı belirlenir.

- Renkler kırmızıdan maviye değişmektedir. Kırmızı alanlar maksimum çekme gerilme alanlarını, mavi alanlar ise maksimum sıkışma gerilmesi alanlarını temsil etmektedir

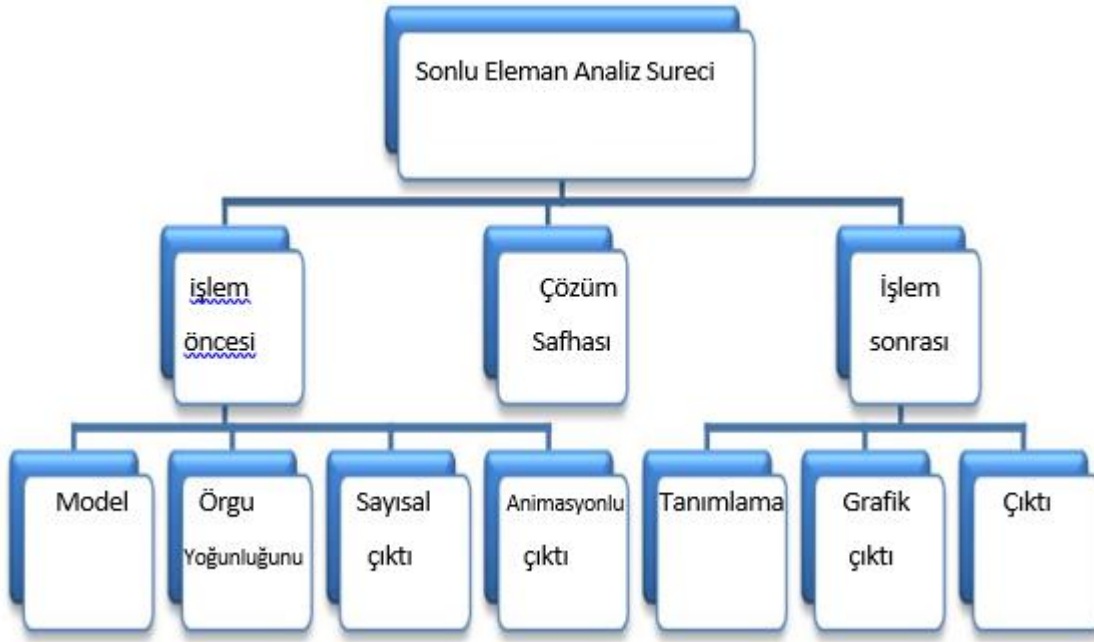
b. Sayısal Çıktı:

- Bu tür çıktı verilen materyalin ana stres / gerginlik miktarını görüntüler.

c. Animasyonlu çıktı:

- Böyle çıkış biçiminde sonuçlar görselleştirme için animasyon olarak gösterilir.
- Akış şeması 1 sonlu eleman analizinin aşamalarını özetlemektedir. (210)

4. Ticari Sonlu Eleman Metodu yazılım programları



Şekil 2.46. Akış şeması 1: sonlu eleman analizinin safhaları

- ABAQUS (NON LİNER VE DİNAMİK)
- ANSYS
- HYPER MESH (PRE/POST İŞLEMCİSİ)

Sonlu eleman analizi ile ilgili kavramlar

Elastiklik (Esneklik) katsayısı kavramı ilk kez İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından anlatılmıştır ve elastik katsayısı bilim adamının adına uygun Young modülü olarak güncel günümüzde geçmektedir. Young modülü bir materyale kuvvet uygulandığı zaman oluşan gerilim ile şekil değiştirme arasındaki oranı göstermektedir.

E (Young modülü) kuvvet sonucu oluşan gerilmenin, aynı kuvvet zamanı oluşan uzamaya oranı şekilde hesaplanmaktadır

$$E \equiv \frac{\text{Çekme gerilmesi}}{\text{Birim şekil değiştirme}} = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} = \frac{FL_0}{A_0\Delta L}$$

E – Elastik katsayısı yeni Young modulu değeri

F- cismin maruz kaldığı kuvvet

A0- Birim alana uygulanan kuvvet

ΔL - Bir cismin değişebilen uzunluğu

L0 – Cismin ilk uzunluğu (211)

Poisson oranı

Poisson oranı, bir materyale kuvvet uygulandığı zaman enindeki birim uzamanın boyunda oluşan birim uzamaya oranı olarak hesaplanmaktadır.

Poisson oranı = eninde oluşan birim uzama/ boyundaki birim uzama. (212)

Şekil değiştirme (Strain, gerinim)

Gerinim bir materyale veya cisme herhangi bir kuvvet uygulandığında oluşan boyutsal değişiklik olarak ifade edilmektedir. Uygulan kuvvet sadece gerilim değil hem de şekil değişikliğine neden olmaktadır.

Gerinim (Strain) = Materyalin boyutundaki değişim/ materyalin ilk boyutu denklemi şeklinde hesaplanmaktadır. Kuvvet uygulanan zaman oluşan kuvvet birimi ise % olarak ifade edilmektedir. (213)

Hook kanunu

İlk kez İngiliz fizikçi Robert Hook tarafından sunulmuş olan bu kanun, bir materyale veya cisme belirli bir kuvvet uygulandığı zaman oluşan gerinimin gerilim ile doğru orantılı arttığı görülmektedir. Başka sözlerle söylemek gerekirse bir cismin bozulmasına neden olacak kuvvet arttıkça cisimde oluşan bozukluk oranlıda artmaktadır. Uygulanan kuvvet ile cismin bozulması arasında doğru bir orantı vardır. (214)

Von Misses Stresi (Gerilmesi)

Von Mises gerilmesinin tarifini vermek gerekirse; çeşitli matematiksel kanıtlamalar yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ve kayma gerilmelerin ortalamasıdır. Von Misses Stresini formül ile ifade etmek gerekirse o zaman: (215)

$$= \sqrt{\frac{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{11} - \sigma_{33})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)}{2}}$$

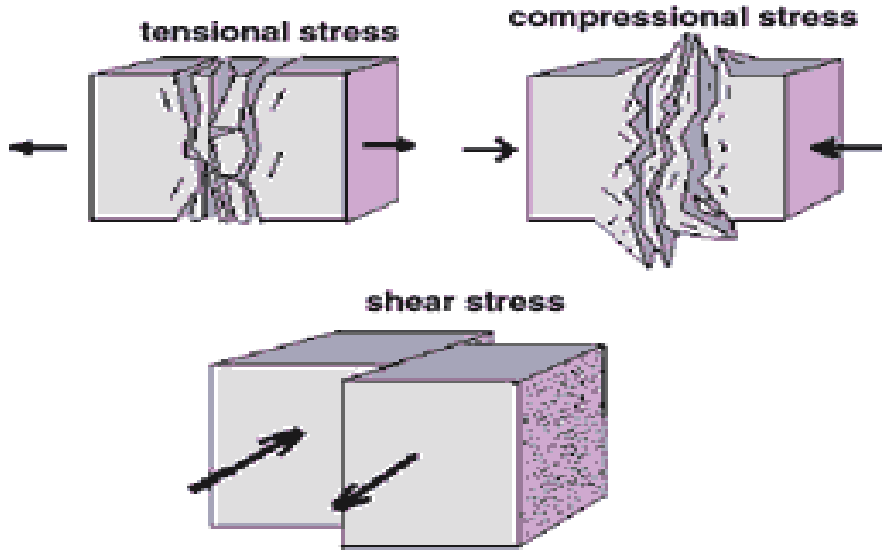
Gerilme (Stres);

Bir materyale, cisme dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman, bu kuvvete karşı birim alanda verilen tepkiye stres ya da gerilim adı verilmektedir. Gerilimin formül üzerinde ifade etmek gerekirse:

$$\text{Gerilim (S)} = (\text{F}) \text{ uygulanan Kuvvet} / \text{Kuvvetin uygulandığı alan (A)}$$

Gerilimin birimi “n/m²” olsa da PSI (Pounds per square inch) ve P (Pascal) bazı uluslararası kaynaklarda geçmektedir. Kuvvet uygulandığı zaman oluşan gerilimin üç tipi bulunmaktadır ki bunlarda aşağıdakilerdir: (216)

1. Sıkıştırma Gerilmesi (Compressive Stres) – Bir materyali veya cismi sıkıştırmak amacıyla aynı zamanda aynı düzlemde veya doğrultuda farklı yönde iki kuvvet uygulandığında oluşan strestir.
2. Çekme Gerilmesi (Tensional Stres) farklı yönde aynı düzlemde uygulanan kuvvetin cismin, materyalin bütünlüğünü parçalamaya çalışması ile oluşan gerilme tipidir.
3. Kesme Gerilmesi (Shear Stres) bu tip gerilim bir cisme veya materyale farklı yönde aynı düzlemde olmayan kuvvet uygulandığı zaman oluşmaktadır. Kuvvetin etkisinden kuvvetin etkili oldukları alanlar farklı yönde kaymaktadır.



Şekil 2.47. Gerilme tipleri

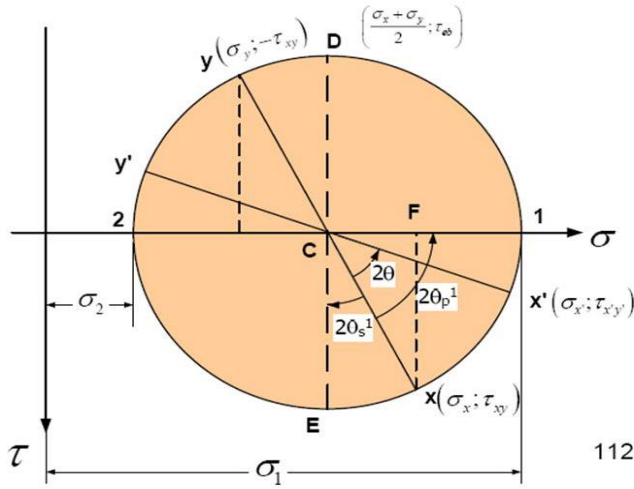
Kuvvet

Kuvvet, herhangi bir materyalin, cismin hareket durumlarını, şekillerini ve formunu değiştirebilen fiziksel etkiyi tanımlamaktadır. İlk kez İngiliz bilim adamı, İsak Nyuton tarafından anlatılmıştır. Birimi “Newton (N)” olan kuvvetin doğrultusu, yönü, düzlemi ve şiddeti değiştirilebilmektedir ve bu özellikler kuvvetin vektörel özellikleri adlandırılmaktadır. (217)

Mohr dairesi

Mohr Dairesi- Bir cismin, materyalin istenen herhangi bir noktasında bir kuvvet uygulandığı zaman bütün düzlemlerdeki gerilmelerin tamamını gösteren geometrik bir ifadedir. Genellikle inşaat mühendisliğinde kullanılmış olup özellikle zemin mekaniği için kullanım sonucu zemin içsel sürtünme açısını ve kohezyon değerlerini bulmamıza yardımcı olur. İsmi Alman mühendis Christian Otto Mohr’dan almaktadır.

Mohr Çemberi



Şekil 2.48. Mohr Çemberi

2.4.8. Dental implantolojide sonlu eleman analizi ile yapılmış çalışmalar

Siegele ve Soltesz çeşitli şekillerde implantları çene kemiğine yerleştirdikten sonra çene kemiğinde stres oluşumunu değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman metodunu kullanarak bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre farklı implant şekillerinin çene kemiğinde farklı stres dağılımları oluşturduğuna karar verilmiştir. Ayrıca konik implantlar daha sonra silindirik ve vidalı şekilli implantların daha çok gerilim oluşturdukları kanaatine varmışlardır. (218)

Genj ve ark, sonlu eleman analizinin implant diş hekimliğinde uygulanmasını incelemişler ve yüksek doğrulukta modeller hazırlamak için ileri dijital görüntüleme tekniklerinin kullanılmasını önermişlerdir. Materyalin anizotropik ve homojen olmayan doğası dikkate alınmalıdır ve sınır koşulları en üst düzeye kadar rafine edilmelidir. Söylenenlere ilave olarak uygun stres dağılımı ve protez başarısızlığını önlemek için implant tasarımında değişiklik yapılmasını önermişlerdir. (202)

Himmlova ve ark implant, kemik ara yüzeyinde oluşan stres değerlerini değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman metodu çalışması yapmışlardır. Çalışmada çeşitli uzunlukta ve çapta implantlar kullanılmıştır. Oluşan streslerin yoğunluk olarak daha çok implantın boyun kısmında olduğunu belirlemişlerdir. İmplantın boyun kısmında oluşan stres

gerilimlerinin azaltılması maksadıyla araştırmacılar implant çapının 4.5 mm üzerinde tutulmasını önermişlerdir. Uzunlukta oluşan artışla stres miktarında azalmalar fark edilmiştir. Bununla birlikte, implant uzunluğu implant çapı kadar stres azaltacak etkiye sahip olmadığı araştırmacılar tarafında yapılan çalışma sonucunda belirtilmiştir. (219)

Mailath ve ark farklı şekil ve dizaynda implantları kemiğe yerleştirdikten sonra kemik seviyesindeki stres değerini değerlendirmek maksadıyla üç boyutlu sonlu eleman metodu çalışmasını yapmışlardır. Araştırmacılar fizyolojik streslere maruz kalmış silindirik ve konik implant şekillerini karşılaştırmışlar. Silindirik implantların konik şekilli olanlardan daha stresli bir profil oluşturduğuna karar verilmiştir. Konik implantlara güncel implantolojide duyulan ihtiyaç, yumuşak kalitede kemikteki dental implantların hayatta kalma oranlarının, iyi kalitede kemik içerisine yerleştirilen implantların sağkalım oranından daha düşük olduğu gerçeği nedeniyle ortaya çıkmıştır. (220)

Dos Santos ve ark gömülmüş ve gömülmemiş implantlar arasındaki stres dağılımını değerlendirmek ve karşılaştırmak için bir üç boyutlu sonlu eleman metodu çalışması yapmış ve gömük olmayan implantlarla yapılan simülasyonların gömülmüş olanlardan daha yüksek stres konsantrasyon değerleri gösterdiğine karar verilmiştir. Araştırmacılar bu kanaate de varmışlar ki, implantlar gömüldükten sonra yumuşak astarlı geçici protetik yapılar kullanıldığı zamanı implant osteointegrasyonunda sorun yaşanmamaktadır. Bu çalışmada veriler maksimum temel stres kullanılarak değerlendirilmiştir. (221)

Haraldson ve ark dokuz hastada osteointegre implantlar üzerinde konstrükte edilen overdenturlu protetik yapıların çiğneme etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çiğneme etkinliğinin ölçülmesi kibar ısırma, çiğneme hareketi yapılırken ve maksimum ısırma kuvveti uygulanırken yapılmalıdır. Tedaviden hemen sonra bu parametrelerde bir artım gözlemlenmiştir. Hafif ısırma zamanı ısırma kuvveti 17.3 N' dan 24 N' a, çiğneme hareketi zamanı ise 24 N' dan 38.7 N' a kadar tedavi sonrası bir yıl içinde artmıştır. (222)

Ding ve ark yaptığı bir sonlu eleman çalışmasında implant uygulanmasından sonra simule edilen çiğneme hareketleri zamanı kuvvetlerin öklüzyon boyunca daha iyi dağıtıldığını ve implant çapı arttıkça implant boynunda oluşan stres ve gerilimin azaldığını belirlemişler. (223)

Sonlu eleman analizi ile yapılmış olan bir neçe çalışmada (224, 228) bu kanaate varılmıştır ki implant boynu kemik rezorpsiyonu açısından daha yüksek risk taşımaktadır. Sonlu eleman analizi yöntemini kullanarak yazarlar kemiğin elastik modülü ve deformasyon tipini kıyaslayabilir ve bu durumlar klinisyenlere kemik remodelling sürecini anlamaya yardımcı olarak kullandıkları cerrahi teknikleri daha da modifie edip geliştirmelerine yardımcı olacaktır.

Eraslan ve ark, yaptığı çalışmanın sonucuna göre bu kanaate varmışlar ki, implant yivinin formları kemikte Von Misses stres dağılımını etkilememektedir; ancak farklı şiddette sıkışma gerilimlerinin kemikte oluşmasına neden olmaktadır. Çalışmada kullanılan malzemeler homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Materyallerin elastik özellikleri literatürden belirlenmiştir. (229)

Chun ve ark yaptığı çalışmanın sonucuna göre kare yiv şeklinin stres ve gerilim üzerinde daha etkili olduğunu ve çalışmada kullanılan diğer yiv şekline sahip olan implantlara göre başarılı olduklarını belirtmişlerdir. (230) Papavasiliou ve ark bu sonuca varmışlar ki farklı derecede ki osteointegre implantlar stres ve gerilim seviyelerinden, aksial ve oblik oklüzal yüklemelerin dağılımından etkilenmemektedirler. (231)

Carter ve ark hipotezine ilişkin kemikte oluşan gerilim seviyeleri sayısal anlamda kemik hipertrofisi veya rezorpsiyonuna neden olduğunu direkt olarak doğrulanamaz. (231)

Yokayama ve ark SEA, ile yaptığı çalışmada öklüzalden gelen yüklerin implant merkezinden perifer bir bölgeye taşımakta kemikte oluşan stres miktarının artmasına neden olmaktadır. (232)

Holberg ve ark yaptığı diğer bir çalışmada implantların bikortikal yerleşimi monokortikal yerleşime göre daha az kemikte stres oluşturacağına karar vermişler. (233) Yapılan diğer çalışmalara (234, 235) göre ise uzun implant yerleşimi ve implantların 12 mm kemik seviyesinden aşağıda olacak şekilde gömülmesi kortikal kemiğin üst kısmında implanta gelen oklüzal yükler zamanı üst kristal bölgede oluşan stres miktarını azaltmaktadır.

Huang (236) ve Haibin (237) yaptığı çalışmaya göre ise kortikal kemiğin ince olduğu durumlarda dental implant uygulaması yapıldığında ise oluşan stres kortikal kemikte birikmektedir ki, bu da ileride implant kaybına neden olmaktadır.

Henry ve ark hayvanlarda yaptığı bir çalışmada ise immediat yüklemenin kemik iyileşmesi yönünde güzel sonuçlara varıldığını belirtmişler. (238)

Diğer bir çalışmada ise Jaffin ve ark bu kanaate varmışlar, implantların geç yükleme protokolü uygulandığında implant başarı oranını % 95 oranına çıkabilmektedir.(239)

Matsushita ve ark SEA, ile yaptığı diğer bir çalışmada implant yerleştirdikten sonra uygulanan vertikal, lateral kuvvetler sonucu oluşan stres implant çapında artım olunca stres miktarında azalma durumları izlenmektedir. (240)

Holmgren ve ark, yaptığı diğer çalışmaya göre ise stres dağılımını azaltmak için implant çapını artırmak tek çıkış yolu değildir. 5 mm' den küçük implantlar drilleme sonucu oluşan ısı ve bunun sonucunda oluşan kemik hasarı fazla olduğu için pekte önerilmemektedir. (74) Yapılan çalışmalara göre 5 mm çapında bir implant 3.754 mm çapında implantlarla kıyaslandığında daha fazla başarısızlık oranı sergilemektedir. (241)



3. GEREÇ VE YÖNTEM

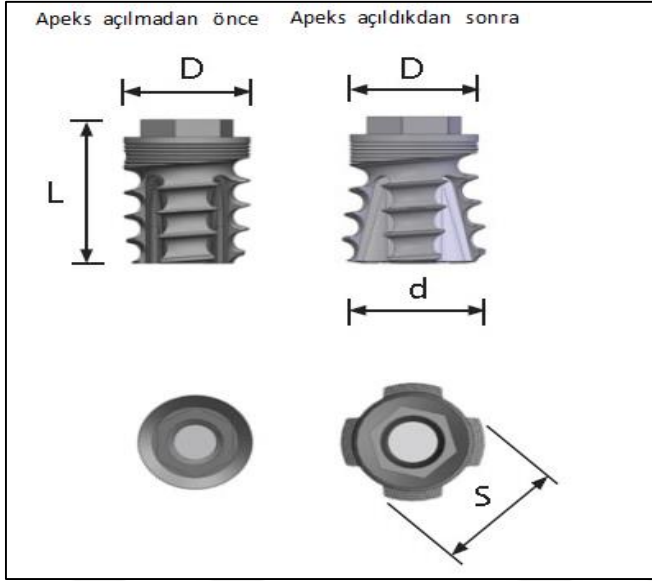
2017 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, diş ve Çene cerrahisi Anabilim Dalına baş vurmış hastaların hasta arşivinden BT arşivleri incelenmiş ve yapacağımız çalışmaya uygun hasta tomografi verileri bilgisayar ortamına taşınarak tomografi verilerine uygun modellere dönüştürülmüştür.

Yapılacak olan tezin çalışmasına uygun olan hasta grubu arşivden seçilerek bilgisayar ortamında maksillada arka bölgelere; greft uygulanması, implant uygulanması ve üst yapıların modellenmesi gibi durumlar gerçekleştirilmiştir.

Bütün bu modelleme işlemleri bittikten sonra hazırlanan modeller üzerinde sonlu eleman stresi analizi (SESA) kullanılarak hazırlanan modeller üzerinde olan implant üstlere ve uygun olarak implantlara horizontal ve vertikal kuvvetler uygulanmıştır

3.1. İmplantların ve Üst yapıların Modellenmesi

Bu tezin çalışmasında implant ve üst yapılarını oluşturmak maksadıyla iki implant sistemi kullanılmıştır ve kullanılmış olan implantlardan biri rutin implant sistemi olsa da diğer implant sistemi güncel implantolojide kullanılan implantlardan biraz farklılık göstermiş olmaktadır. Rutin kullanılan implant sistemi Ziacom firmasının üretimi olan Zinic MT (Spain) implantı olsa da diğer implant sistemi ise İsrail üretimi olan ve uygulandıktan sonra implantın apeks kısmında genişleme gerçekleşen Dentack implant sistemi olmaktadır.



Şekil 3.1. Farklılığı olan Dentack implant sistemi

Apeks açıldıktan sonra Modellenme sırasında kullanılması planlanan implant çapları ve türleri aşağıdaki gibi olacaktır:

İlk premolar bölgesine uygulanacak ve tüm modellerde bulunacak olan 4.0mm*10mm Zinic ve distale yerleştirilen farklı çapta ve türde implantlar (4.0*10mm (Zinic) 4.1*6 mm (Dentack) bilgisayar ortamına taşınmaktadır. Zinic, dentack implantlar ve onlara uygun abutmentler “Nextengine 3D tarayıcısı” (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd, Ninth Floor Santa Monica, California 90401) sistemi ile 3 boyutlu tarandıktan sonra Rhinoceros 5.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarılarak bu çalışmanın yapılabilmesi için orada gerekli olan modeller elde edilmektedir.

3.2. Protetik Kronların Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada amaç posterior rezorbe dişsiz maksillada dişin ötesinde kalan bölgenin uygun implant tedavisi, cerrahi uygulama (sinüs augmentasyonu virtual olarak) gördükten sonra iki premolar ve bir molar olacak şekilde üçlü üye köprüsü ile restorasyonu amaçlanmaktadır. Maksillar ilk premolar, ikinci premolar ve ilk molar protetik kronlar modellenirken dikkat edilmesi gereken, modelleme zamanı dişlerin boyutları ve morfolojileri Wheeler’in yaptığı çalışmadaki veriler örnek olarak kullanılmalıdır. (242)

3.3. Posterior Maksillanın ve Cavum Highmore'nin Modellenmesi

Posterior maksilla ve ona yakın olan maksillar sinüs modellerinin oluşturulması için elimizde olan BT verileri ‘‘Rhinoceros 3D 5.0’’ (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılım programına aktarılarak orada maksillanın kortikal, spongiöz kemik kısımları ve maksillar sinüsde bulunan farklı kortikal tabakalar modellenmiştir.

Sinüs augmentasyonu işlemini program ortamında gerçekleştirmek için Rhinoceros 5.0 yazılım programı kullanılarak sinüse gerekli greft malzemeleri eklenmiş ve modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Sinüs augmentasyonu yapılan alanlarda implant uygulanması yapılan durumlarda implantın uc kısımları tümen greft malzemesi ile kapanıp, kapanmamasına dikkat edilmelidir.

3.4. Sonlu Eleman Stresi Analizi için 3D Modellerin Oluşturulması

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine 2017 yılında implant tedavisi için başvurmuş hastalar arasından posterior maksillada sapit protetik rekonstrüksiyonu yapılacak hastalardan birinin BT verileri kullanılmıştır. Hastalar arasındaki hasta verileri incelenirken posterior maksillar dişsizlik, maksillar sinüsün sarkması ve rezorbsiyon durumları, vertikal kemik yetersizliği gibi parametrelere dikkat edilmiş ve bu parametrelere uyan bir BT verisi üç boyutlu modelleme için kullanılmıştır.

BT verileri medikal görüntüleme formatına uyacak (DICOM) ve bu veriler uygun olarak 1mm’ lik kesitler halinde bir taşıyıcı yardımı ile modellemenin gerçekleştirileceği bilgisayar ortamına taşınmaktadır. Modelleme için bilgisayar ortamına taşınan BT verilerinin modellemesinin ve sonlu eleman stresi analizine maruz kalması için Intel Core ® i7 CPU 3,40 GHz işlemci 500 GB Hard Disk 8.00 GB DDR3, RAM donanımına sahip ve Windows 7 Professional Service Pack 1 uygulamasını destekleyen bilgisayarlar ve programlar gerekmektedir.

Bilgisayar tomografi verilerinin SESA, de kullanılacak modellere dönüştürülmesi işlemi MARC 2013 (MSC SOFTWARE CORPORATION, SANTA ANA, CA, USA) programı kullanılarak gerçekleştirilmektedir. BT verilerini kullanarak oluşturulan modellerde uygun olarak; Sinüs greftlemesi (augmentasyonu), implantların acılı ve aynı zamanda

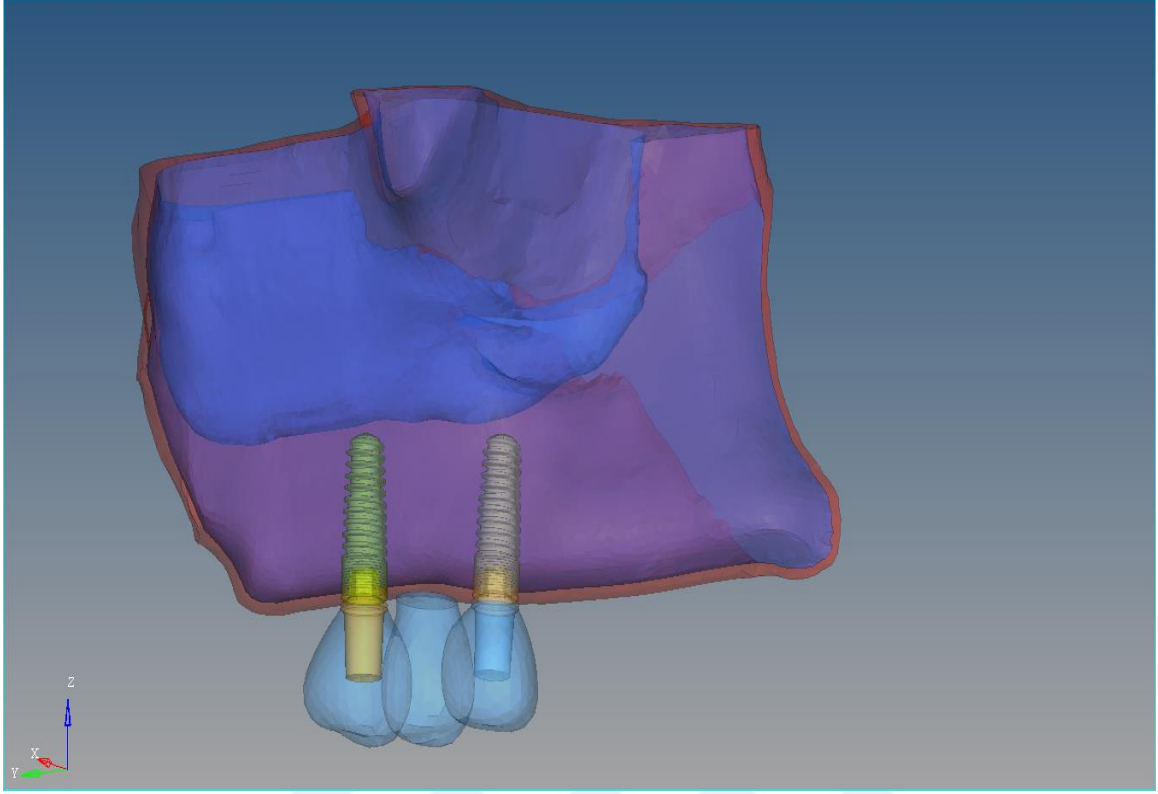
normal pozisyonda uygulanması, dentack implantlarının apeksi açık ve aynı durumda açık olmayan durumlarını, oluşturulan farklı protetik konstrüksiyonların üst yapısını simüle eden beş farklı model oluşturulmuştur.

Maksillar sinüs bölgesinde yeterli kemik miktarı olan ilk model hariç diğer oluşturulan sanal modellerde en az olması gereken kemik kantitesi 6 mm olmaktadır.

Oluşturulan bu modellerde ilk premolar diş bölgesine yerleştirilen implantlar tüm sanal modellerde aynı boyutlarda olmuştur ve bu implant her modelde eşit şartlara maruz kalmıştır.

Sanal olarak oluşturulan 5 model şu şekilde sıralanabilir:

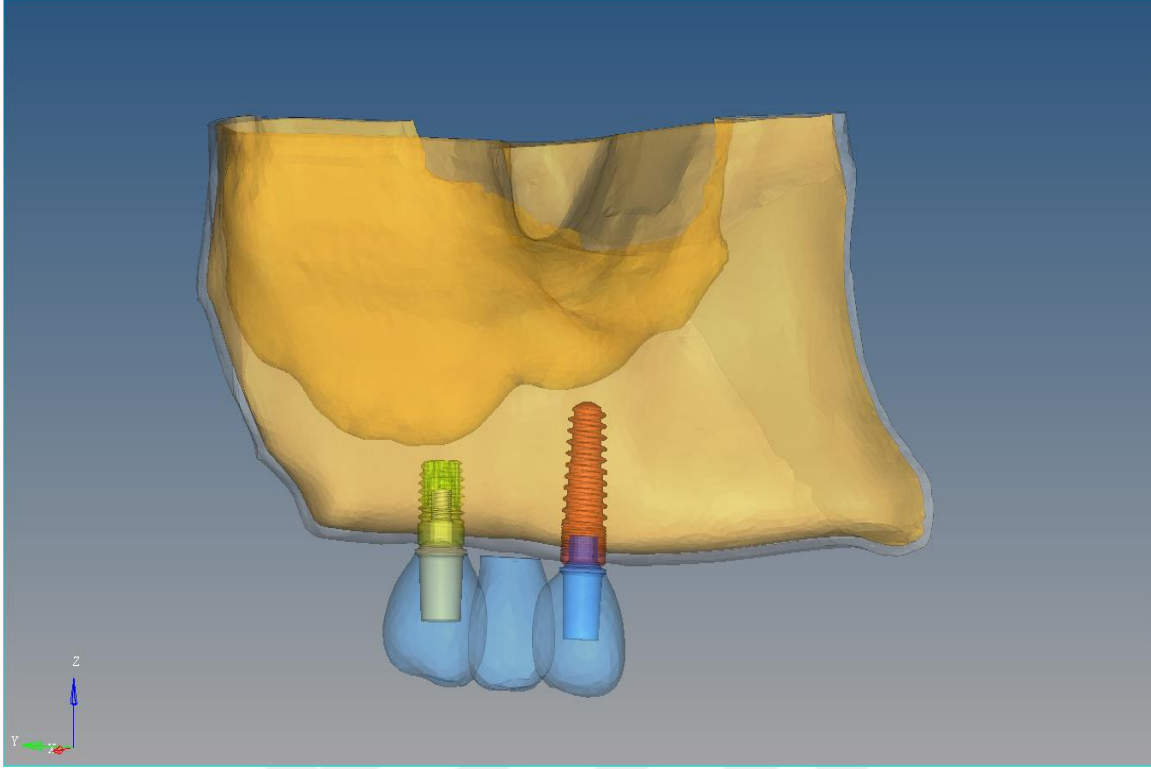
1. Sanal modellerin birinci grubunda posterior maksillada 1. premolar ve 1 molar diş bölgesine 2 adet 4.0*10 mm boyunda Zinik (Ziakom,İspanya) implantları yeterli kemik kantitesi bulunan kemiğe yerleştirilmiştir.
2. Sanal modellerin diğerinde ise 1. Premolar bölgesine 4.0*10 mm Zinik (Ziakom. İspanya) ve 1. Molar bölgesine 6 mm*4.1 mm (Dentack İsrail) apeksi aktive olmamış implantın yerleştirilmesi gerçekleştirilmiştir.
3. Sanal modelin üçüncü tipinde yine de 1. Premolar bölgesine 4.0*10 mm Zinik (Ziakom,İspanya) implantı ve 1. Molar bölgesinde 6 mm*4.1 mm (Dentack, İsrail) apeksi aktive olmuş implant yerleştirilmesi gerçekleştirilmiştir.
4. Sanal modellerin dördüncü grubunda ise 1. Premolar bölgesine 4.0*10 mm Zinik (Ziakom,İspanya) implant ve 1. Molar bölgesine sinüs augmentasyonu simülasyonu yapılarak 4.0*10 mm Zinik (Ziakom,İspanya) implantı yerleştirilmiştir.
5. Sanal modellerin beşinci grubunda ise 1. Premolar bölgesine 4.0*10 mm Zinik (Ziakom,İspanya) implantı ve 1. Molar diş bölgesine her hangi bir cerrahi işlem yapmadan bu alana uygulanması gereken implantı 2. Premolar bölgesine uygulayarak 30 derece acılandırılması gerçekleştirilmektedir ve implant olarak da bu alana da 4.0*10 Zinik (Ziakom,İspanya) implantı uygulanmaktadır.



Şekil 3.2. Model 1

MODEL 1

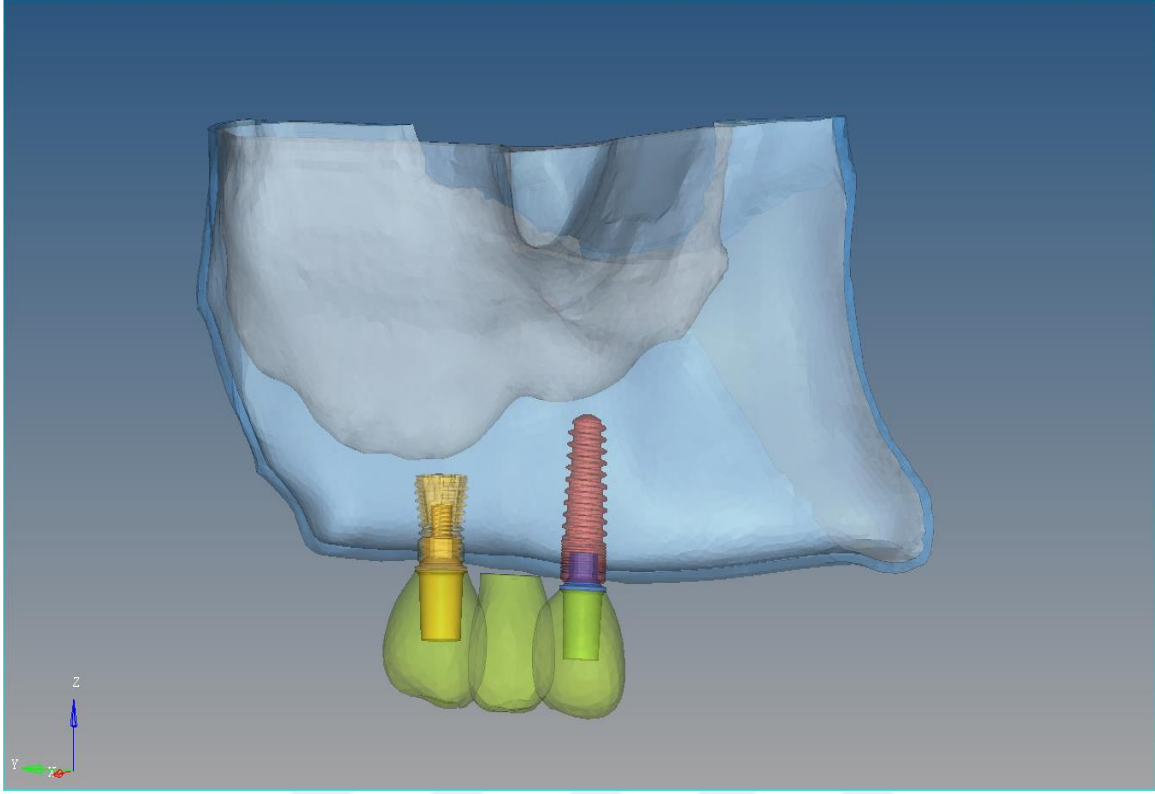
İlk oluşturulan modelde 2 adet 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implant uygun olarak maksiller 1. premolar ve 1. molar diş bölgesine uygulanmıştır. Uygulanmış olan implantlar üzerine abutmentler uygulanarak üç üyeli bir porselen köprü yapılmıştır. Bu modelde ideal şartlar sağlanarak kemik kalitesi ve kantitesi normal oranda bulunduğu içim diğer modellerde sunulacak olan alternatif tedavi seçenekleri uygulanmamıştır.



Şekil 3.3. Model 2

MODEL 2 (Aktive olmamış kısa implant grubu)

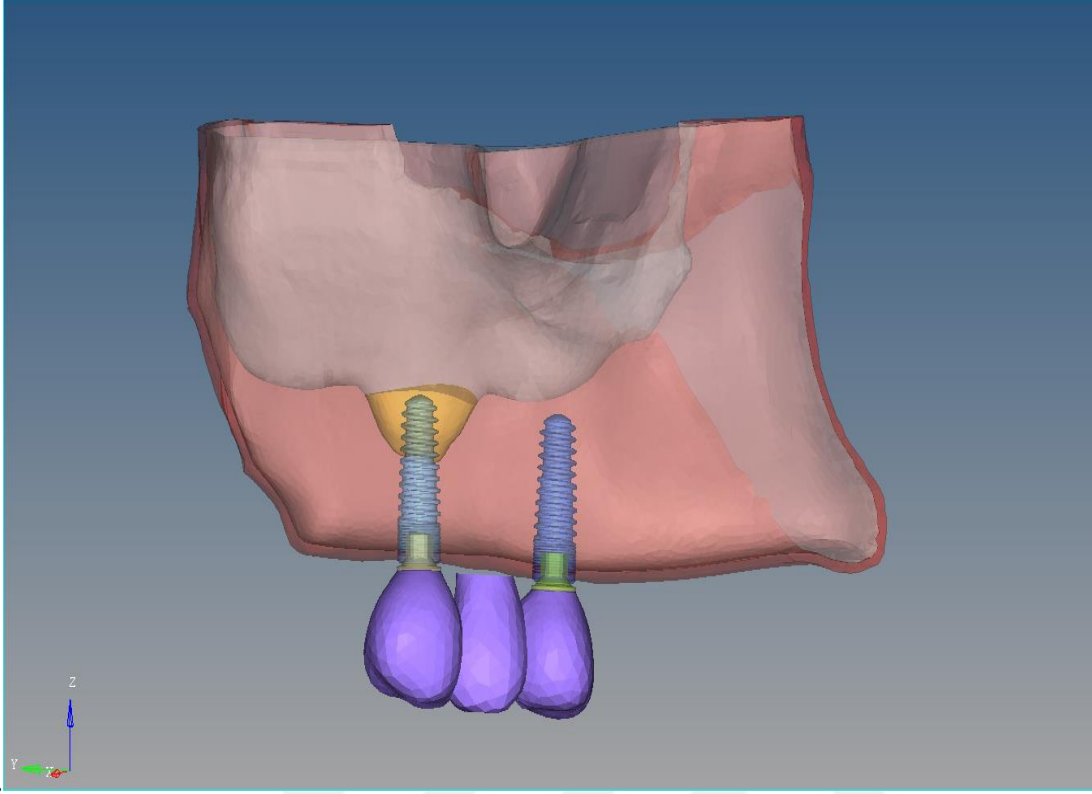
Bu modelde maksiller 1. premolar bölgesinde implant uygulanması için sınırlayıcı faktörler bulunmasa da maksiller 1. molar bölgesinde sınırlayıcı faktör olarak rezidüel kemik miktarının yaklaşık 6 mm (İmplant uygulandıktan sonra implant üzerinde şerit halinde bir miktar kemik kalmak şartıyla) olmasıdır. Bu durumdan dolayı maksiller 1. premolar bölgesine 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda olan Zinik (Ziakom,İspanya) implantı ,1. molar bölgesine ise 4.1 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda Dentack (İsrail) (Aktive edilmemiş) implantı uygulanmıştır. Diğer modellerde olduğu gibi abutmentler destek alınarak üç üyeli köprü oluşturulmuştur.



Şekil 3.4. Model 3

MODEL 3 (Aktive olmuş kısa implant grubu)

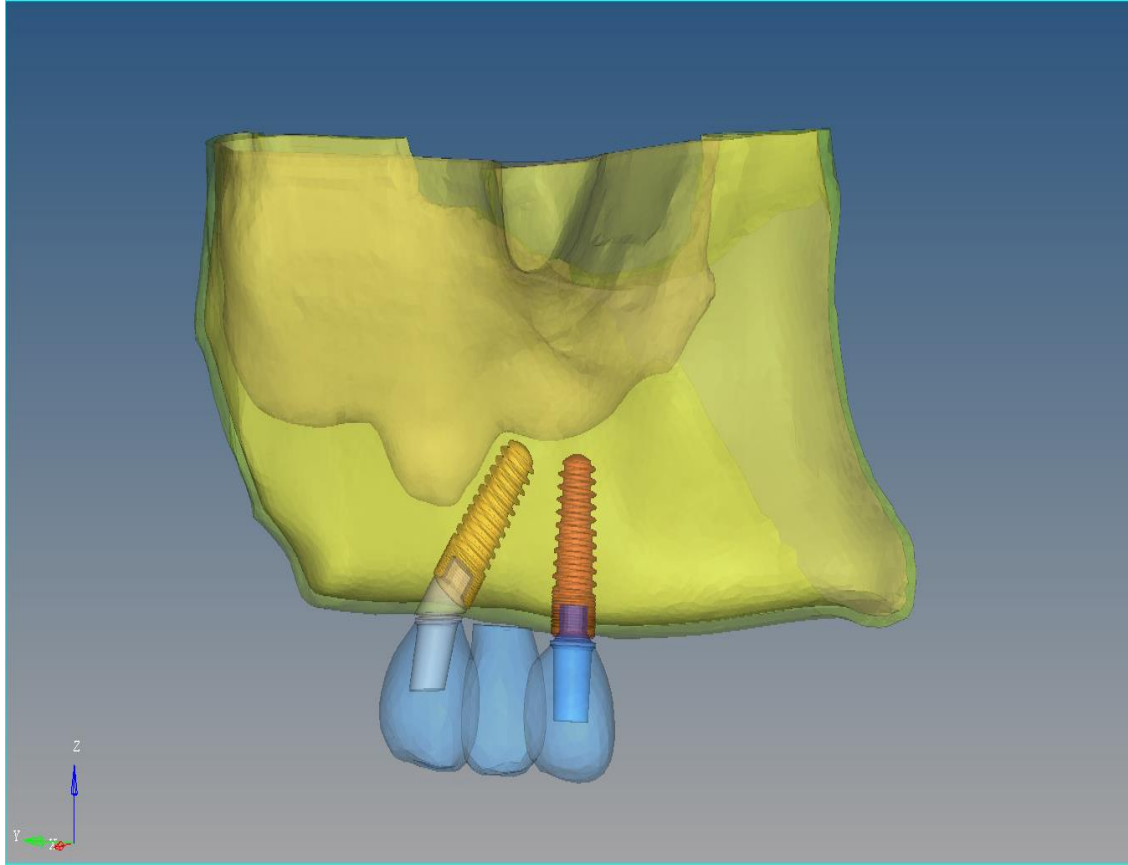
Bu model genel anlamda sınırlayıcı faktörleri ile birlikte model 2'ye benzese de aralarındaki fark 1. maksiller molar bölgesine uygulanan 4.1 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda olan implantın apeksinin açılarak aktive hale getirilmesidir. Kısa implantın kullanılması Model 2'de olduğu gibi maksiller sinüse uygulanması gereken ileri cerrahi işlemlerden kaçınmaktır. Diğer modellerde olduğu gibi burada da abutmentlerden faydalanarak implant üzerine üç üyeli köprü oluşturulmuştur.



Şekil 3.5. Model: 6.8 4 (Lateral STYO grubu)

MODEL 4 (Lateral STYO grubu)

Bu model diğer modellerden farklı olarak maksiller 1. molar bölgesine ileri cerrahi işlem uygulanarak maksiller sinüs tabanı yaklaşık olarak o bölgeye uygulanacak olan implant üzerinde 2 mm kadar greft ürünü kaplayacak şekilde oluşturulmuştur. Maksiller 1. molar bölgesindeki rezidüel kemik miktarı yaklaşık olarak 6 mm yakın olmaktadır. Bu modelde de abutmentlerden faydalanarak üç üyeli köprü bilgisayar ortamında oluşturulmuştur.



Şekil 3.6. Model 5 (Açılı implant grubu ve çizilmiş olan implant)

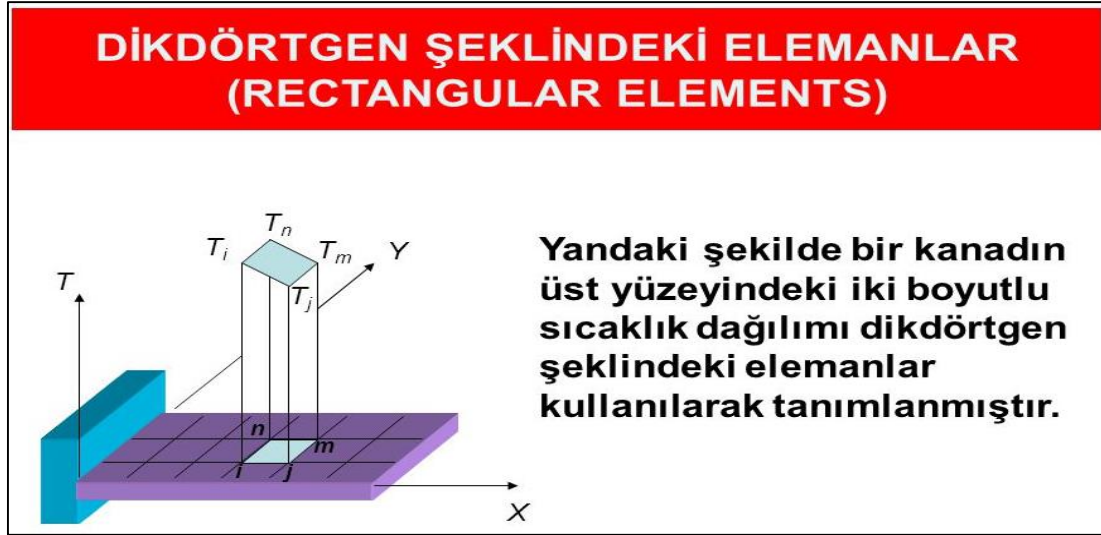
MODEL 5

Bilgisayar ortamında oluşturulan sonuncu modelde ise yine maksiller 1. premolar bölgesine 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Zinik (Ziakom,İspanya) ve 1. maksiller molar bölgesinden 30 derece açılarak sinüsün önünden geçecek şekilde , implantın apeksi 2. premolar bölgesinden destek almak şartı ile 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Zinik (Ziakom,İspanya) implantı uygulanmıştır. Maksiller 1. molar bölgesinden 30 derece açılarak gönderilen implanta rutin abutmentlerden farklı olarak firma tarafından özel üretilen abutmentin çizimi yapılarak modelde kullanılması sağlanmıştır. Diğer modellerden hiç bir farkı olmayacak şekilde üçlü köprü oluşturulması sağlanmıştır.

3.5. Matematiksel Olarak Modellerin Oluşturulması

Oluşturulan bu beş modellerin geometrik yüzeyleri mesh adlandırılan küçük subünitelere bölünerek matematiksel modeller oluşturulmuştur. Oluşturulmuş modellerdeki meshler dik

açılı ve dar yüzeyler gibi sorunlara neden olabilecek riskli alanlar, çizgisel elemanlardan arındırılarak uygun hale getirilmiştir. Bu tezin sonuçlarının daha gerçek olması için fazla sayıda eleman sayısı kullanılmıştır. Elemanlar görünüş olarak katı dörtgen düğüm noktalarına sahip eleman olarak kullanılmış olup ve bu dikdörtgen düğüm noktaları modeller üzerinde heterojen değil homojen şekilde dağıtılmıştır.



Şekil 3.7. Dikdörtgen şeklindeki eleman

3.5.1. Sonlu eleman analizi sisteminin birleştirilmesi

Daha önce oluşturulan matematiksel modellerin sonlu eleman analizi programında kullanılıp ve gerçeğe yakın sonuçların alınması için sistem elemanlarının analiz programına tek, tek tanımlanması en önemli koşuldur. Yukarıda da bahsedilen ve tek tek tanımlanması gereken sistem elemanları aşağıdakilerdir:

1. Titanyum alaşımlı implantlar,
2. Greft ürünleri,
3. Abutmentler,
4. Maksiller alveoler kemik,
5. Protetik üst yapılar.

Yapılan araştırmada kortikal ve süngerimsi kemik yük aktarma kapasiteleri kendi iç özelliklerine uygun olduğu düşünülmüştür. Dişsiz alanların restorasyonu sonrası implantlar ve onu çevreleyen dokular, abutment ve üzerine yapılan protetik

restorasyonlar, implant ve abutment arasındaki ilişkide öyle bir tasarlanma yapılmıştır ki, bu yapılarda sürekli ve kesintisiz yük aktarımı gerçekleşsin.

Bu araştırmada uygulanmış olan implantlar osteointegre olduğu varsayılp, maksiler 1. premolar bölgesine uygulanan implantın çapı ve uzunluğu tüm modellerde aynı olmasına karşın maksiler 1. molar bölgesine uygulanan implantlar ise farklı çap, uzunluk ve tedavi seçeneğinde olmuştur.

Posterior maksiler sinüs bölgesine 4.1 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda Dentack implantı uygulanırken implantın apeksinin sinüsde olmamasına dikkat edilmiştir ve daha önce bahsedilen 6 mm yükseklikteki rezidüel kret yüksekliği nisbi olarak söylenmiş bu alandaki kemik miktarı uygulanan 6 mm' lik implantın üzerinde bir miktar kemik kalacak şekilde modele edilmiştir.

Modellerde implantlar üzerine abutmentlerden destek alarak uygulanan kronlar simante edildiği düşünülmüş, simantasyon sırasında oluşan siman tabakasının kalınlığı ve siman malzemesinin değerlerinin düşüklüğü nedeni ile sonlu eleman analizinde minimum etki edebileceği düşünülerek ihmal edilmiş ve siman kalınlığı kontakt alan olarak belirtilmiştir.

SESA, daki Modellere Uygulanan Sınır Koşulları

Bilgisayar ortamında oluşturulan modeller 3 boyutlu modeller olmaktadır ve uzayda konum olarak serbest konumlanmaktadır. Oluşturulmuş olan bu modellerde bilgisayar ortamında belirli analizlerin yapılabilmesi için bu modellerin uzayda belirli noktalardan desteklenmesi istenmektedir. Bu modellerin bilgisayar ortamında oluşturulup ve üzerinde gerekli analizlerin yapılabilmesi için modellerin en az iki düzlemde sabitlenmesi ve bahsedilen bu düzlemler analiz edilecek bölgelerden yeteri kadar uzak olmalıdır ki, yapılan analizin sonuçları bundan etkilenmesin.

Yukarıda da bahsedilen düzlemlerin oluşturulup ve sınırlanması maksadı ile maksillanın sutura palatina mediyasından geçen sagital, maksillanın zygomatik buttresinin altından geçen ise horizontal düzlem olarak düşünülmüştür.

Analizde Kullanılan Materyallerin Özellikleri

Bu çalışmaya dahil edilen bütün malzemeler heterojen değil de homojen olup, izotropik ve lineer özellikler taşımaktadırlar. Posterior maksillaya uygulanan lateral yaklaşımli sinüs elevasyonu işlemi sonrası oluşan kemiğin D4 tip kemik olduğu çoğu araştırmacılar tarafından söylenilmiş olup ve çalışmadaki spongioz kemiğin özellikleri bu çalışmada kullanılmıştır. (243)

Yukarıda da bahsedilen posterior maksillaya uygulanan lateral sinüs elevasyonu işlemi zamanı kullanılan hayvan kaynaklı ksenogreftlerin materyal özellikleri de bazı çalışmalar örnek alınarak çalışmada kullanılmıştır.(244, 246)

Bu çalışmada bilgisayar ortamında modele uygulanmış olan implant üzerine yapılan sabit protezlerde altyapı olarak daha çok nikel, krom (Ni, Cr) alaşımlarının ve bu alaşım üzerine yapılan porselenin ise feldspastik porselen olması uygun görülmüştür.

Ağız ortamında daha fazla miktarda bulunmuş olan oral mukoza poisson oranı ve elastisite modülü değerlerinin aşırı düşük olması nedeni ile çalışmada dikkat dışı bırakılmıştır.

Çizelge 3.1. Standard elastikiyet ve poisson oranları

	Elastiklik Katsayısı	Poisson Oranı
Titanyum Materyali	110	0,35
Kortikal Kemik	13,7	0,3
Spongioz Kemik	1,37	0,3
Greft Materyali	3,45	0,3
Porselen Materyali	68,9	0,28

3.5.2. Gerçekleşen yükleme koşulları

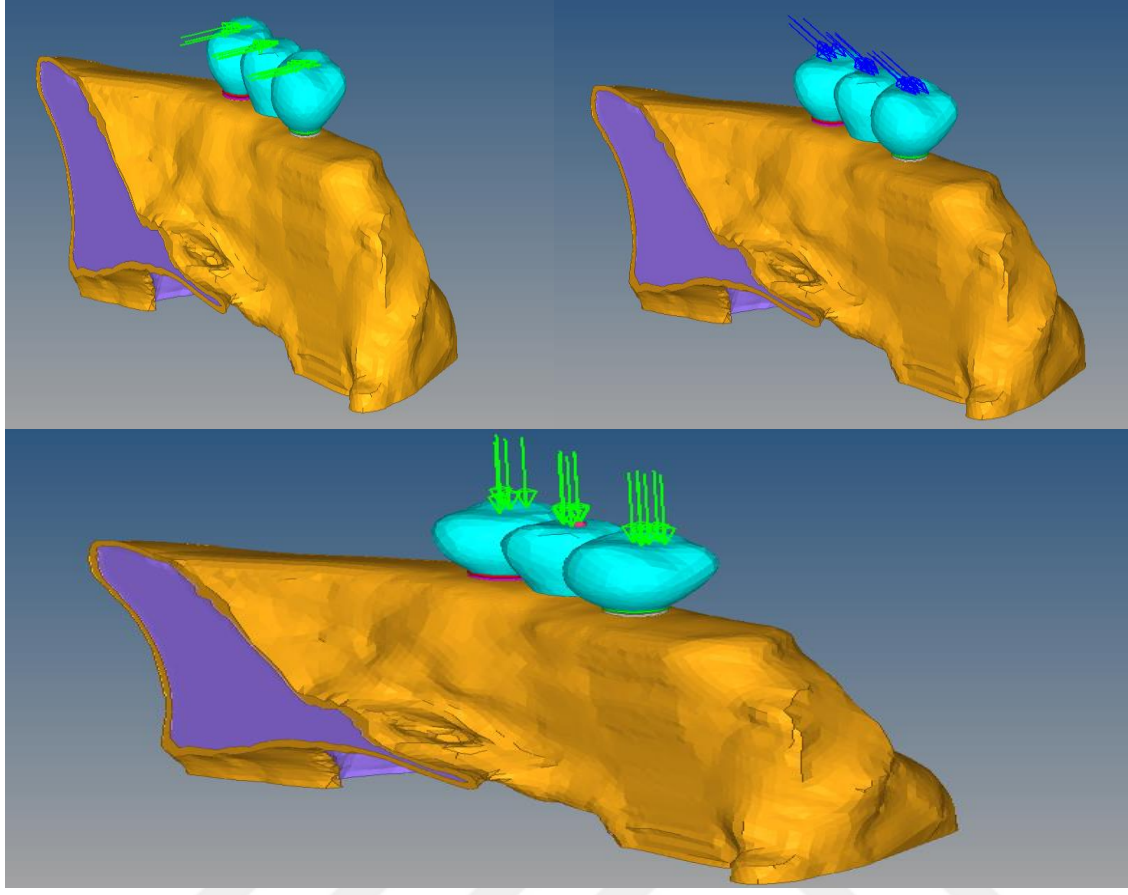
Bu tezin çalışmasında vertikal, horizontal ve oblik olmak üzere üç tip yükleme kuvveti gerçekleştirilmiştir. Bu üç tip kuvvetler Angle'in tanımladığı Sınıf 1 diş ilişkileri ve sentrik temas noktalarına uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan kuvvetlerin ortalama değeri Ferrario ve ark (247) yaptığı çalışma referans alınarak ve bu kuvvetler ortalama olarak aşağıdaki çizelgede verilmiştir:

Çizelge 3.2. Kadın ve erkek için vertikal kuvvetler (Nyuton olarak) (247)

Diş nosu	1	2	3	4	5	6	7
Kadın							
Ortalama	93.8	95.75	119.68	178.54	206.01	234.46	221.71
Erkek							
Ortalama	146.17	139.30	190.31	254.08	291.36	306.07	294.30

Çalışmada kullanılan kuvvetler çizelgedeki değerler referans alınarak, ortalama değer olarak, cinsiyet dikkat dışı bırakılarak uygulanmıştır. Uygulanacak olan kuvvetin yönüne göre V1, v2, v3 (Vetikal), h1, h2, h3 (Horizontal), O1, o2, o3 (OBLİK) gibi kısaltmalar yapılmıştır. Kuvvetin yönünün değişmesine bakmayarak kuvvet uygulaması aynı olmuştur.

Cinsiyetin dikkat dışı bırakılmasının nedeni uygulanan kuvvet miktarının değeri her iki cins için ortalama olmasıdır. Kuvvetin uygulama yönü palatinalden bukkal yönde gerçekleştirilmiştir. Vertikal yönde gerçekleşen kuvvet uygulanması uygun olarak maksiller birinci premolar 200N, maksiller ikinci premolar ile birinci molar dişe 250N değerinde kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir. Oblik ve horizontal kuvvetlerin uygulanması aynı yönde palatinalden bukkale doğru olarak ve her diş için yukarıdaki değerler kullanılarak gerçekleştirilmiş olup tek fark olarak ise oblik kuvvetlerin oklüzal düzleme 45 açı altında uygulanmasıdır. (Şekillerde modeller üzerinde kuvvet yönü gösterilmektedir)



Şekil 3.8. (Horizontal, oblik ve vertikal kuvvet yönleri)

3.5.3. SESA ile program üzerinde sonuçların edinilmesi

Yapılan bu analizin sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilmesinde Tanino ve ark'ın yaptığı araştırmanın sonuçları örnek alınarak materyallerin mekanik özellikleri kullanılmıştır. {Tanino2007 #328}

Kemik, porselen ve greft materyali çok kırılğan olduğu bilinip bu gibi yapılar için Asal gerilim (principal stres) değerleri çok önemli konuma gelmektedir.

Bu çalışmada analiz sonucunda elde edilen verilerde:

- Modele vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler uygulanırken bu durumda modelde “gerilme” tipi stresler oluşmaktadır. Bu durumda oluşan “gerilme” tipi stres en yüksek Asal gerilim olarak bilinmektedir (Pmax).
- Aynı koşullar sağlandıktan sonra oluşan “sıkışma tipi” stresi ise Asal değer minimumunu sergilemektedir ve bu Pmin olarak ifade edilecektir.

- Modellerde uygulanmış olan implantlara gelen farklı yöndeki kuvvetlerin sonucu metal yapılardaki gerilimin Von Misses değerleri olarak bilinmektedir ki bu çalışmada da incelemelerde bakılacaktır. {Koca2005 #329}{Tepper2002 #330}

Sonlu elaman analizinin yapılması için yurt dışı üretici firmalar tarafından sunulan Algor Fempro bilgisayar programlarından yararlanılmıştır. (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 152382932 USA)

Yukarıda bahsedilen bilgisayar programı kullanılarak yapılan analizin değerleri dağılım skalalar şeklinde değerlendirilmektedir. Bu analizlerin sonuçları değişken olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için rutin çalışmalarda yapılan sonuçların istatistiksel analizi bu tür sonlu eleman analizi çalışmalarında yapılamamaktadır. SESA ile alınan stres değerleri renk ve miktar olarak grafi veya skala şeklinde verilerek ve daha sonra ayrı, ayrılıkta birbiri ile kıyaslanmaktadır.



4. BULGULAR

Bilgisayar programlarından yararlanarak oluşturulan modeller üzerinde, bu modellere belli sınır koşulları uygulanmış. kortikal kemik, spongioz kemik, implant materyalinde ve son olarak sinüs augmentasyonu işlemi zamanı eklenen greft materyalleri gibi birçok yapıdan oluşan üniteler arasında oluşmaya gayret eden gerilme, sıkışma ve impalnt materyalinde oluşan Von Misses gerilmesi tablo ve grafikler üzerinde karşılaştırılıp incelenmiştir.

Bu çalışmanın sonuçları üç ayrı grup oluşturularak ve bu ayrı üç grupta aynı yükleme koşulları sağlanarak oluşan farklı stres değerlerine bakılmaktadır. Modellere uygulanan kuvvetler sonucu oluşan streslerin 3 ayrı grupta ve 5 farklı modellerdeki stres değerleri renkli dağılım skalaları ve tabloları kullanılarak karşılaştırılmıştır. Model ortamında implant için oluşturulan destek dokuların farkı gerilme, sıkışma ve Von Misses stres değerleri kortikal kemik, spongioz kemik ve implant materyalinde oluşan Von Misses stresleri ölçülüp grafi ve tablolarda Pmax, pmin ve Von Misses megapaskal (Mpa) cinsinden karşılaştırılmıştır.

4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

Model 1

Bu model grubuna, kontrol grubu da dene bilmektedir; çünkü bu modelde implant uygulanması için yeteri kadar maksiller sinüs mesafesi ve yeteri kantite ve kalitede kemik miktarı bulunmaktadır.

Bu uygulamada her modelde her dişe vetikal olarak P1 (birinci maksiller premolar) 200N, p2 (ikinci maksiller premolar) 250N ve M1 (birinci maksiller molar) 250N kuvvet vertikal olarak uygulanmaktadır.

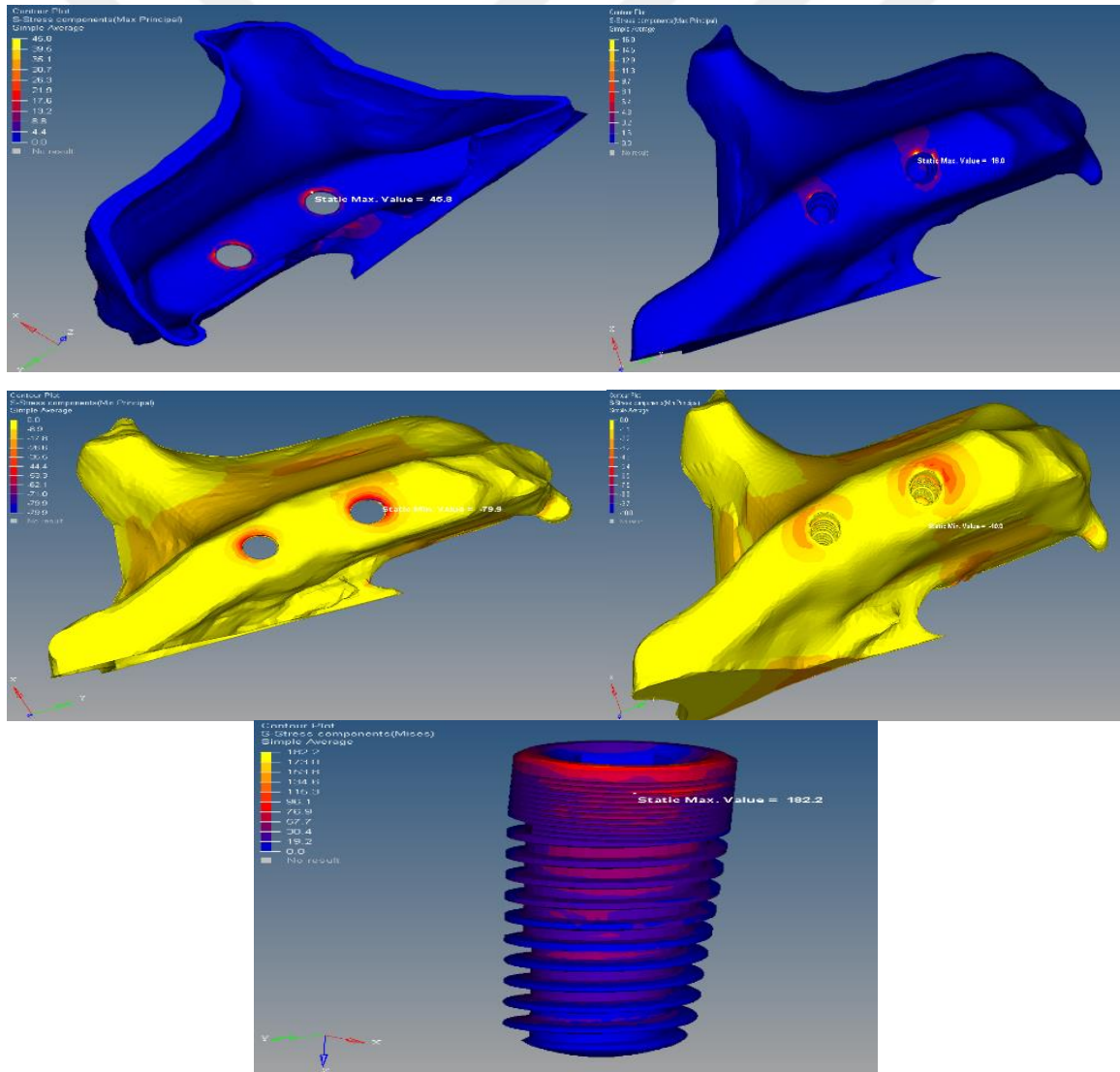
Horizontal yönde ise uygun olarak P1 (birinci maksiler premolar) 200N, p2 (ikinci premolar) 250N1. maksillar molar 250N Oblik yönde her dişe yukarıdaki kuvvetler uygulanması şartı ile kuvvet yönü oblik olarak uygulanmaktadır.

Vertikal kuvvetler uygulandığı zaman oluşan gerilme tip streslerin miktarı Pmax 45.8 Mpa, spongioz kemikte ise Pmax değeri 16 Mpa olduğu belirlenmiştir. Pmin olarak belirtilen

sıkışma tip gerilim stresleri ise kortikal kemikte, 79.9 Mpa, spongioz kemikte bu durum ise 10.0 Mpa civarında belirlenmiştir. İlave olarak vertikal yükleme zamanı implant materyalinde oluşan Von Misses değerleri de incelenirse bu zaman değerin 182.2 Mpa olduğu belirlenmiştir.

Çizelge 4.1. Model 1’de oluşan gerilim tip stres Pmax ve sıkışma tip gerilim Pmin ve Von Misses değerleri verilmiştir (Vertikal yönde kuvvet uygulanması)

Pmax	Pmin	Von Misses implant
Kortikal 45.8Mpa	79.9 Mpa	182.2Mpa
Spongioz 16Mpa	10.0Mpa	

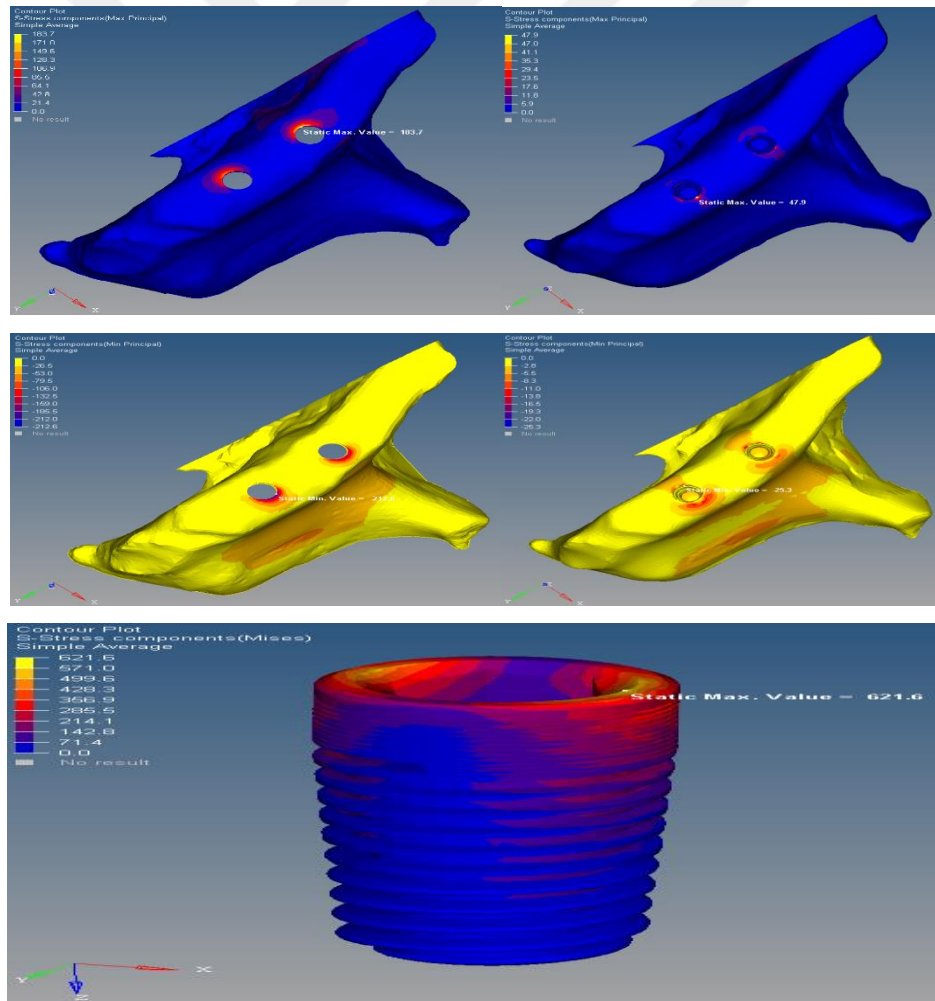


Şekil 4.1. Model 1’de vertikal yüklemede oluşan kortikal, spongioz ve implant materyalinde oluşan stresler (Pmax (kortikal, spongioz), pmin kortikalispongioz) ve Von Misses implant)

Oblik yüklemde oluşan stresler zamanı ise gerilim tip kuvvetlerin miktarı Pmax 183.7 Mpa kortikal kemikte, 47.9 Mpa ise spongioz kemikte izlenmiştir. Sıkışma tip kuvvetlere dikkat edersek Pmin 212.6 Mpa kortikal kemikte, spongioz kemikte ise bu değer 25.3 Mpa değerinde olmuştur. Oblik kuvvetler zamanı ise implant materyalinde oluşan stresler ise Von Misses stresleri olarak 621.6 Mpa değerinde izlenmiştir.

Çizelge 4.2. Model 1’de oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve implant materyalinde Von Misses değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses implant
Kortikal 183.7Mpa	212.6Mpa	621.6Mpa
Spongioz 47.9Mpa	25.3 Mpa	

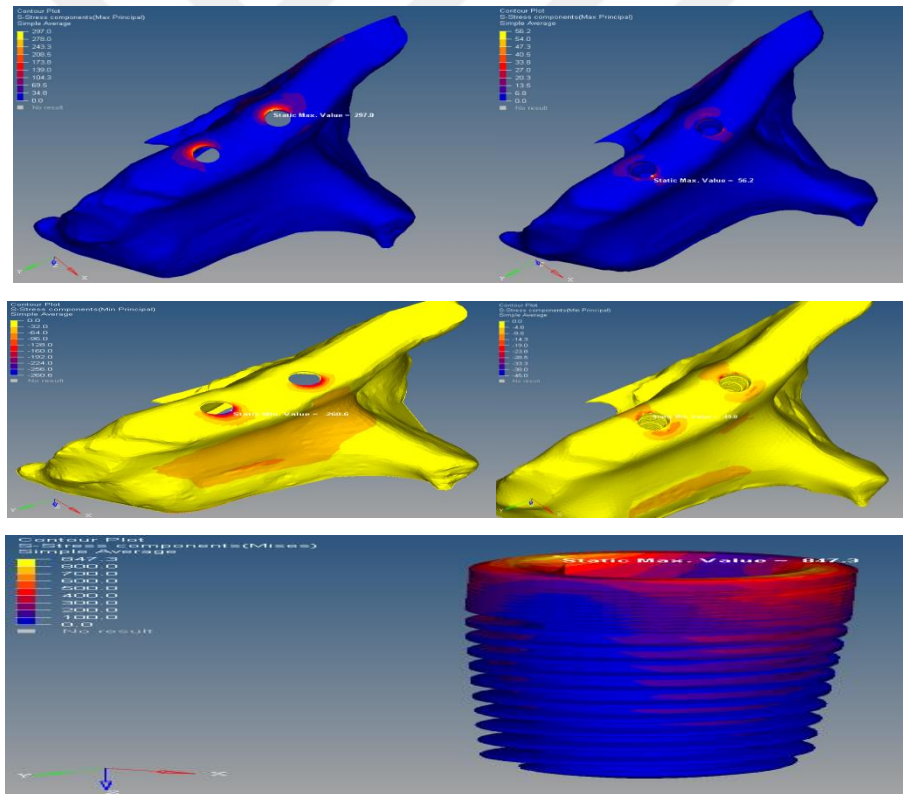


Şekil 4.2. Model 1’de oblik olarak kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax kortikal, spongioz(Mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve Von Misses stres değeri (implant şekli)

Horizontal kuvvet uygulanması zamanı ise oluşan gerilim tip stresler kortikal kemikte Pmax 297Mpa, spongioz kemikte ise 56.2 Mpa olup, sıkışma tip stresler ise kortikal kemikte Pmin 260.6 Mpa, spongioz kemikte ise 45 Mpa değerinde izlenmiştir. İmplant materyalinde bu kuvvet uygulanması zamanı oluşan stres miktarı ise Von Misses 847.3 Mpa olmuştur.

Çizelge 4.3. Model 1’de horizontal kuvvet uygulanması sonucu Pmax kortikal, spongioz, pmin kortikal, spongioz ve implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 297Mpa	260.6Mpa	847.3Mpa
Spongioz 56.2Mpa	45Mpa	

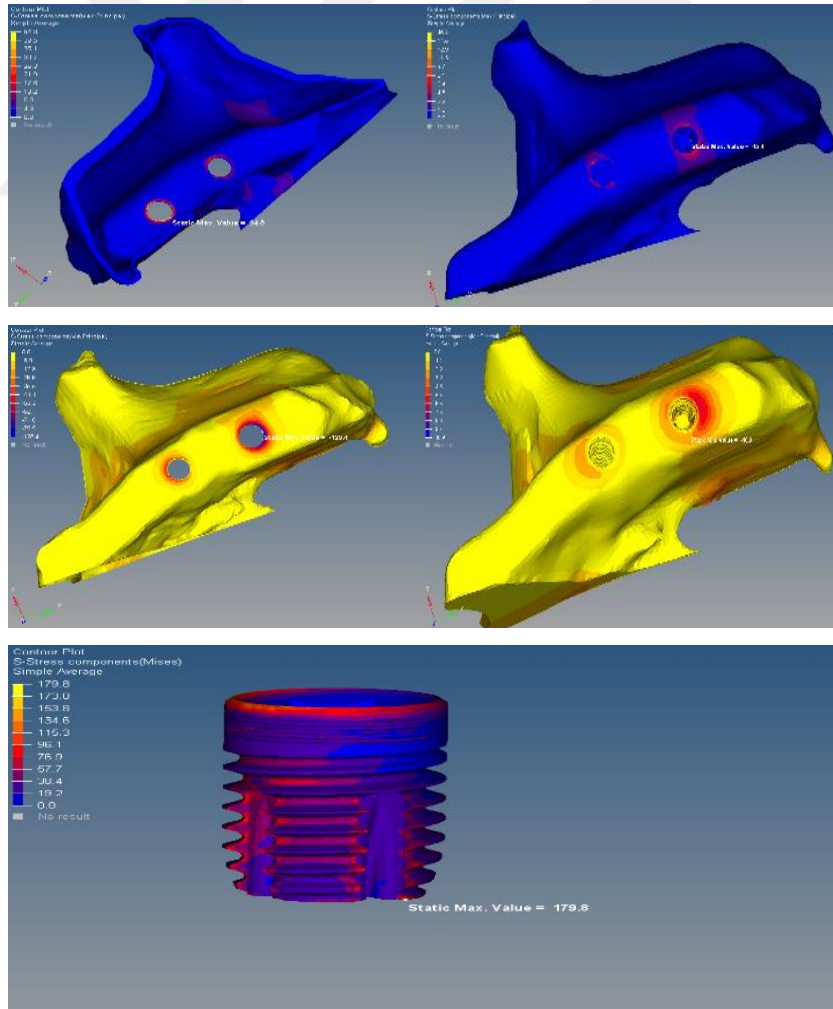


Şekil 4.3. Model 1’de horizontal yönde kuvvet oluşması sonucu oluşan stresler. Pmax kortikal, spongioz (mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve Von Misses değeri (İmplant şekli)

Model 2 (Aktive olmamış kısa implant modeli):

Aktive olmamış kısa implant modelinde ise diğer gruplarla aynı şekilde tüm dişlere palatinalden bukkale kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir. Bu kuvvet uygulanması zamanı implant çevresi dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin Pmax ve Pmin, von Misses değerlerinin tablosal değerleri aşağıda verilmektedir:

Vertikal kuvvet uygulanması zamanı oluşan gerilim tip streslerin miktarı kortikal kemikte Pmax 94.8 Mpa, aynı tip stres değeri spongioz kemikte 45.4 Mpa civarında izlenmektedir. Aynı koşullar sağlandıktan sonra oluşan sıkışma tip stresler Pmin kortikal kemikte 126.4 Mpa, spongioz kemikte ise 10.9 Mpa olduğu belirlenmiştir. Vertikal kuvvet uygulanmaması gereken koşul implant materyalinde oluşan Von Misses stresleridir ki bunlarda 179.8 Mpa civarında olmuştur.

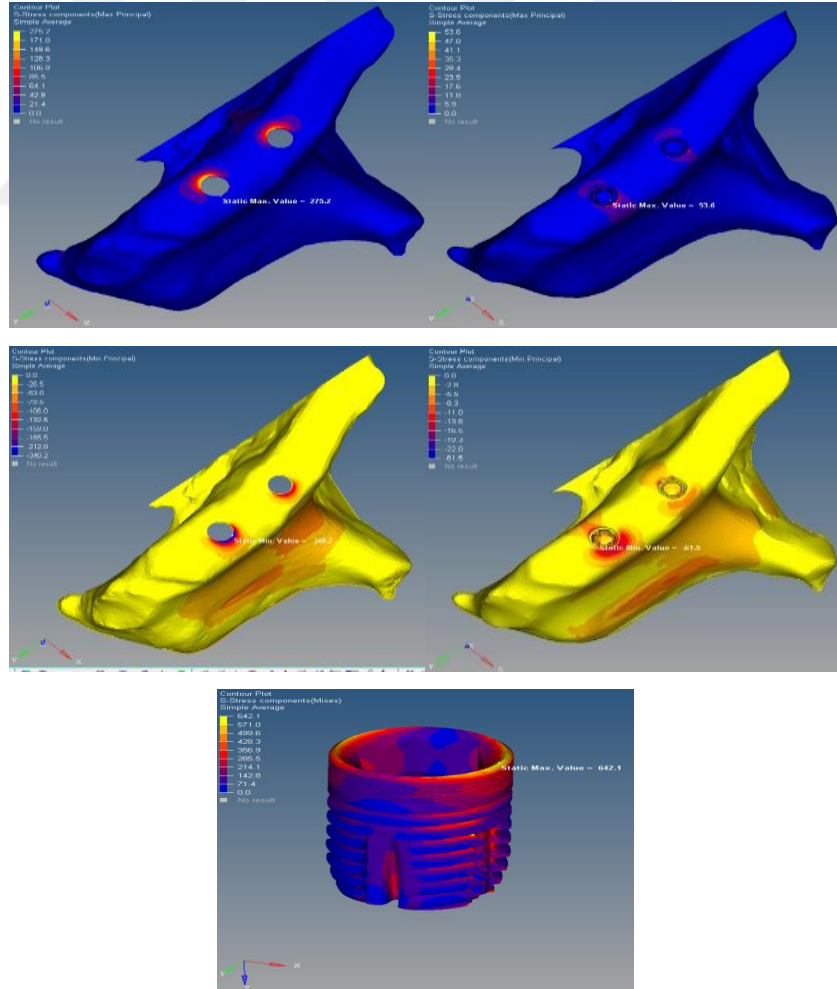


Şekil 4.4. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu Pmax kortikal, spongioz (mavi), pmin kortikal, spongioz (sarı) ve Von Misses değeri (İmplant)

Çizelge 4.4. Model 2’de vertikal kuvvet uygulanması sonucu Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses implant stres değerlerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 94.8 Mpa	126.4Mpa	179.8Mpa
Spongioz 45.4Mpa	10.9Mpa	

Oblik kuvvet uygulanırken kortikal kemikte oluşan gerilme tip streslerin miktarı Pmax 275.2 Mpa, spongioz kemikte ise 53.6 Mpa kadar izlenmektedir. Bu kuvvet uygulanması gerçekleştirilirken aynı anda oluşan sıkışma tip streslere bakarsak o zaman kortikal kemikte Pmin, 340.2 Mpa, spongioz kemikte aynı tür stres miktarı biraz daha az Pmin61.5 Mpa miktarında izlenmiştir. Aynı koşullar sağlandıktan sonra implant materyalinde oluşan stres miktarı Von Misses 642.1 Mpa olduğu belirlenmiştir.

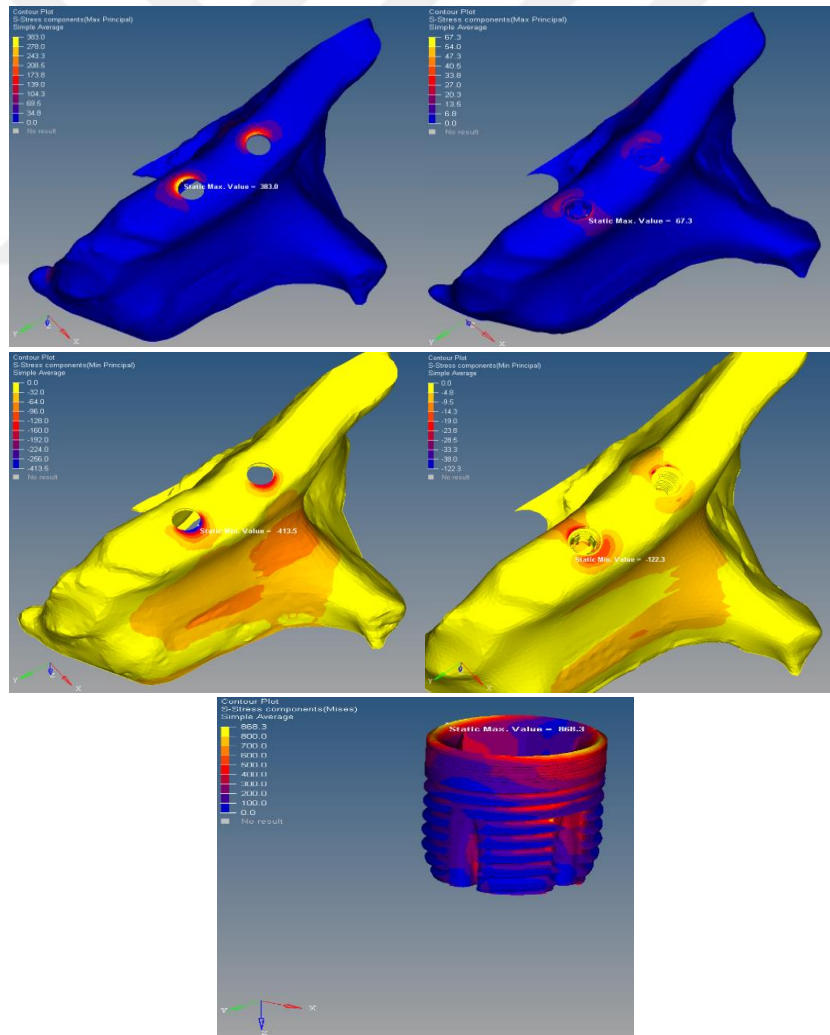


Şekil 4.5. Model 2’de oblik kuvvet uygulanması sonucu Pmax kortikal, spongioz (mavi), pmin kortiaki, spongioz (sarı) ve implant materyalinde Von Misses stresi

Çizelge 4.5. Model 2’de oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 275.2Mpa	340.2Mpa	642.1Mpa
Spongioz 53.6Mpa	61.5Mpa	

Horizontal yönde kuvvet uygulanması yapılırken oluşan gerilme, tip stres miktarları uygun olarak kortikal kemikte Pmax 383 Mpa, spongioz kemikte ise 67.3 Mpa civarında oluşmuştur. Sıkışma tip kuvvetler ise Pmin413.5Mpa kortikal kemikte122.3 Mpa spongioz kemikte izlenmiştir. Von Misses stres değerleri ise 868.3 Mpa değerinde izlenmiştir.



Şekil 4.6. Model 2’de horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (mavi) (kortikal, spongioz), Pmin (sarı) (Kortikal, spongioz) ve Von Misses değerlerinin (implant)

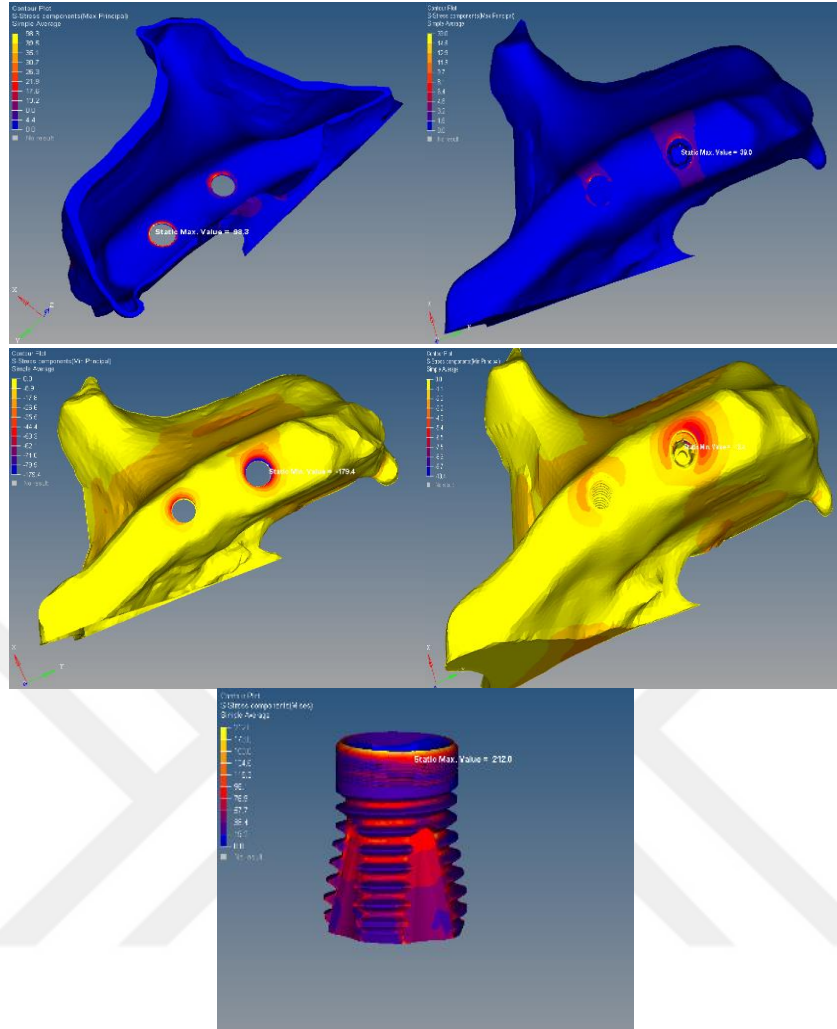
Çizelge 4.6. Model 2’de horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve implantda oluşan Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 383Mpa	413.5Mpa	868.3Mpa
Spongioz 67.3Mpa	122.3Mpa	

Model 3 (Aktive olmuş kısa implant grubu):

Bu modelde, diğer gruplarla aynı şekilde vertikal, oblik ve horizontal yönde kuvvetler uygulanmıştır. Bu kuvvetler uygulanırken yine diğer modellerde olduğu gibi gerilme, sıkışma ve Von Misses stresleri incelenmiştir.

Vertikal kuvvet uygulanması zamanı kortikal kemikte oluşan stres miktarı Pmax 98.3 Mpa, spongioz kemikte Pmax 39 Mpa civarında izlenmiştir. Sıkışma tip kuvvetler e gelince ise kortikal kemikte Pmin179.4 Mpa, spongioz kemikte ise Pmin13.4 Mpa değerinde izlenmiştir. Von Misses değerleri implant materyalinde 212 Mpa civarında olmuştur



Şekil 4.7. Model 3'te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

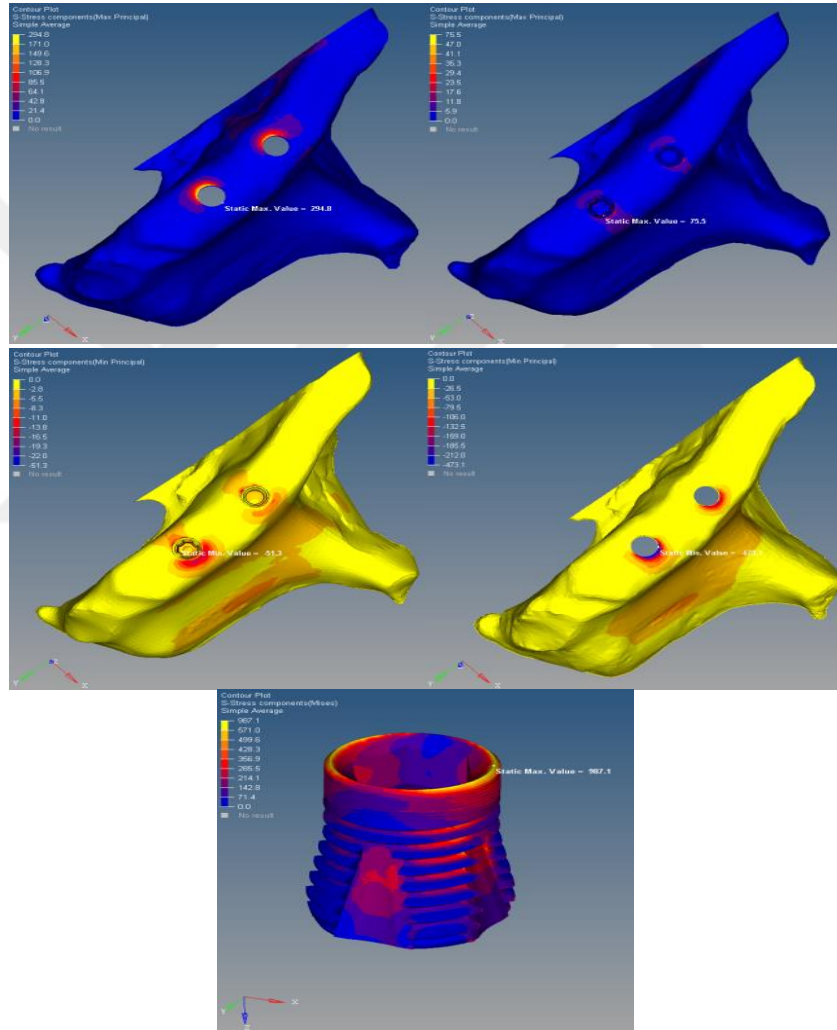
Çizelge 4.7. Model 3'te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses (implant) streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 98.3 Mpa	179.4Mpa	212Mpa
Spongioz 39 Mpa	13.4Mpa	

Oblik kuvvetler uygulandıktan sonra oluşan stresler aşağıdaki gibi olmuştur:

Çizelge 4.8. Model 3'te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Mises streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misse
Kortikal 294.8 Mpa	473.1Mpa	987.1Mpa
Spongioz 75.5Mpa	51.3Mpa	

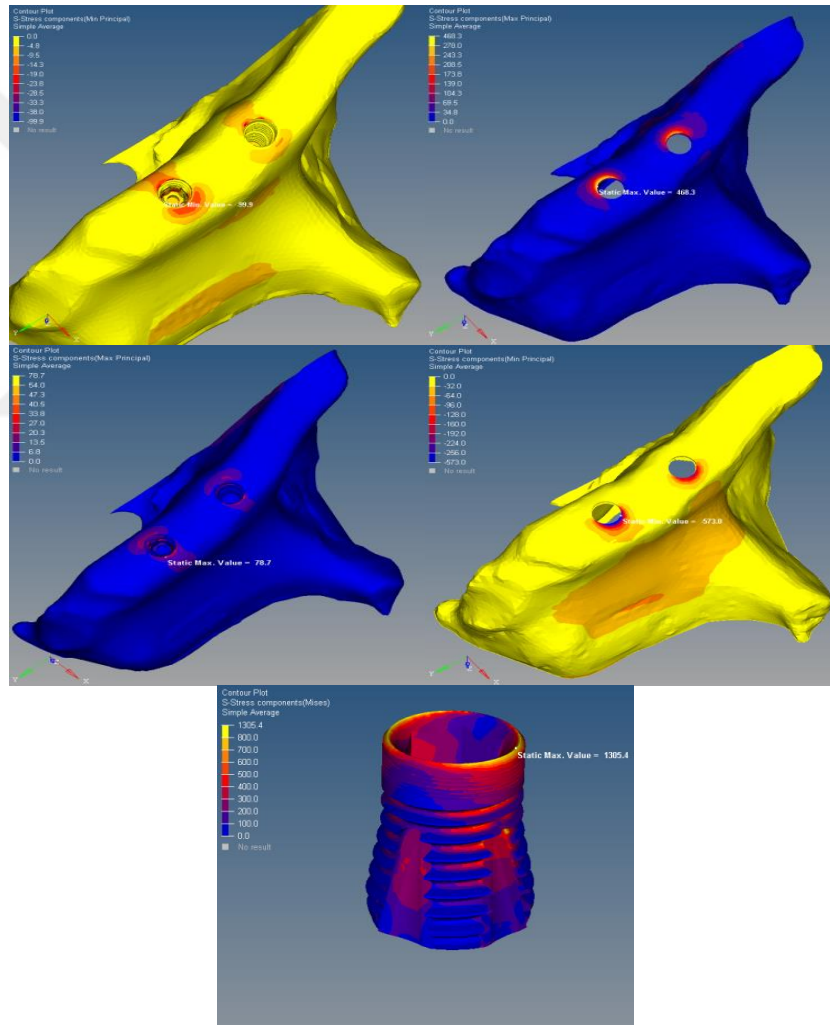


Şekil 4.8. Model 3'te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Mises (implant) streslerinin görsel dağılımı.

Horizontal yönde kuvvetler model 3'e uygulanırken aşağıdaki gibi stres dağılımı oluşmuştur.

Çizelge 4.9. Model 3'te horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 468.3Mpa	573.8Mpa	1305.4Mpa
Spongioz 78.7Mpa	99.9Mpa	



Şekil 4.9. Model 3'te horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

Model 4 (Lateral STYO grubu):

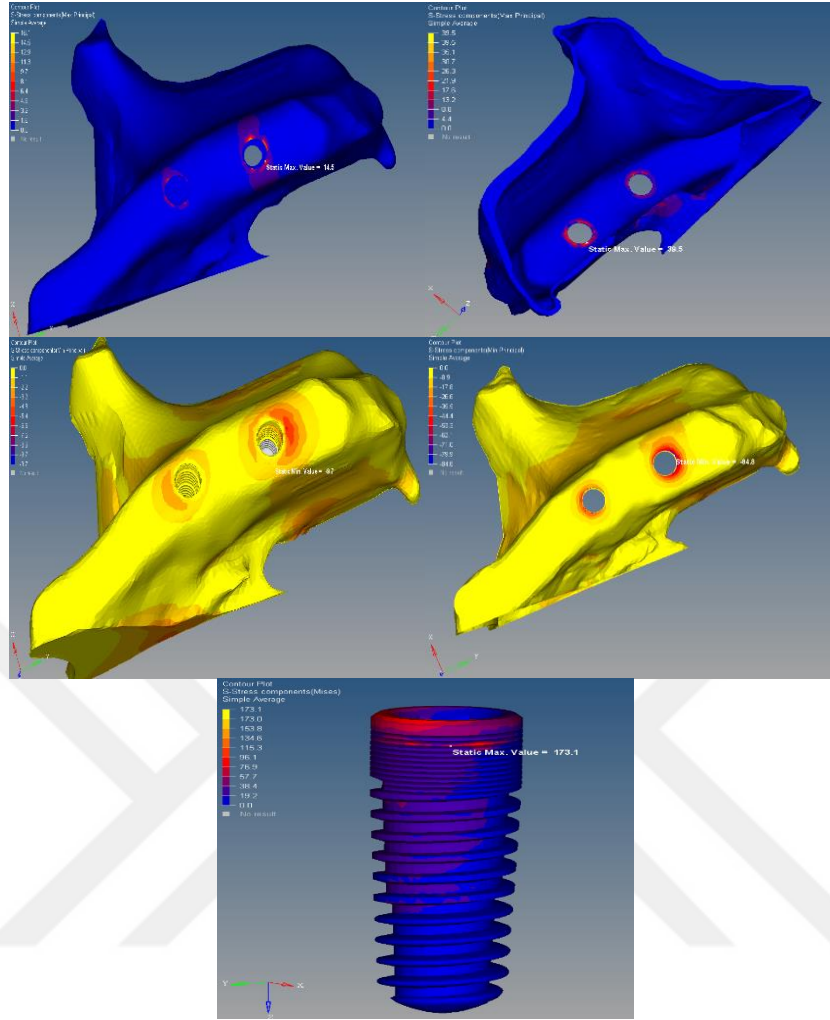
Bu model grubunda 6 numaralı implant bölgesine sinüs augmentasyonu işlemi uygulanarak 4.0 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda bir implant uygulaması gerçekleştirilmiştir. Birinci premolar bölgesine tüm modellerde olduğu gibi aynı çapta ve boyda implant (4.0 * 10mm Zinik, ziaikom İspanya) uygulaması bilgisayar ortamında gerçekleştirilmiştir.

Bu uygulamada her modelde her dişe vertikal olarak P1 (birinci maksiller premolar) 200N, p2 (ikinci maksiller premolar) 250N ve M1 (birinci maksiller molar) 250N kuvvet vertikal olarak uygulanmaktadır. Horizontal yönde ise uygun olarak P1(birinci maksiler premolar) 200N, p2 (ikinci premolar) 250N1. maksillar molar 250N. Oblik yönde her dişe yukarıdaki kuvvetler uygulanması şartı ile kuvvet yönü oblik olarak uygulanmaktadır.

Vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan sonuçlar:

Çizelge 4.10. Model 4'te vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 39.5Mpa	84.8Mpa	173.1Mpa
Spongioz 14.5Mpa	9.7Mpa	

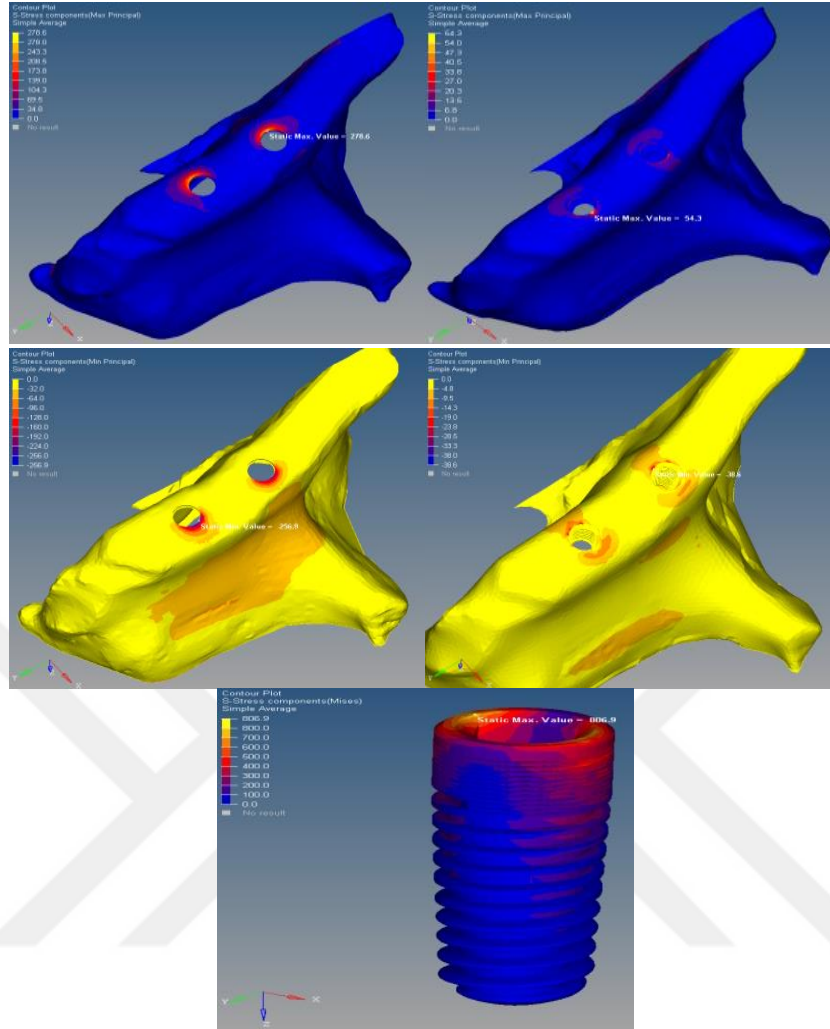


Şekil 4.10. Model 4'te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

Sinüs augmentasyonu işlemi yapılmış model grubunda horizontal yönde kuvvet uygulanması yapılırken gerilme tip, sıkışma tip ve Von Misses tip kuvvetler aşağıdaki gibi dağılım göstermektedir:

Çizelge 4.11. Model 4'te horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal: 278.6Mpa	256.9Mpa	806.9 Mpa
Spongioz: 54.3 Mpa	38.6 Mpa	

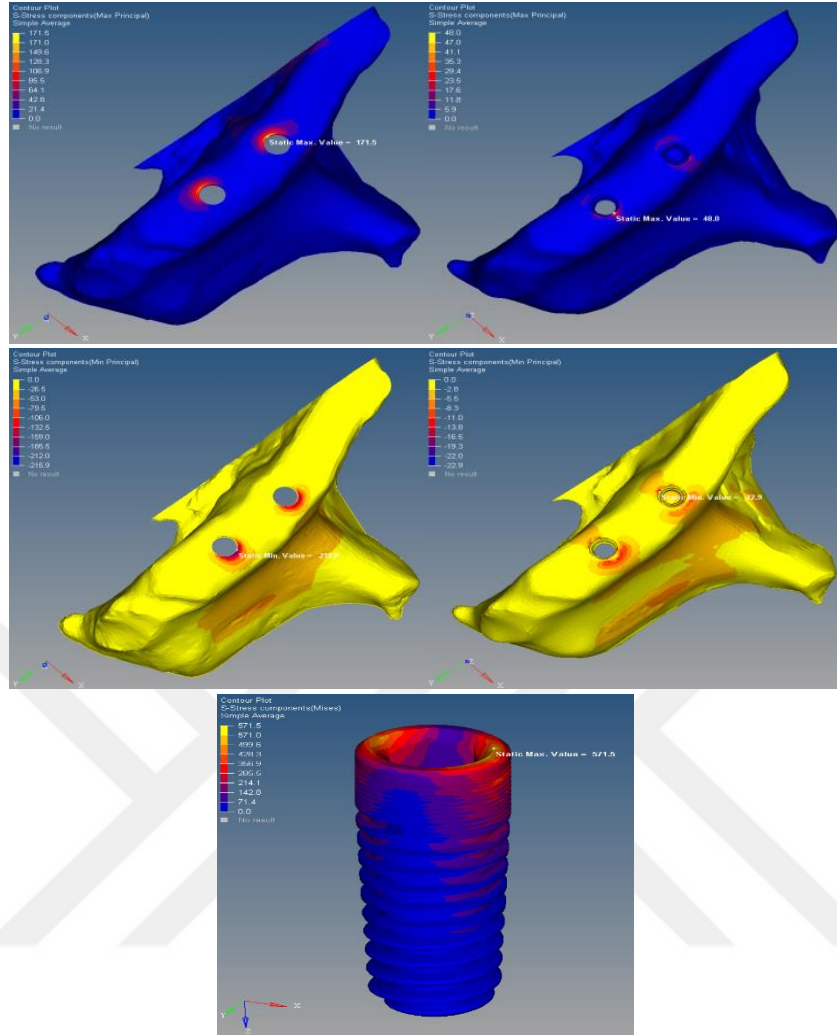


Şekil 4.11. Model 4'te horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

Bu model grubunda kuvvet miktarı aynı düzeyde bırakılarak sadece kuvvet yönü oblik uygulanarak stres dağılımı aşağıdaki şekilde oluşmuştur:

Çizelge 4.12. Model 4'te oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal: 171.5Mpa	215.9Mpa	571.5Mpa
Spongioz: 48Mpa	22.9Mpa	



Şekil 4.12. Model 4'te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

Yukarıda verilen stres değerleri uygulanmış olan implantın çevresinde bulunan kortikal ve spongioz kemikte oluşmaktadır. Aynı zamanda uygulanmış olan implantta Von Misses streside oluşmaktadır ki, bu da implantın titanyum materyalinde oluşan stresin değerini göstermektedir. Araştırma açısından bu model grubunda sinüs augmentasyonu işlemi yapıldıktan sonra kuvvet uygulanması sonucu uygulanmış olan greft malzemesinin stres değerleri de araştırma açısından çok önemli olmaktadır.

Stres dağılımı lateral sinüs augmentasyonu işlemi uygulandıktan sonra aşağıdaki şekilde olmaktadır:

Çizelge 4.13. Sinüs augmentasyonu işlemi yapılmış olan Model 4'te vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu greft malzemesinde oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değeri

	Pmax	Pmin
Vertikal	6.4Mpa	4.3Mpa
Horizontal	8.3Mpa	10.9Mpa
Oblik	9.9Mpa	6.3Mpa
Von Misses: Vertikal: Horizontal: Oblik:	5.4Mpa 10.3Mpa 6.7Mpa	

Sinüs lift stres greft şekilleri yüklenmesi gerek buraya.

Şekil: Model 4'te sinüs augmentasyonu işlemi yapıldıktan sonra vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (greft), pmin (greft) stres değerleri:

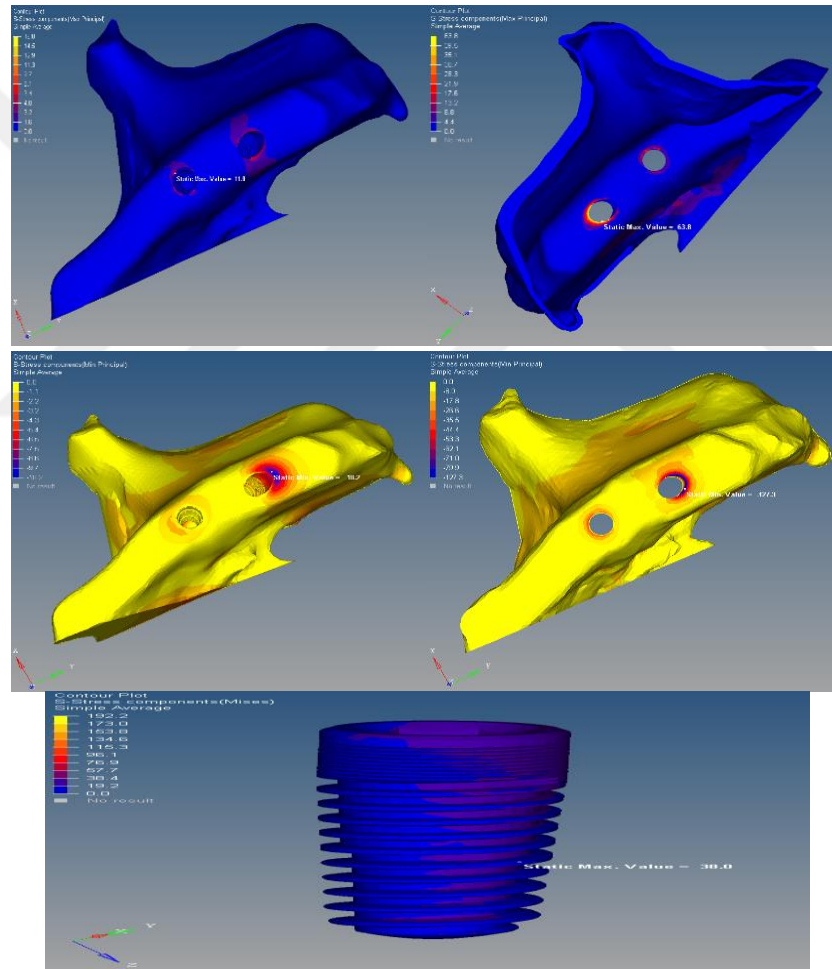
Model 5 (Acılı İmplant):

Bu model grubunda lateral sinüs augmentasyonu işlemleri gibi ileri cerrahi uygulamalardan kaçınmak maksadıyla sinüs bölgesine denk gelen 6 nolu implantı 2. premolar bölgesinden 30 derece olacak şekilde acılı uygulanması amaçlandırılmıştır. 1. ve 2. premolar bölgesine uygulanmış olan implantların boyutları 4.0 mm çapında ve 10 mm (Zinik implant, ziaikom İspanya) uzunluğunda olmuştur. Uygulanmış implantlar üzerine birine normal diğerine acılı abutment kullanılarak implant üzerine üç üyeli protetik köprü yapıldıktan sonra protetik yapıya uygun olarak ard arda vertikal, horizontal ve oblik yönde kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir. Diğer modellerde olduğu gibi kuvvet uygulanması ve kuvvet dağılımı diğer modellerdeki gibi olmuştur: P1 200N, p2 250N ve M1 250N .

Vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresin dağılımı aşağıdaki gibi olmaktadır:

Çizelge 4.14. Model 5'te vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal 63.8Mpa	127.3Mpa	38 Mpa
Spongioz 11Mpa	10.2Mpa	

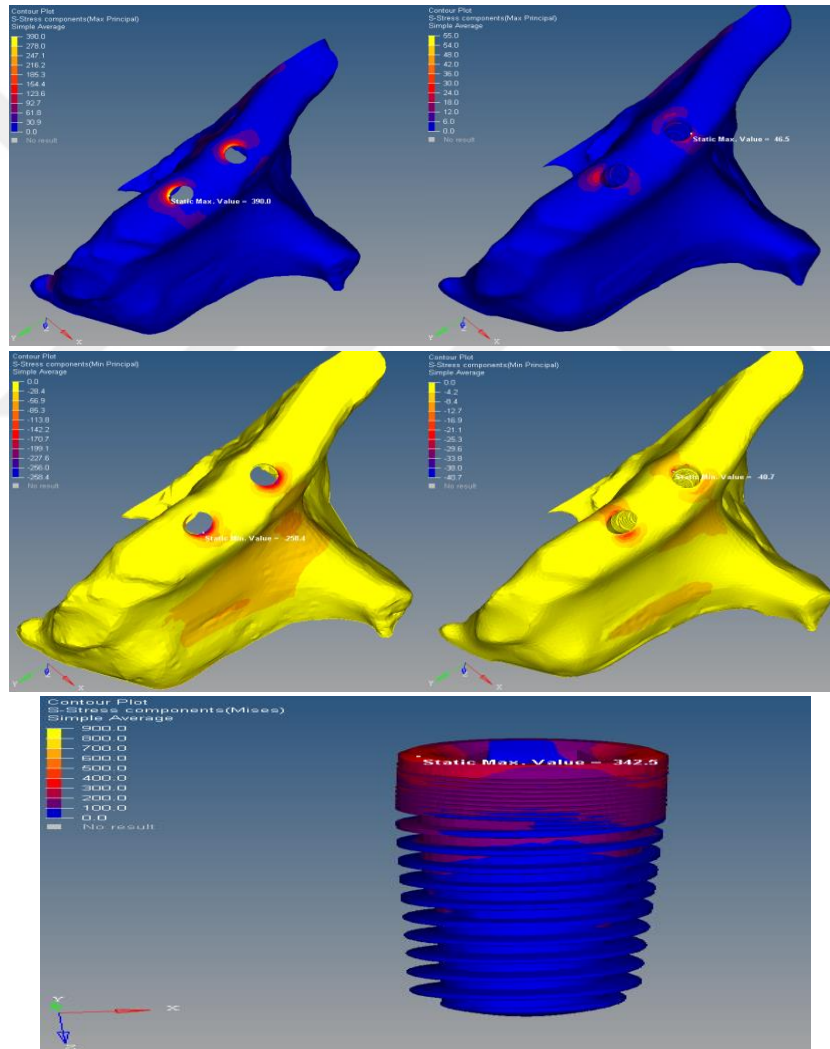


Şekil 4.13. Model 5'te vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres dağılımı aşağıdaki gibi olmaktadır:

Çizelge 4.15. Model 5'te horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal: 390 Mpa	258.4Mpa	342.5Mpa
Spongioz: 46.5Mpa	40.7Mpa	

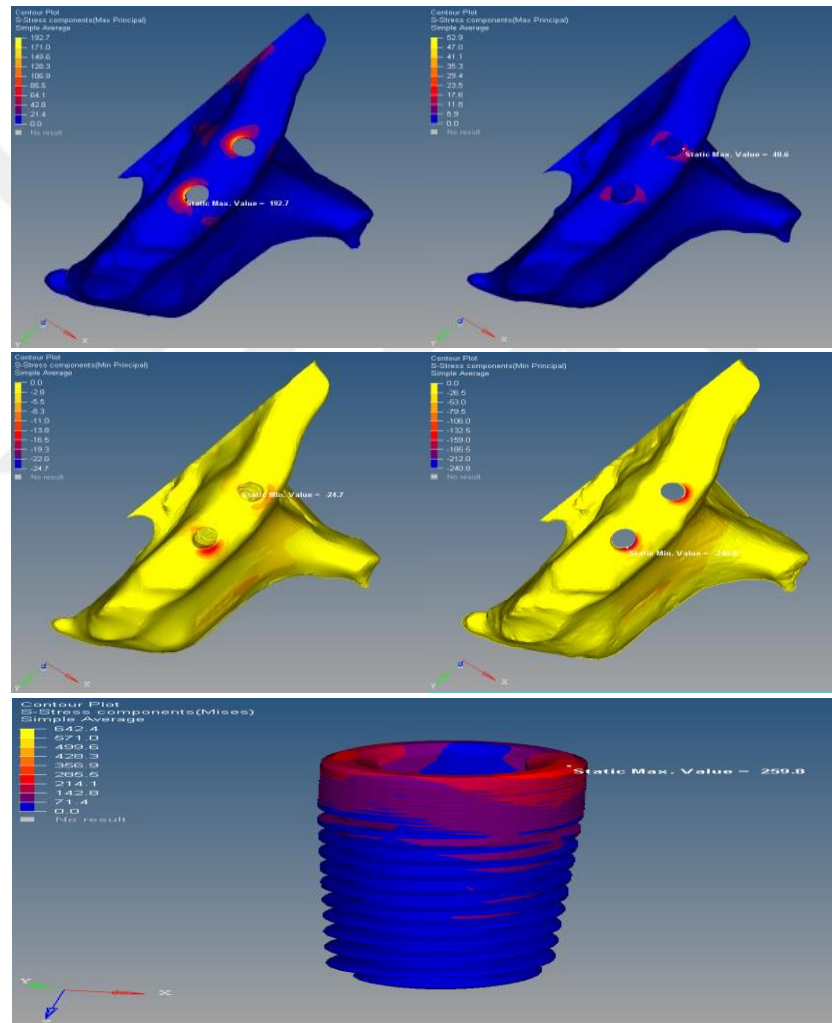


Şekil 4.14. Model 5'te horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

Oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres dağılımı aşağıdaki gibi olmaktadır:

Çizelge 4.16. Model 5’te oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax (kortikal, spongioz), pmin (kortikal, spongioz) ve Von Misses streslerinin tablosal değerleri

Pmax	Pmin	Von Misses
Kortikal: 192.7Mpa	240.8Mpa	259.8Mpa
Spongioz: 40.6Mpa	24.7Mpa	

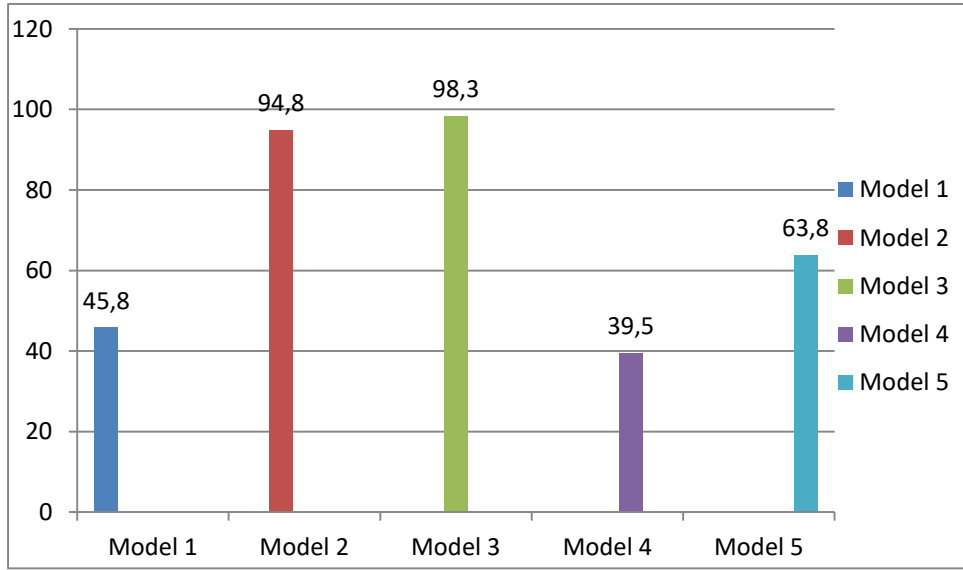


Şekil 4.15. Model 5’te oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin Pmax (kortikal, spongioz, mavi), pmin (kortikal, spongioz, sarı) ve implant materyalinde olan Von Misses (implant) streslerinin görsel dağılımı

4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

4.2.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri

Vertikal yönde kuvvet uygulanması durumlarında, farklı şekillerde ve M1 bölgesine uygulanmış olan implantın çevresinde krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tip stresin yani Pmax (kortikal) grafiksel değerleri aşağıdaki grafikte verilmektedir.



Şekil 4.16. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax değerleri (Model 1, Model 5)

Çizelge 4.17. Vertikal yükleme yapıldığı zaman, tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax kortikal) miktarının tablosal değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Pmax (kortikal)	
Model 1:Pmax=45.8Mpa	Model 4:Pmax=39.5Mpa
Model 2:Pmax=94.8Mpa	Model 5:Pmax=63.8Mpa
Model 3:Pmax=98.3Mpa	

Yapılan analiz sonucu elde edilen sonuçlar birbiri ile kıyaslandığında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde (Pmax kortikal) Model 2 ve

Model 3'te diğer gruplara göre oldukça yüksek değerler oranda gerilme tip streslere maruz kaldığı öğrenilmiştir. Kontrol grubu olan (Model 1), açık STYO işlemi uygulanmış (Model 4), açılı olarak yerleştirilen implant grubunda (Model 5) daha az stres oluşurken, aktive edilmemiş kısa implant (Model 2) ve Aktive edilmiş kısa implant (Model 3) uygulanan modellerde daha fazla stres oluşmuştur.

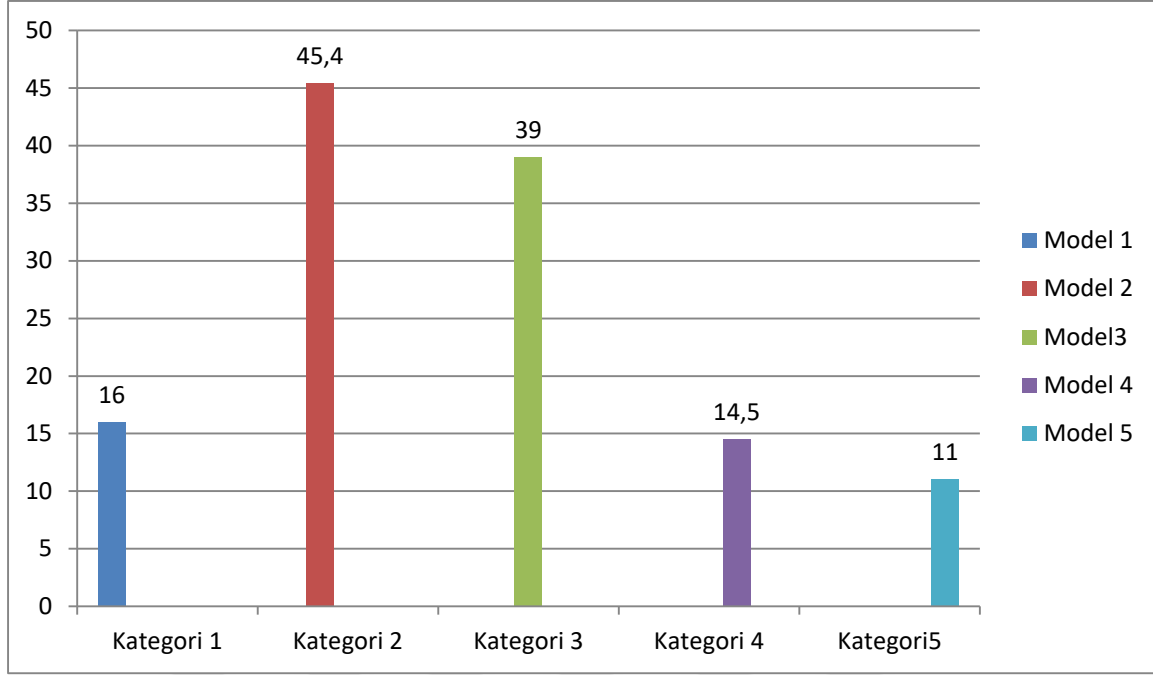
Açık STYO işlemi uygulanan (Model 4) en düşük gerilme tipi stres değerine sahipken 39.5 Mpa, aktive edilmemiş, aktive edilmiş kısa implant modellerinde ise (Model 2, model 3) en düşük değerden yaklaşık 2.5 katına çıkan gerilme tipi stres oluşmuştur.

Vertikal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerin (P_{max} kortikal) şiddetine göre gruplamak gerekirse:

- ☐ Grup 1 – düşük derece gerilme tipi strese maruz kalanlar:
Model 1, Model 4
- ☐ Grup 2 - Orta derece gerilme tipi strese maruz kalanlar:
Model 5
- ☐ Grup 3 – Yüksek derecede gerilme tipi strese maruz kalanlar:
Model 2, model 3

Vertikal Kuvvet Uygulanması Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Gerilme Tipi Stres Değerleri $P_{max}(\text{Spongioz})$

Aynı şartlar sağlanıp vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu tüm modellerde, uygulanmış olan implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan gerilme tipi stres P_{max} (spongioz) değerleri grafiksel olarak aşağıdaki şekilde gibidir.



Şekil 4.17. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (spongios) grafiksel değerleri

Vertikal yükleme yapılan tüm model gruplarında, implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres Pmax (spongios) değerleri tablosal olarak aşağıdaki gibidir.

Çizelge 4.18. Spongios kemikte vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme tipi streslerin tablosal değeri

Vertikal yükleme sonucu Pmax spongios	
Model 1:Pmax =16Mpa	Model 4:Pmax=14.5Mpa
Model 2:Pmax=45.4Mpa	Model 5:Pmax=11Mpa
Model 3:Pmax=39Mpa	

Modeller üzerinde vertikal kuvvet uygulanması yapıldıktan sonra elde edilen gerilme tipi stres (Pmax spongios) değerleri karşılaştırıldığında, iki farklı grup oluşarak üçer modelde Pmax spongios birbirine yakın sonuçlar elde edilmiştir. Kontrol grubu (Model 1), Açık STYO işlemi uygulanan grup (Model 4) ve Açılı implant uygulanan (Model 5) grup düşük değerler verirken, Aktive edilmemiş ve Aktive edilmiş kısa implant grubu en yüksek stres değerini göstermektedir.

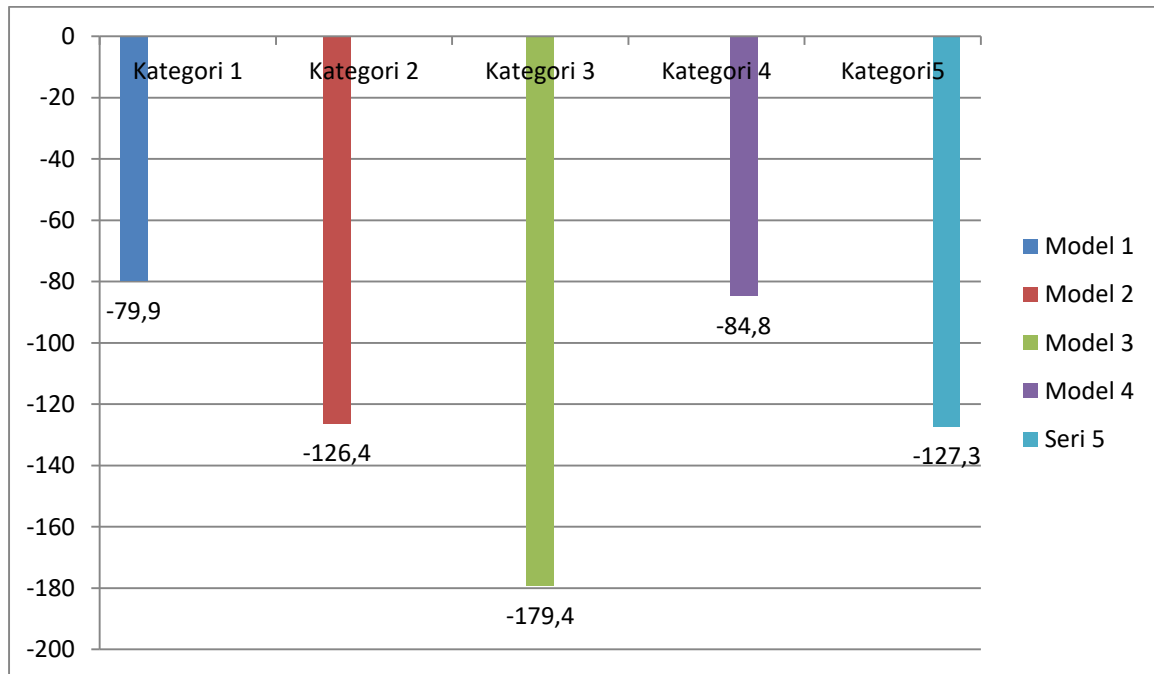
Analiz sonucunda elde edilen verilere göre en düşük Pmax spongioz Açılı implant uygulanan (Model 5) elde edilirken, aktive edilmemiş ve Aktive edilmiş kısa implant grubu (Model 2, 3) en düşük değerin yaklaşık 3-4 katı kadar yüksek gerilme kuvvetlerine maruz kalması analiz sonuç verilerinden elde edilmektedir.

Elde edilen (Pmax spongioz) değerlerinin modellere uygun olarak gruplamak gerekirse:

- Grup 1 – Düşük Pmax spongioz değerleri olan modeller. (Model 5)
- Grup 2 – Orta derecede Pmax spongioz değerleri olan modeller. (Model 41)
- Grup 3- yüksek derecede Pmax spongioz değerlerini içeren model grubu. (Model 32)

Vertikal Kuvvet Uygulanması Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Tipi Stres Değerleri (Pmin Kortikal)

Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan (Pmin kortikal) sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel olarak oranları verilmektedir.



Şekil 4.18. Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan (Pmin kortikal) sıkışma tipi stres değerleri

Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellere de implant çevresinde bulunmakta olan kortikal kemikteki sıkışma tipi kuvvetlerin (Pmin kortikal) tablosal değerleri verilmektedir.

Çizelge 4.19. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin tablosal değerleri (Pmin kortikal)

Pmin kortikal			
Model 1:Pmin=,	Model 4:Pmin=	84.8Mpa	
79.9Mpa			
Model 2:Pmin=126.4Mpa	Model 5:Pmin=	127.3Mpa	
Model 3:Pmin=179.4Mpa			

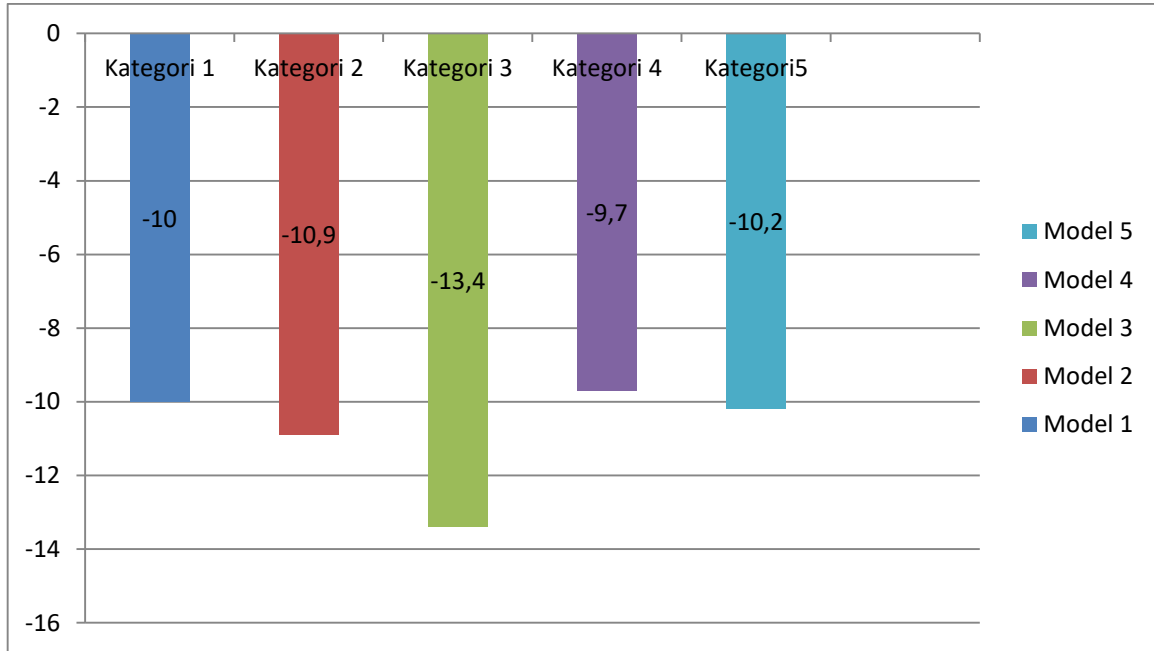
Kuvvet uygulanması yapıldıktan sonra elde edilen sonuçlara göre kortikal kemikte oluşan sıkışma tip (Pmin kortikal) stresler en fazla Model 3'te (aktive edilmiş kısa implant grubunda) izlenmiştir. En yüksek stres değerlerinden biraz daha az stres Model 2'de (Aktive edilmemiş kısa implant grubu) ve Model 5'te (Açılı uygulanmış implant grubu) izlenmiştir. Birbirine yakın değerler ve en az sıkışma tip stres kontrol grubu olan Model 1 ve STYO işlemi uygulanmış Model 4'te izlenmiştir. Sıkışma tip stresin en az olduğu Model 1'le stresin en çok olduğu Model 3'ü kıyaslarsak yaklaşık Model 3'te oluşan stres Model 1'in yaklaşık 2 katı kadardır.

Oluşturulmuş olan modeller onlara gelen kuvvetlere bağlı olarak kendi aralarında kuvvetin şiddetine göre gruplanırsa:

- ☐ Düşük derecede sıkışma tipi strese maruza kalanlar:
Model 1 ve Model 4
- ☐ Orta derece sıkışma tip strese maruz kalanlar:
Model 2 ve Model 5
- ☐ Yüksek derece sıkışma tip strese maruz kalanlar:
Model 3

Vertikal Kuvvet Uygulanması Zamanı Spongioz Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri

Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin spongioz) değerleri grafiksel oranları aşağıdaki şekilde gibidir.



Şekil 4.19. Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin spongioz) değerleri grafiksel oranları

Vertikal kuvvet uygulanması zamanı tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerlerinin tablosal değerleri aşağıdaki gibidir.

Çizelge 4.20. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerlerinin tablosal değerleri

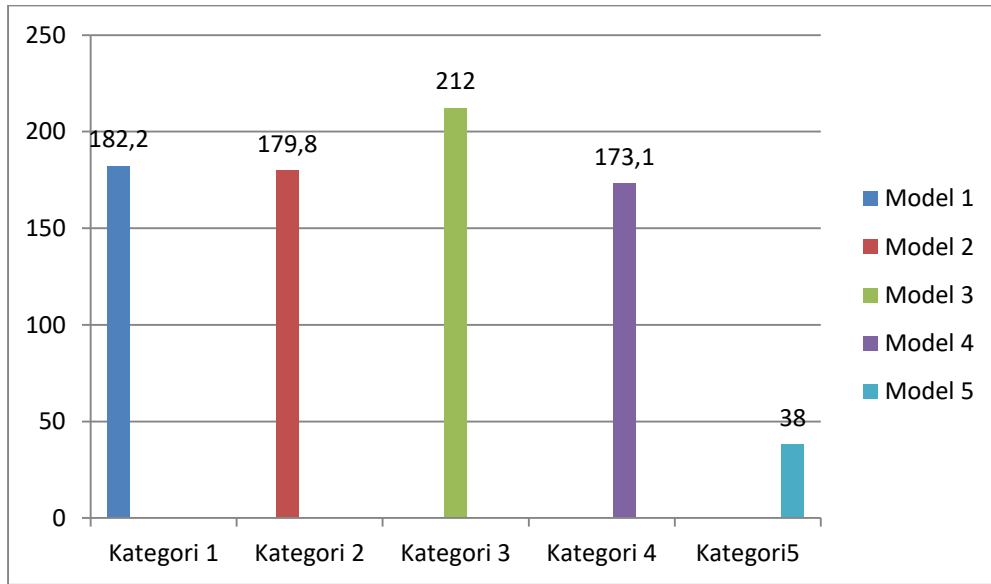
Pmin spon değerleri	
Model 1:Pmin= 10Mpa	Model 4 : Pmin=9.7Mpa
Model 2:Pmin= 10.9Mpa	Model 5 :Pmin=10.2Mpa
Model 3:Pmin= 13.4Mpa	

Vertikal kuvvet uygulanması zamanı spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerini değerlendirdiğimizde oluşturulmuş olan modeller arasında çok önemli fark olmasa da yine

en büyük stres değerleri Model 3'te izlenmiştir. Stres değerleri birbirine çok yakın olduğu için gruplanması değil azdan çoğa doğru sıralanacaktır; Model 4<Model 1<Model 5<Model 2<Model 3

Vertikal Kuvvet Uygulanmasında İmplant Materyalinde Oluşan Stres Değeri (Von Misses)

Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implant materyalinde kuvvet uygulanması zamanı farklı modellerde farklı uygulanan implantlarda oluşan streslerin grafiksel oranları verilmektedir:



Şekil 4.20. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı implant materyalinde oluşan stres değerlerinin grafiksel değerleri (Von Misses)

Çizelge 4.21. Vertikal kuvvet uygulandığı zaman tüm modellerde implant materyalinde kuvvet uygulanması zamanı farklı modellerde farklı uygulanan implantlarda oluşan streslerin tablosal değerleri

Vertikal Kuvvet ve Von Misses Değerleri	
Model :1VM=182.2Mpa	Model :4VM=173.1Mpa
Model :2VM=179.8Mpa	Model:5VM=38Mpa
Model:3VM=212Mpa	

Vertikal kuvvet uygulandığı zaman implant materyalinde oluşan stres miktarı (Von Misses) en az olarak Model 5'te (Açılı olarak olarak uygulanmış implant grubu) en fazla ise Model 3'te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) izlenmiştir. Model 3'te en yüksek stres değeri izlense de Model 5 (açılı implant grubu) dışında Model 3'ten az olsa bile ona yakın stres değerleri izlenmiştir. Model 5'te (açılı implant grubu) oluşan stresle en fazla stres değeri izlenen Model 3'ü (aktive edilmiş kısa implant grubu) kıyaslarsak, model 3'te oluşan stres Model 5'in yaklaşık 5 katı kadardır.

Modellerde oluşan stres değerlerinin Model 5 (Açılı implant grubu) dışında hepsinin nerdeyse birbirine yakın olduğu için gruplanmayıp sadece azdan çokta doğru artım sırası verilmektedir; Model 5<Model 4<Model 2<Model 1<Model 3

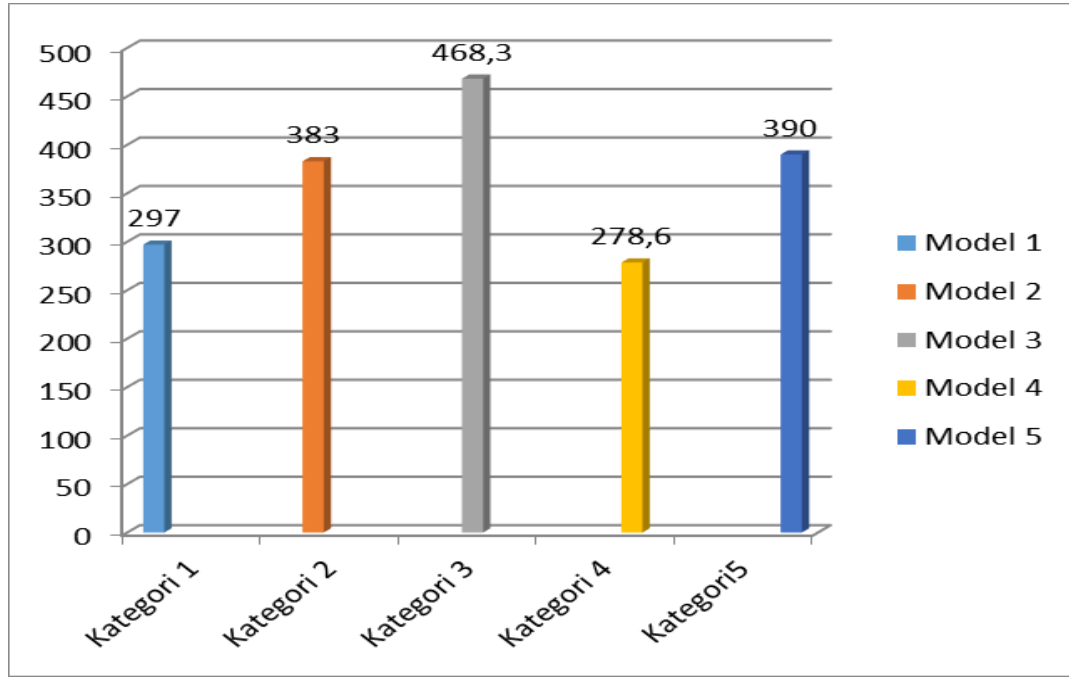
Söylenenlere ek olarak vertikal kuvvet uygulanması zamanı oluşan stresin implantın uzunluğu boyunca dağılımına göre sınıflama yapılırsa:

1. Boyun kısmında yoğunlaşan stres: Model 1, model 3, model 4
2. İmplantı orta üçlüsünde yoğunlaşan stres: Model 5
3. İmplantın apikal kısmında yoğunlaşan stres: Model 2

Vertikal kuvvet uygulanması zamanı implant materyalinde oluşan stresler Model 5 (Çok az miktarda boyun stresi) dışında tüm modellerde izlenmektedir. En fazla implant boyun stresi Model 3'te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) izlenmektedir. Aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implant grubunu kıyaslarsak (Model 2 ve Model 3) kısa implant grubu aktive edilmemişken tüm alanlarda hafif stres izlenmesine rağmen en fazla stres değeri implant apikal kısmına denk gelmektedir (179.8 Mpa) Buna karşın aktive edilmiş kısa implant grubunda ise en fazla stres implant boynunda yoğunlaşmasına rağmen (212 Mpa) tüm implant boyunca, yivler arasında implant aktive edildikten sonra da tüm implant boyunca stres izlenmektedir. Kontrol grubu (Model 1) ve STYO uygulanmış olan (Model 4) nerdeyse birbirine yakın boyun stres değerleri göstermektedir. (Model =182.2 Mpa, model 4= 173.1 Mpa) Tüm modeller arasına başarılı stres değerleri Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmektedir. Bu modelde stres implantın orta üçlüsünde yoğunlaşmış olup (Model 5 = 38 Mpa) diğer modellerde izlenmiş olan implant boyu stresleri bu modelde en az izlenmiştir ve nerdeyse diğer modellere göre yok derecesindedir.

4.3. Horizontal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri

Horizontal yükleme yapılırken tüm implant uygulanmış olan modellerde implantların çevresindeki kristal kortikal kemikte oluşan (Pmax kortikal) gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel oranları aşağıda verilmektedir.



Şekil 4.21. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu modellerdeki Pmax stres değerlerinin grafiksel oranları

Çizelge 4.22. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tip streslerin (Pmax kortikal) tablosal değerleri

Horizontal Pmax kortikal	
Model 1 = 297 Mpa	Model 4 =278.6Mpa
Model 2=383Mpa	Model 5 =390Mpa
Model 3=468.3Mpa	

Şekil 4.22. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan streslerin tablosal değerleri (Pmax kortikal)

Horizontal kuvvet uygulanması sonucu elde edilen sonuçlara göre kortikal kemikte oluşan stresler tüm modellerde birbirine yakın sonuçlar verse de çok hafif farklılıklar bulunmaktadır. En fazla stres yine aktive edilmiş kısa implant grubunda izlenmiştir.

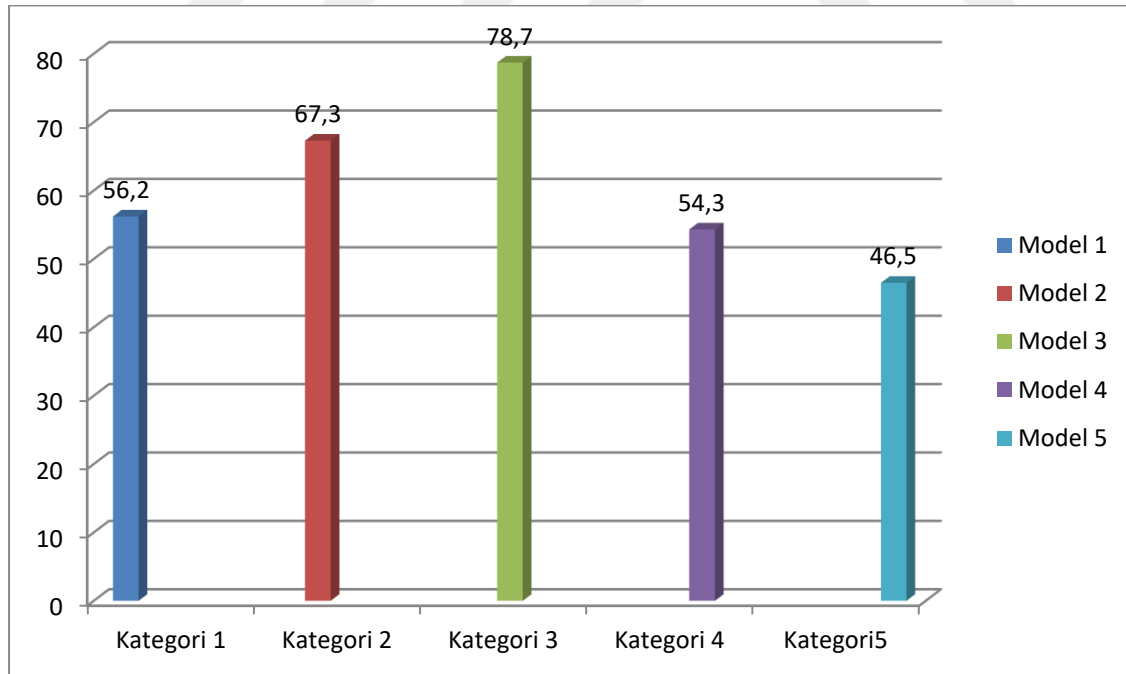
($P_{max} = 468.3 \text{ Mpa}$) En yüksek stres gerilimi oluşan Model 2, model 3 (aktif edilmemiş kısa implant grubu, aktif kısa implant grubu), diğeri modellerden ortalama 1.5 kat daha fazla gerilim tip stresi maruz kalmaktadır.

Modelleri aralarına oluşan gerilim tip stresi göre gruplamak gerekirse:

- Düşük derecede stresi maruz kalanlar: Model 1, Model 4
- Orta derecede stresi maruz kalanlar: Model 2, model 5
- Yüksek derecede stresi maruz kalan: Model 3

4.3.1. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongiöz kemikte oluşan gerilme tip stresi (P_{max} Spongiöz).

Horizontal yükleme yapılırken tüm implant uygulanmış olan modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan (P_{max} spongiöz) gerilme tipi stresi değeri grafiks l oranları aşağıda verilmektedir:



şekil 4.23. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongiöz kemikte oluşan gerilim tip stresi değeri (P_{max} spongiöz)

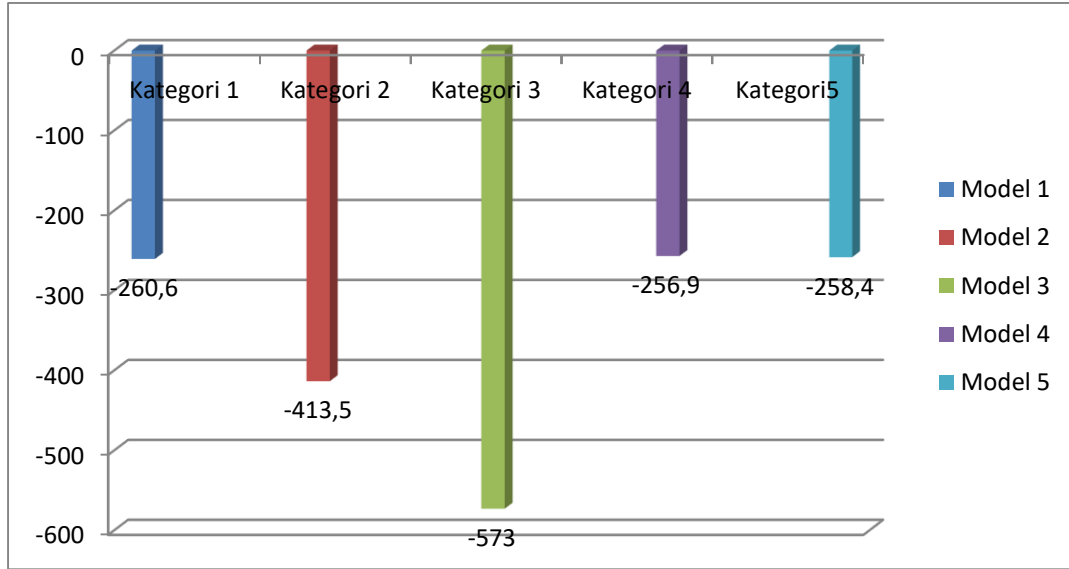
Çizelge 4.23. Horizontal yükleme yapılırken tüm implant uygulanmış olan modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan (Pmax spongios) gerilme tipi stres değerlerinin tablosal değerleri

Horizontal Pmax spongios değerleri	
Model 1= 56.2Mpa	Model 4=54.3Mpa
Model 2= 67.3Mpa	Model 5=46.5Mpa
Model 3=78.7Mpa	

Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongios kemikte oluşan gerilme tip (Pmax spongios) stres değerlerine bakmak gerekirse tüm modellerde sonuçlar birbirinden çokta farklı olmasa da bu durumda da en fazla strese maruz kalan model grubu da Model 2 ve Model 3 (aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implant grubu) olmaktadır. Sonuçlar birbirine yakın olduğu için stres değerlerine göre modellerin gruplanması değil de çoktan aza doğru stres değerine uygun olarak sıralanması verilecektir. Model 3>Model 2>Model 1>Model 4> Model 5

Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Tip Stres Değerleri (Pmin Kortikal)

Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları aşağıdaki gibidir:



Şekil 4.24. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları

Çizelge 4.24. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin (Pmin kortikal) tablosal değerleri

Horizontal Pmin	
kortikal değerleri	
Model 1 = 260.6Mpa	Model 4=256.9Mpa
Model 2= 413.5Mpa	Model 5=258.4Mpa
Model 3=573Mpa	

Horizontal kuvvet uygulanması sonucu implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerleri yine en fazla olmakla Model 3'te izlenmiştir (aktive edilmiş kısa implant grubu). Kuvvet uygulanması sonucu en düşük stres değeri Model 4'te izlense de (STYO grubu) bu değer en fazla stres oluşan Model 3'ten 2 kat az olmaktadır.

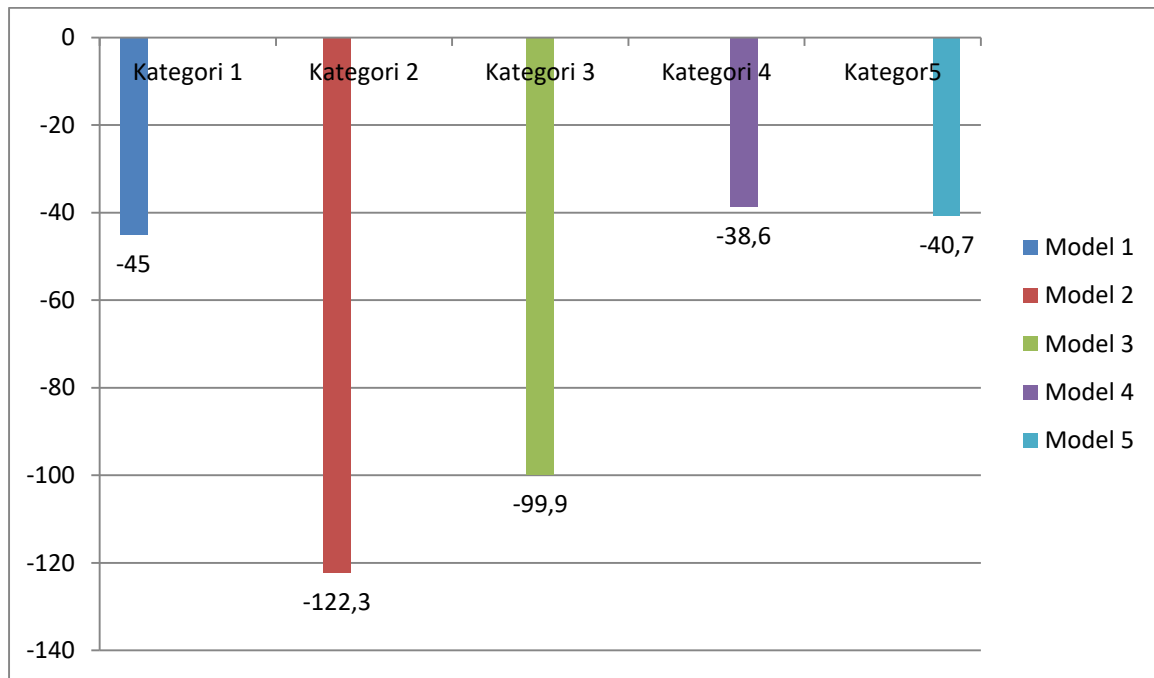
Modellerde oluşan stresleri şiddetine göre gruplamak gerekirse:

- Düşük derecede strese maruz kalanlar: Model 4, model 5, model 1

- Orta derecede strese maruz kalanlar: Model 2
- Yüksek derecede strese maruz kalanlar: Model 3

Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Sıkışma Tipi (Pmin Spongioz) Stres Değerleri

Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres (Pmin spongioz) değerlerinin grafiksel oranları aşağıdaki gibidir:



Şekil 4.25. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip streslerin grafiksel oranları

Çizelge 4.25. Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres (Pmin spongioz) değerlerinin tablosall değerleri

Horizontal Pmin spongioz değerleri	
Model 1= 45Mpa	Model 4= , 38.6Mpa
Model 2= 122.3Mpa	
Model 3= 99.9Mpa	Model 5= 40.7Mpa

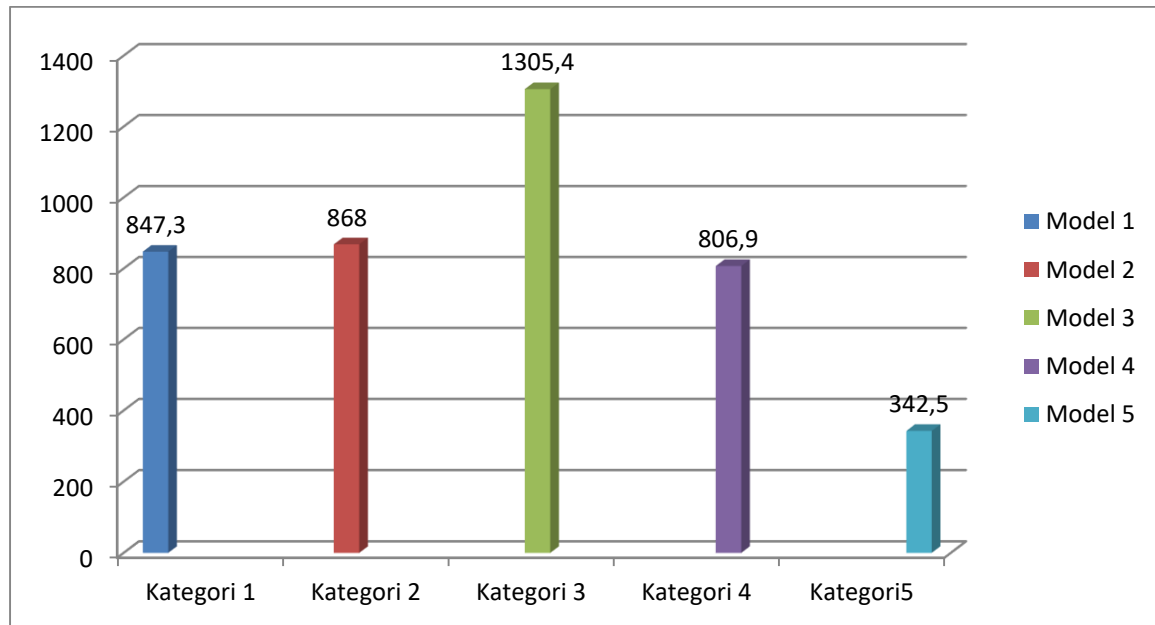
Yukarıdaki tabloda verilen değerlere baktığımızda kuvvet uygulanması sonucu en fazla sıkışma tip streslerin Model 2 ve Model 3'te (Aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implant grubu) ortaya çıktığı malum olmuştur. En fazla sıkışma tip stres izlenen Model 2'de stres miktarı, en az sıkışma tip stres izlenen Model 4'ün nerdeyse 4 katı kadardır.

Kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresleri stresin şiddetine göre gruplarsak:

- Düşük strese maruz kalan model grubu: Model 1, model 4, model 5
- Orta derecede strese maruz kalan model grubu: Model 3
- Yüksek derecede strese maruz kalan model grubu: Model 2

Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplant Materyalinde Oluşan Stres Değerleri (Von Misses Stres)

Horizontal kuvvet uygulanması zamanı implant materyalinde stres oluşmaktadır (Von Misses) İmplant materyalinde horizontal kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin oransal değerleri aşağıdaki grafikte verilmektedir:



Şekil 4.26. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri

Çizelge 4.26. Horizontal kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri

Model :1=847.3Mpa	Model :4=806.9Mpa
Model :2=868Mpa	
Model :3=1305.4Mpa	Model :5=342.5Mpa

Çizelgeden de görüldüğü gibi hangi modellerin horizontal kuvvet uygulanması sonucu başarılı hangisinin daha fazla strese maruz kaldığı görülmektedir. Yapılan analiz sonucu Model 3'te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) implant materyalinde en fazla stresin yoğunlaştığını görmekteyiz. En düşük Von Misses stres değerini izlediğimiz ise açılı olarak uygulanan implant grubu olan Model 5 olmuştur. Model 3'te oluşan stres Model 5'in yaklaşık 3.5 katı kadardır.

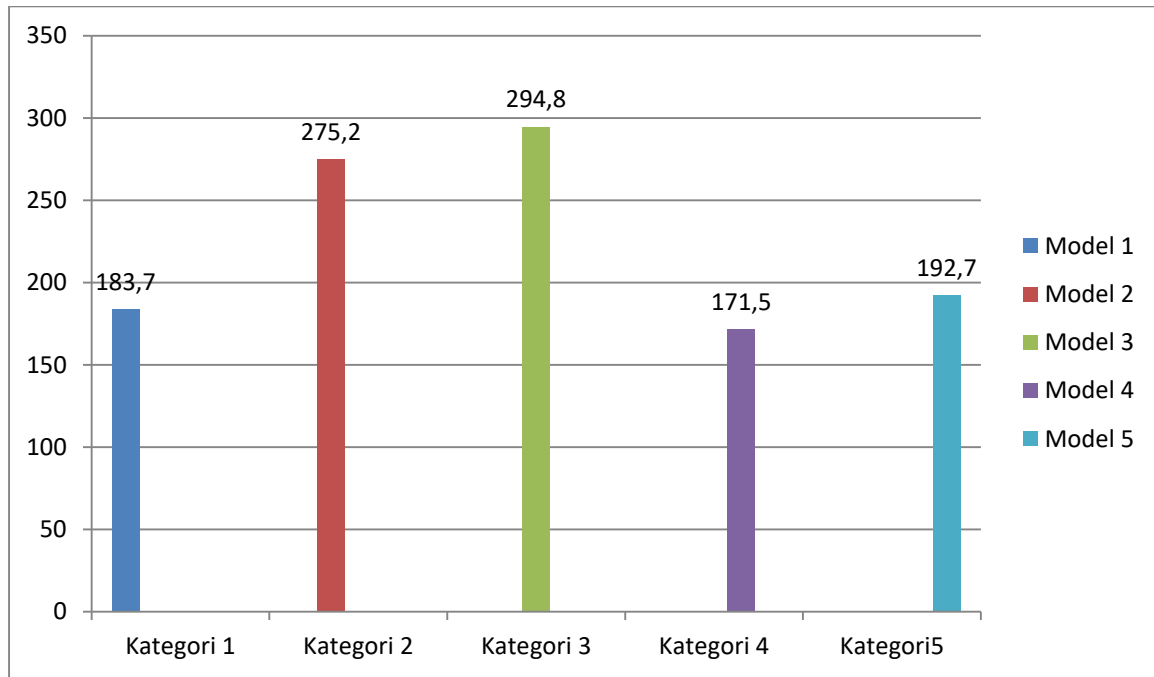
Modelleri implant materyalindeki stres değerlerine göre gruplamak gerekirse:

- Düşük derecede strese maruz kalanlar: Model 5
- Orta derecede strese maruz kalanlar: Model 1, model 2, model 4
- Yüksek derecede strese maruz kalanlar: Model 3

Söylenenlere ek olarak horizontal kuvvet uygulanması zamanı oluşan stresin implantın uzunluğu boyunca nasıl dağılım gösterdiğine bakarsak o zaman tüm modellerde implant materyaline gelen streslerin Model 2, model 3 (aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implant grubu) dışında hepsinin boyun kısmında en fazla yoğunlaştığını görmekteyiz. Model 2 ve Model 3'te (aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implant grubu) en fazla stresin boyun kısmında yoğunlaşmasına karşın belli orta düzeyde bir stres implant yivleri arasında ve implantın uzun aksına paralel yerleşen vertikal oluklar boyunca dağılım göstermektedir. Bu da boyun kısmı, orta üçlü ve orta üçlüyü hafif apikal üçlüye aşacak şekilde dağılım göstermektedir.

4.4. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Gerilim Tip Stres Değerleri

Yukarıda verilen tüm modellere aynı kuvvet parametreleri korunarak oblik yönde uygulanan kuvvet sonucu kortikal, spongioz ve implant materyalinde farklı tür stres değerleri oluşmaktadır. Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip stresin (Pmax kortikal) grafiksel değerleri aşağıda verilmektedir:



Şekil 4.27. Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip stres değerlerinin grafiksel oranları

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip streslerin; (Pmax kortikal) tablosal değerleri aşağıda verilmektedir:

Çizelge 4.27. Oblik kuvvet uygulanması sonucu gerilim tip streslerin tablosal değerleri

Oblik kuvvetde kortikal değerleri	Pmax
Model: 1= 183.7Mpa	Model: 4=171.5Mpa
Model: 2= 275.2Mpa	
Model: 3=294.8Mpa	Model: 5=192.7Mpa

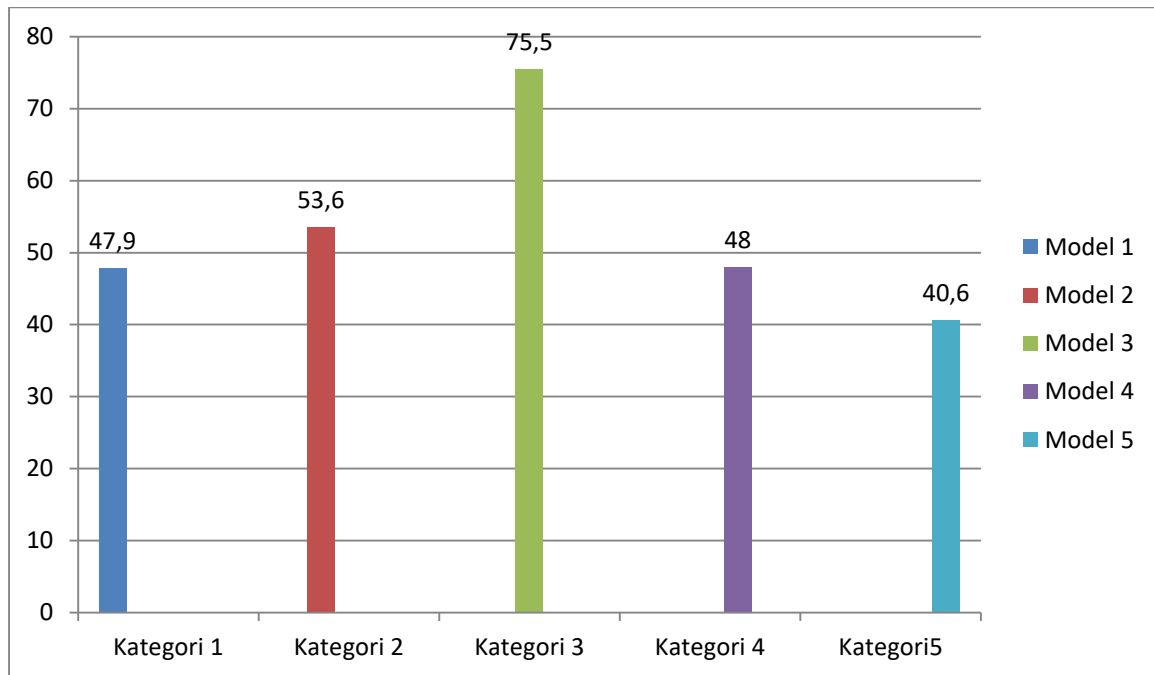
Oblik kuvvet uygulanması zamanı oluşan stres dağılımı diğer kuvvet uygulamalarından yine de çok farklılık göstermemektedir. En fazla kortikal kemikte gerilim tip strese maruz kalan Model 2 ve Model 3 (aktive edilmemiş ve aktive edilmiş kısa implant grubu) olmuştur. En fazla kortikal kemik stres (Pmax kortikal) değerine sahip olan Model 3'te oluşan stres en düşük kortikal strese sahip Model 4'ün (STYO işlemi uygulanmış model grubu) yaklaşık olarak 1,5 katı kadardır.

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan stres değerlerini modellere göre gruplamak gerekirse:

- Düşük kuvvete maruz kalanlar: Model 4
- Orta derecede kuvvete maruz kalanlar: Model 1, model 5
- Yüksek derecede kuvvete maruz kalanlar: Model 2, model 3

4.4.1. Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongios kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri (Pmax Spongios)

Vertikal kuvvet uygulanması sonucu spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel oranları aşağıdaki gibidir:



Şekil 4.28. Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongios kemikte oluşan gerilim tip stres değer oranları

Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tipi stres değerlerinin tablosal değerleri aşağıda verilmektedir:

Çizelge 4.28. Oblik kuvvet sonucu oluşan Pmax spongioz stresinin tablosal değerleri

Oblik kuvvet sonucu (spongioz)	Pmax
Model: 1=47.9Mpa	Model: 4=48Mpa
Model: 2=53.6Mpa	
Model: 3=75.5Mpa	Model: 5=40.6Mpa

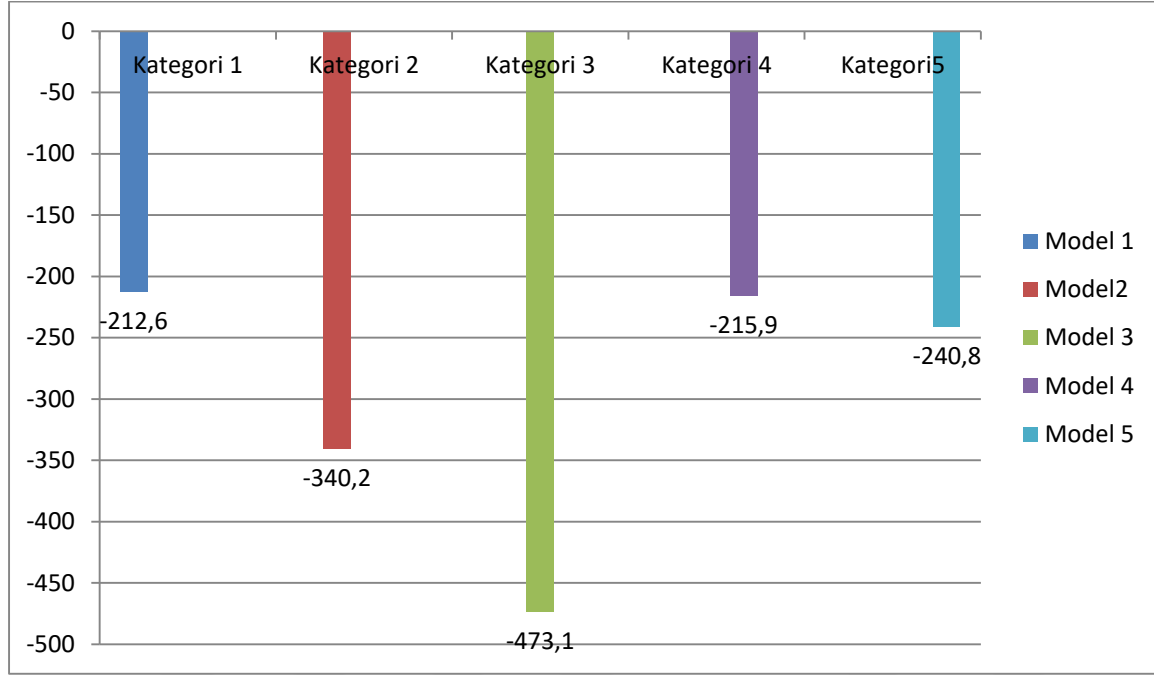
Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri yine birbirine yakın değerler gösterebilir de bu farklılıklar arasında en düşük ve en yüksek değerler bulunmaktadır. En az gerilim tipi stres miktarı Model 5'te (Acılı olarak uygulanmış implant grubu) en yüksek stres miktarı her sefer olduğu gibi yine Model 3'te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) izlenmiştir. En yüksek stres değerine sahip olan Model 3 en düşük stres değerine sahip olan Model 5'in neredeyse 1.5 katı kadardır.

Yine alınan sonuçları stres değerlerine göre gruplamak gerekirse:

- Düşük derecede strese maruz kalanlar: Model 5
- Orta derecede strese maruz kalanlar: Model 1, model 2 ve Model 4
- Yüksek derecede strese maruz kalanlar: Model 3

Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Tip Stres Değerleri (Pmin Kortikal)

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin (Pmin kortikal) grafiksel oranları:



Şekil 4.29. Oblik kuvvet sonucu sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin tablosal değerleri:

Çizelge 4.29. Oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerin tablosal değerleri

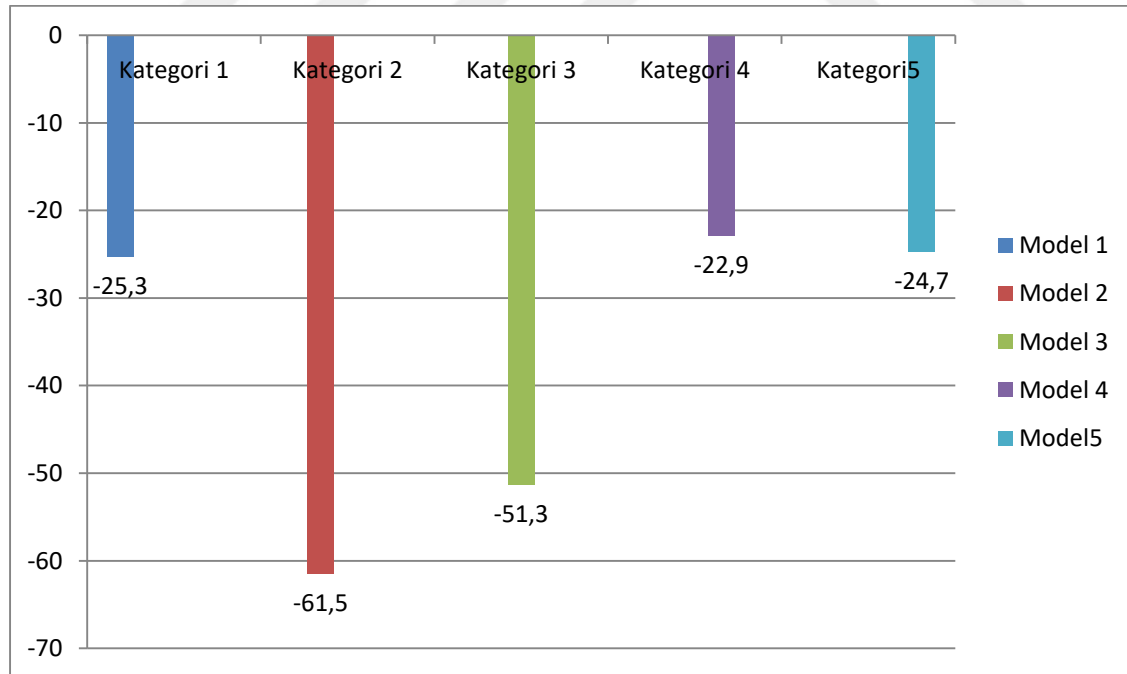
Oblik kuvvet sonucu Pmin kortikal değerleri	
Model: 1=212.6Mpa	Model: 4=215.9Mpa
Model: 2=, 340.2Mpa	
Model: 3=473.1Mpa	Model: 5=240.8Mpa

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stresleri değerlendirmek gerekirse en düşük sıkışma tip stres değerleri Model 1’de, en fazla stres değeri Model 3’te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) izlenmiştir. En fazla stres değeri olan Model 3 en düşük sıkışma tip stres değerine maruz kalan Model 1’den yaklaşık 2 kat daha fazla sıkışma tip stresine maruz kalmaktadır. Kuvvet sonucu oluşan stresin şiddetine göre modelleri gruplamak gerekirse:

- Düşük derecede strese maruz kalanlar: Model 1, model 4, model 5
- Orta derecede strese maruz kalanlar: Model 2
- Yüksek derecede strese maruz kalanlar: Model 3

4.5. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Sıkışma Tip Stres Değerleri

Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları aşağıda verilmektedir:



Şekil 4.30. Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip streslerin grafiksel oranları

Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin tablosal oranları aşağıda verilmektedir:

Çizelge 4.30. Oblik kuvvet sonucu spongioz kemikteki sıkışma tip streslerin tablosal değerleri

Oblik kuvvet sonucu Pmin spongioz değerleri	
Model: 1= 25.3Mpa	Model: 4=22.9Mpa
Model: 2=61.5Mpa	
Model: 3=51.3Mpa	Model: 5=24.7Mpa

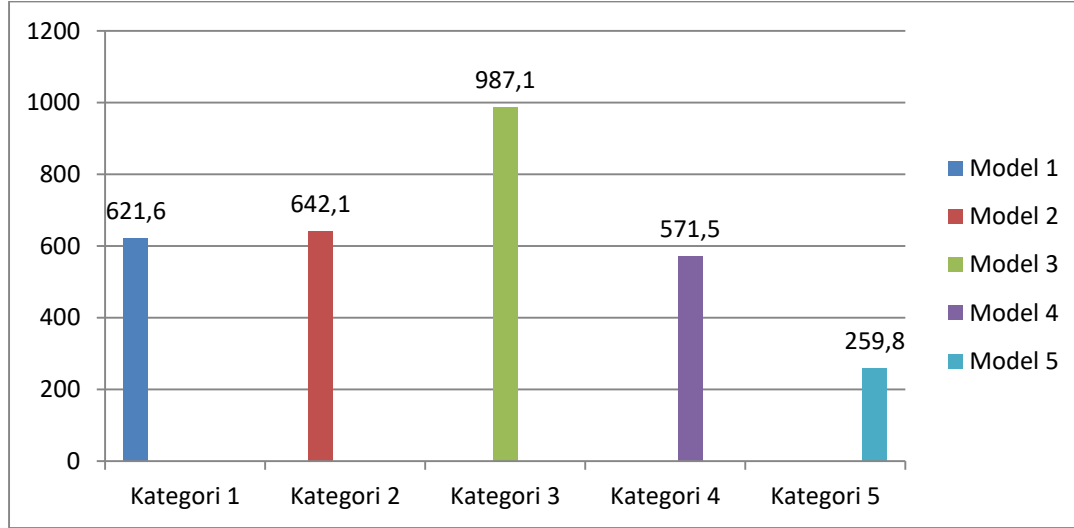
Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres (Pmin spongioz) değerlerine bakarsak ortaya çıkan sonuçlara göre en fazla sıkışma tipi stresi Model 2’de (Aktive edilmemiş kısa implant grubu) izlenmiş olup en düşük stres değeri ise Model 4’te (STYO uygulanmış implant grubu) izlenmiştir. En fazla stres değeri ile en düşük stres değerini kıyaslamak gerekirse Model 2’de oluşan stres miktarı Model 4’te oluşan stres değerinin 2.5 katı kadardır. Oluşan stres değerine göre diğer gruplarda da yaptığımız gibi modelleri gruplamak gerekirse:

- Düşük derecede strese maruz kalanlar: Model 1, model 4 ve Model 5
- Orta derecede strese maruz kalanlar: Model 3
- Yüksek derecede strese maruz kalanlar: Model 2

4.5.1. Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan stres değerleri

Oluşturduğumuz modellerdeki implantlara kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde belli miktarlarda stres oluşmaktadır ki bu stresin adı da Von Misses stres adlandırılmaktadır.

Oblik kuvvet sonucu implant materyalinde oluşan streslerin grafiksel oranı aşağıda verilmektedir:



Şekil 4.31. Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalindeki stresin grafiksel oranı

Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerlerinin tablosal değerleri aşağıda verilmektedir:

Çizelge 4.31. Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalindeki stresin tablosal değeri

Oblik kuvvet sonucu Von Misse değerleri	
Model: 1=621.6Mpa	Model: 4=571.5Mpa
Model: 2=642.1Mpa	Model: 5=259.8Mpa
Model: 3=987.1Mpa	

Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerleri Model 5'te (Acılı implant grubu) en az Model 3'te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) ise en fazla izlenmiştir. En düşük stres değeri (Model 5) en yüksek değerden (Model 3) en az 3.5 kat daha azdır. Oluşan stres değerlerine göre modelleri gruplamak gerekirse:

- Düşük strese maruz kalanlar: Model 5
- Orta derecede strese maruz kalanlar: Model 1, model 2 ve Model 4

- Yüksek derecede strese maruz kalanlar: Model 3

Oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresin implant boyunca dağılımına bakarsak aşağıdaki gruplamayı yapabiliriz:

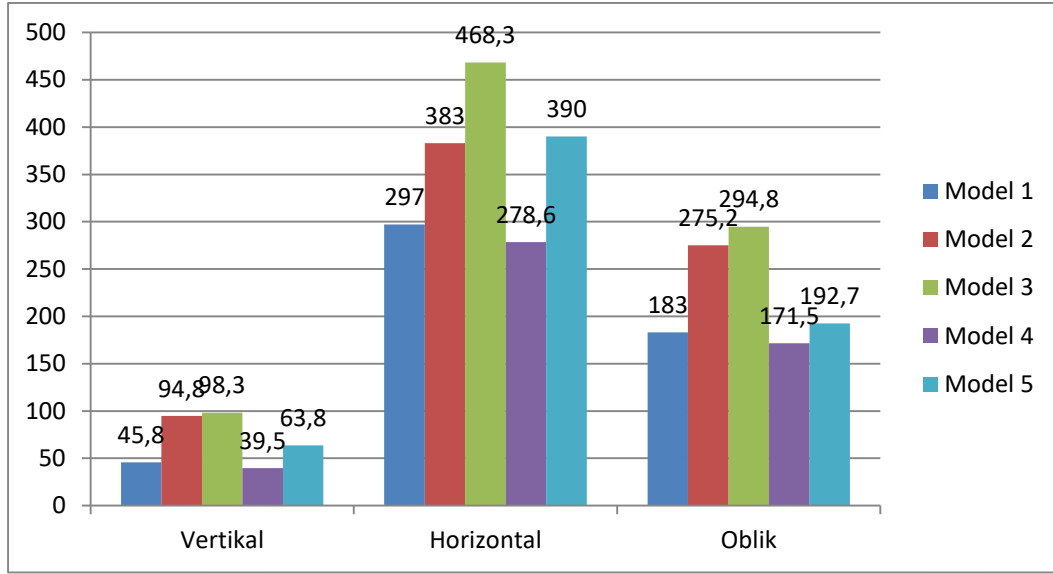
- Boyun ve implantın orta üçlüsünde stres dağılımı olan: Model 1, Model 4, Model 5
- İmplantın nerdeyse tüm uzunluğu boyunca strese maruz kalanlar: Model 2, model 3

İlk gruptaki modellerde stres en fazla implantın boyun kısmında yoğunlaşmış olup orta üçlüye boyun kısmındaki değerin nerdeyse 3 katı daha az strese maruz kalmaktadır.

Diğer grupta yine stres yoğunlaşması implant boynunda daha fazla olsa da orta ve apikal üçlüye de dağılım göstermektedir. Bu implant boynu orta ve apikal üçlü arasındaki fark Model 2’de (Aktive edilmemiş kısa implant grubu) boyun kısmındaki stresden 2 kat az, model 3’te (Aktive edilmiş kısa implant grubu) ise 3 kat daha az olmuştur.

Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre İmplant Çevresindeki Kemikte Oluşan Stres Değerleri

Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinin kendisinde ve onu çevreleyen kortikal, spongios kemikte farklı değerlerde stresler oluşmaktadır ki, hangisinin başarılı olduğunu söylemek için oluşan stres değerlerini birbiri ile kıyaslanması gerekmektedir. Aşağıda modellere; vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan değerlerin grafiksel oranları verilmektedir:



Şekil 4.32. Farklı tür kuvvet uygulanması sonucu oluşan Pmax kortikalın grafiksel değerleri

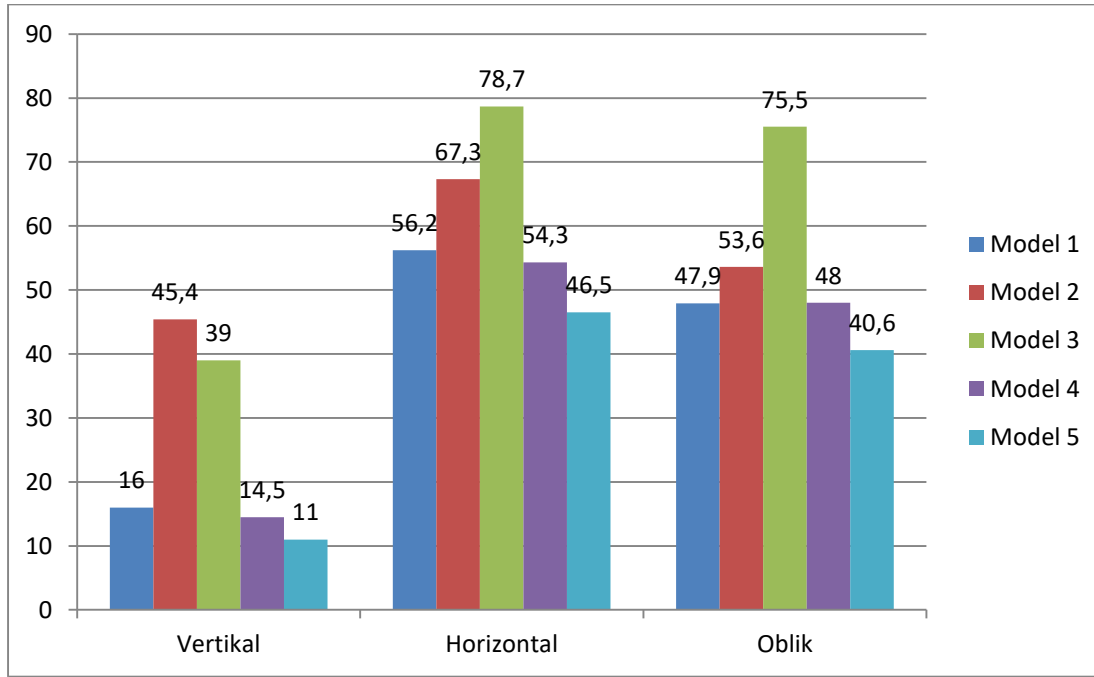
Farklı yönde kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip streslerin (Pmax kortikal) tablosal değerleri verilmektedir:

Çizelge 4.32. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan gerilim tip streslerin tablosal değerleri

Pmax kort	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Vertikal	45.8Mpa	94.8Mpa	98.3Mpa	39.5Mpa	63.8Mpa
Horizontal	297Mpa	383Mpa	468.3Mpa	278.6Mpa	390Mpa
Oblik	183Mpa	275.2Mpa	294.8Mpa	171.5Mpa	192.7Mpa

Tablodan da görüldüğü gibi vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilim tip stres miktarı tüm modellerde horizontal ve oblik kuvvetlere göre daha az izlenmektedir. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu en başarılı modeller; Model 4 (STYO grubu) ve Model 1(kontrol) olmuştur. Horizontal ve oblik yönde kuvvet uygulanmasının birbiri ile karşılaştırılması sonucu ortaya çıkan sonuçlara göre tüm modellerde oluşan stres horizontal yönde uygulanan kuvvetle kıyaslandığında daha az gerilim tip strese maruz kalmaktadır.

Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu en az gerilim tip strese maruz kalan modeller; Model 4 (STYO grubu) ve Model 1 (kontrol grubu) olmuştur. Oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres değeri en az Model 4'te (STYO grubu) olup orta değerler ise Model 1 (Kontrol grubu) ve Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiştir. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres miktarı diğer kuvvet uygulamalarından ortalama olarak 3 kat daha az izlenmiştir. Kortikal kemikte oluşan gerilim tipi streslerin en az miktarı vertikal kuvvet uygulanmasında, en fazla ise horizontal uygulamada izlenmiştir.



Şekil 4.33. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip streslerin grafiksel oranları (Pmax spongioz)

Çizelge 4.33. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri

Pmax spon	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model5
Vertikal	16Mpa	45.4Mpa	39Mpa	14.5Mpa	11Mpa
Horizontal	56.2Mpa	67.3Mpa	78.7Mpa	54.3Mpa	46.5Mpa
Oblik	47.9Mpa	53.6Mpa	75.5Mpa	48Mpa	40.6Mpa

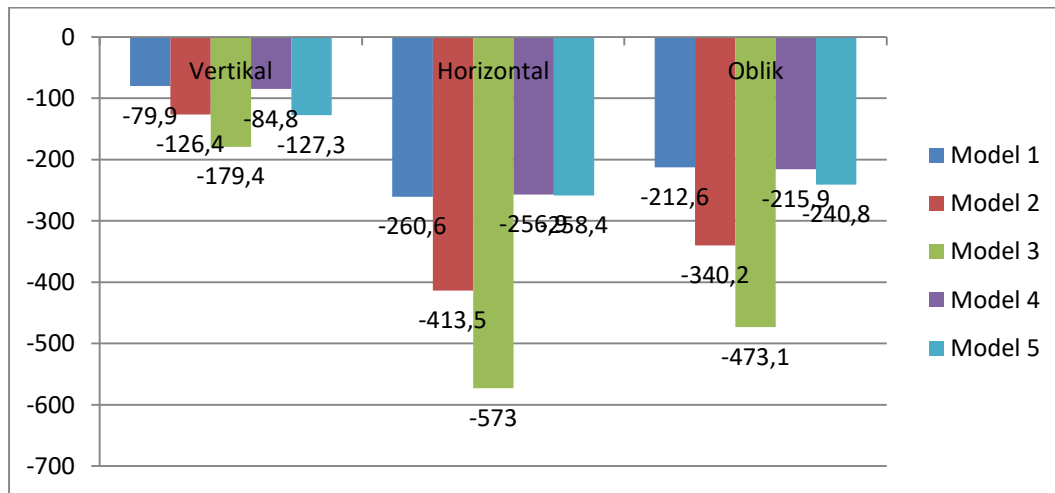
Yukarıda verilen tablosal değerlere dikkat edersek farklı yönde kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan gerilim tip stres değerleri vertikal yönde kuvvet

uygulanmasında en az miktarda izlenmiştir. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres diğer yön kuvvet uygulamalarında 2, 3 kat daha az izlenmiştir. Vertikal kuvvet uygulamasına en başarılı modeller: Model 5 (Açılı implant grubu), model 4 (STYO grubu) ve Model 1 (Kontrol grubu) olmuştur.

Horizontal ve oblik yön kuvvetler birbirine yakın değerler gösterebilir de, spongiöz kemikte de gerilim tip stres değerlerinin kortikaldeki gibi en yüksek değerin horizontal yön kuvvetlerde, en az değerlerin ise vertikal yön kuvvet uygulamalarında izlenmiştir. Horizontal kuvvetde en az strese maruz kalan modeller; Model 5 (Açılı implant) en az, model 4 (STYO grubu) ve Model 1 (kontrol grubu) birbirilerine yakın orta değerler göstermişlerdir.

Oluşan stres miktarına göre bakarsak oblik yön kuvvet uygulanmasında da en fazla ve en az stres oluşan modeller vardır. Model 5 (Açılı implant grubu), model 1 (kontrol grubu) ve Model 4 (STYO grubu) diğer modellere göre orta derecede ve en düşük değerden hafif yüksek bir stres yoğunluğunu göstermektedir.

Aşağıda modellere vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin grafiksel oranları verilmektedir:



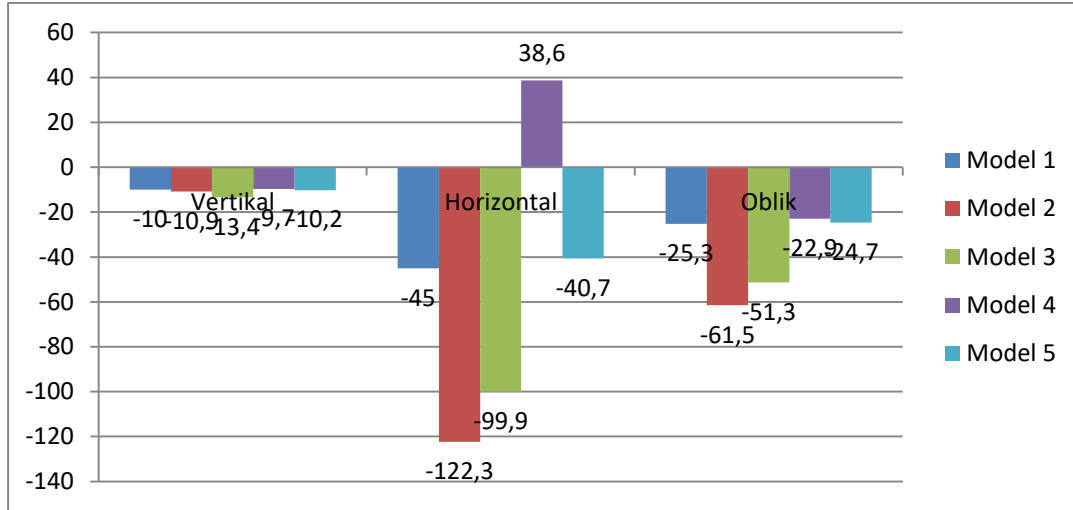
Şekil 4.34. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranları

Çizelge 4.34. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip streslerin tablosal değerleri

Pmin kort	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Vertikal	79.9Mpa	126.4Mpa	179.4Mpa	84.8Mpa	127.3Mpa
Horizontal	260.6Mpa	413.5Mpa	573Mpa	256.9Mpa	258.4Mpa
Oblik	212.6Mpa	340.2Mpa	473.1Mpa	215.9Mpa	240.8Mpa

Yukarıda verilen tablosal değerlere dikkat etmemiz gerekirse; farklı yön kuvvet uygulanması zamanı oluşan sıkışma tip stres değerlerinin, az ve başarılı şekilde vertikal kuvvet uygulanması sonucu izlendiğini görmekteyiz. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stresinin en az Model 1 (Kontrol grubu) ve orta değer olarak ise Model 4'te (STYO grubu) diğer modellere göre daha az olduğunu görmekteyiz. Kortikal kemikte farklı yönde kuvvet uygulanması sonucu yine de en az sıkışma tipi stresin vertikal yön kuvvet uygulamalarında izlendiğini görmekteyiz. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı yine diğer uygulamalardan en az 2, 3 kat az stres oluşmaktadır. Horizontal ve oblik yön kuvvet uygulamaları sonucu oluşan stresleri birbirine yakın değerler göstermesine bakmayarak sıkışma tip streslerde de horizontal yön kuvvet uygulamalarında en fazla stres oluşmaktadır. Horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucu en az stres birbirine yakın değer olarak Model 1(Kontrol grubu), model 4 (STYO grubu) ve Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiştir. Oblik kuvvet sonucu oluşan streslere bakarsak en az stres değeri Model 1'de (Kontrol grubu) ortalama değer ise Model 4 (STYO grubu) ve Model 5'te izlenmiştir.

Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongios kemikte oluşan sıkışma tip streslerin grafiksel oranları aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.35. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin grafiksel oranı

Çizelge 4.35. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres değerlerinin tablosal değerleri

Pmin spon	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Vertikal	10Mpa	10.9Mpa	13.4Mpa	9.7Mpa	10.2Mpa
Horizontal	45Mpa	122.3Mpa	99.9Mpa	38.6Mpa	40.7Mpa
Oblik	25.3Mpa	61.5Mpa	51.3Mpa	22.9Mpa	24.7Mpa

Farklı yönde kuvvet uygulamaları sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerin tablosal değerleri yukarıda verilmektedir. Tabloya dikkat ettiğimizde vertikal yönü kuvvet uygulamaların daha az spongioz kemikte sıkışma tipi streslere neden olduğu izlenmektedir. Vertikal kuvvet uygulanması zamanı değerler birbirine yakın olsa da en az stres değeri Model 4'te (STYO grubu) izlenmiştir. Ortalama değerler ise diğer tip streslerde olduğu gibi Model 1 (Kontrol grubu) ve Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiştir.

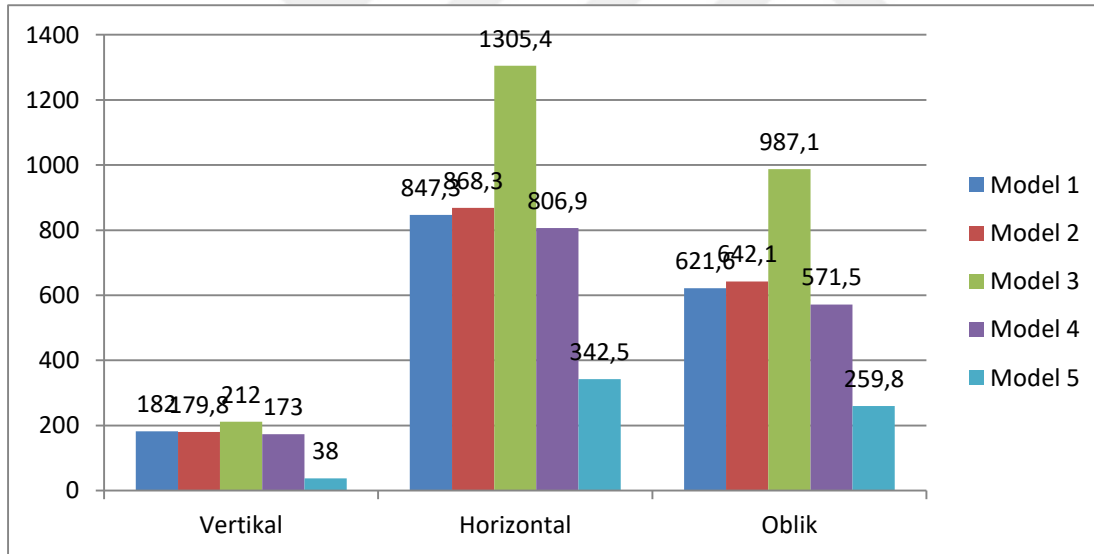
Uygulanan kuvvetler e göre Model 1'de oluşan sıkışma tipi stres değerleri; vertikal yön kuvvet uygulanması oblikten 2kat, horizontalden ise 4 kat az izlenmiştir. Aynı durum Model 2'de değerlendirilirse vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres oblikten 6 kat, horizontalden 12 kat az izlenmiş olduğunu görmekteyiz. Horizontal ve oblik yön kuvvet uygulamaları birbiri ile karşılaştırdığımızda, horizontal yönün oblik yön kuvvet uygulamalarından ortalama 2 kat daha fazla sıkışma tip streslere maruz kaldığını izlemekteyiz. En az stres değerine göre horizontal kuvvet uygulanması zamanı en az değer

Model 4'te (STYO grubu) ortalama ve en az değerden bir az fazla stres değeri ise Model 1 (Kontrol grubu) ve Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiştir.

Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde de belli miktarda Von Misses dediğimiz stres oluşmaktadır ve grafiksel, tablosal değerleri aşağıdaki gibidir:

Çizelge 4.36. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan Von Misses stres değerlerinin tablosal değerleri

Von Misses	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Vertikal	182Mpa	179.8Mpa	212Mpa	173Mpa	38Mpa
Horizontal	847.3Mpa	868.3Mpa	1305.4Mpa	806.9Mpa	342.5Mpa
Oblik	621.6Mpa	642.1Mpa	987.1Mpa	571.5Mpa	259.8Mpa



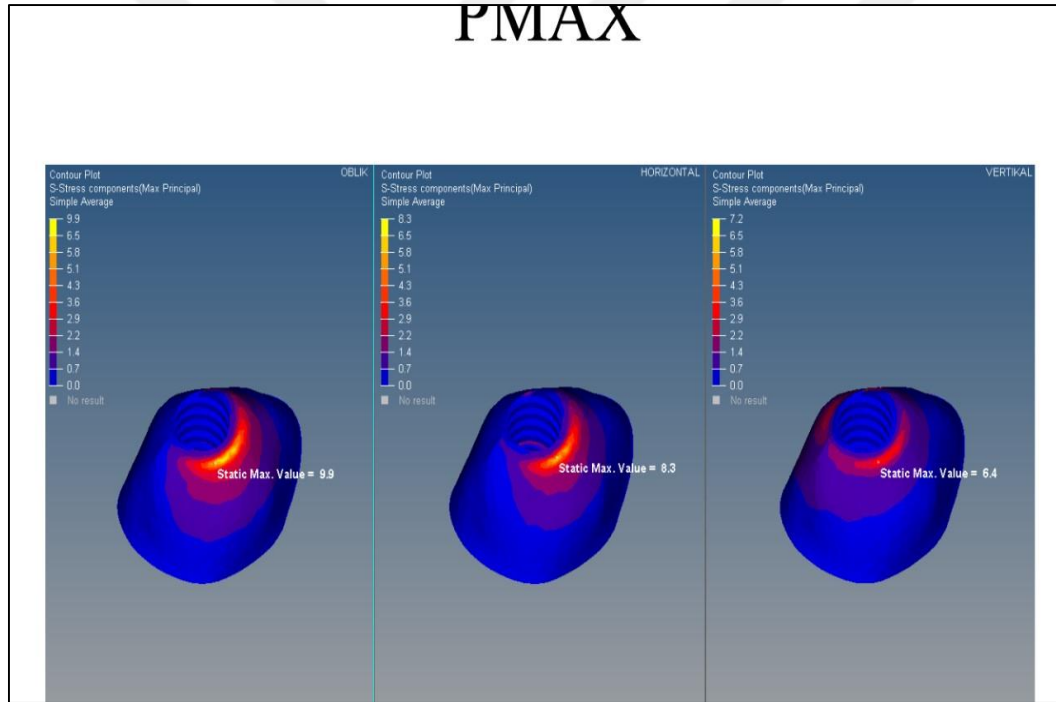
Şekil 4.36. Vertikal, Horizontal, Oblik kuvvet uygulanması sonucu implant materyalindeki Von Misses stres değerlerinin grafiksel oranları

İmplant başarı oranını gösteren faktörlerden biride implant materyalinde farklı yoğunlukta uygulanan kuvvetler sonucu oluşan streslerdir. Bu durumda da oluşan stres değerlerine baktığımızda vertikal kuvvet uygulanması sonucu Model 5'te (Açılı implant grubu) oluşan stres en az olup diğer modellerden ortalama 45 kat az izlenmiştir. Vertikal kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresler ortalama olarak horizontal ve oblik yön kuvvetlerden 68 kat daha az izlenmiştir. Horizontal kuvvet uygulanması zamanı en az stres Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiş olup diğer modeller Model 3 (Aktive kısa implant grubu)

dışında nerdeyse aynı miktarda strese maruz kalmaktadır. Oblik kuvvet uygulanması sonucu en az stres değeri Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiş, model 1 (Kontrol grubu) ve Model 2 (Aktive edilmemiş kısa implant) birbirine yakın orta değer gösterip ve bununla beraber en yüksek stres değere aktive kısa implant grubu olan Model 3'te izlenmiştir.

Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre Greft Materyalinde Oluşan Stres Değerleri

Farklı yönde kuvvet uygulanması sonucu STYO işlemi yapılmış olan Model 4'te diğer modellerden farklı olarak greft ürünü kullanılmıştır. Greft materyalinde farklı kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilim tip stresler aşağıda verilmektedir:



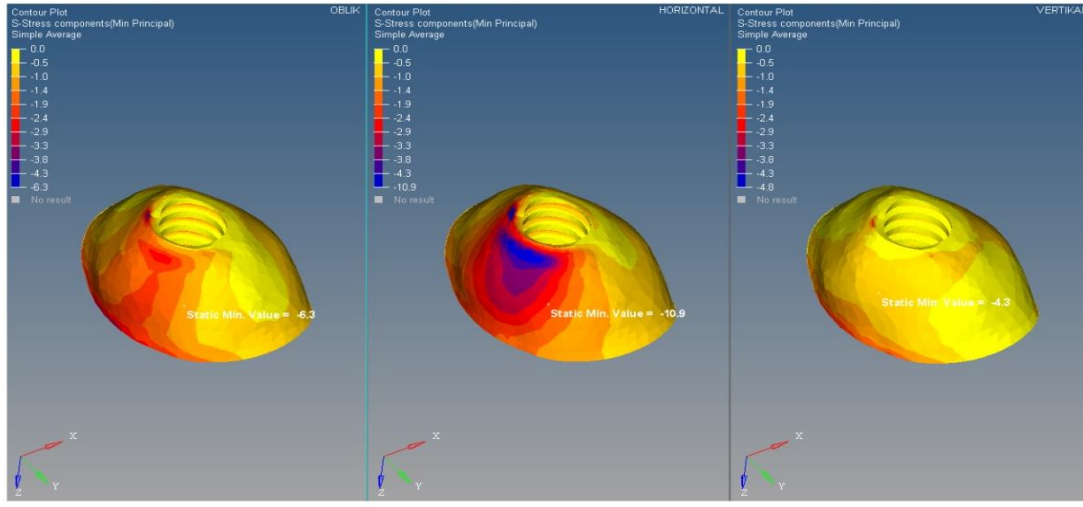
Şekil 4.37. Farklı kuvvet uygulanması sonucu greft materyalindeki gerilim tip stres dağılımı

Çizelge 4.37. Kuvvet uygulanması sonucu greft materyalinde oluşan gerilim tip stresin (Pmax greft) tablosal değerleri

Kuvvet yönü	Pmax değerleri	
Vertikal	6.4Mpa	
Horizontal	8.3Mpa	
Oblik	9.9Mpa	

Yukarıda tabloda verilen değerlere dikkat edilirse yine vertikal yönde gelen kuvvetler i ister kemiklerin kendisi isterse de greft materyali iyi tolere etmektedir. Vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu greft materyalinde oluşan stresin diğer kuvvet yönlerine göre ortalama olarak 11.5 kat daha az olduğu öğrenilmiştir.

Farklı yönde kuvvet uygulanması sonucu greft materyalinde oluşan sıkışma tip stresleri dağılımı aşağıda verilmektedir:



Şekil 4.38. Uygulanan greft materyalindeki stresin dağılım fotoğrafı

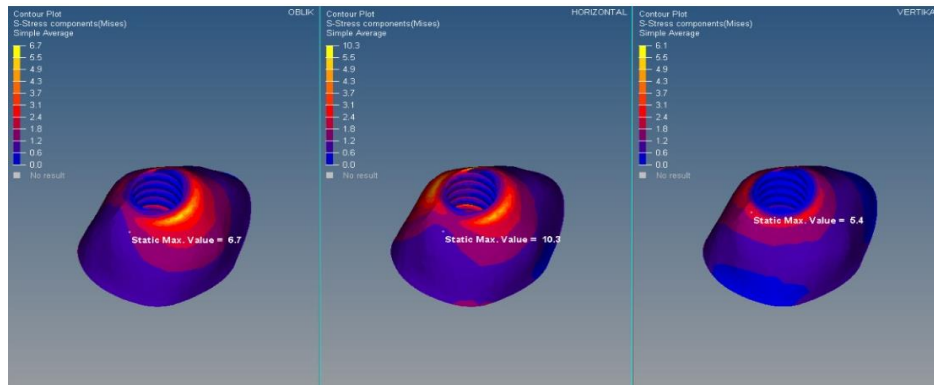
Çizelge 4.38. Farklı yön kuvvet uygulanması sonucu greft materyalinde oluşan sıkışma tip stres değerlerinin tablosal değerleri

Kuvvet yönü	Pmin değerleri	
Vertikal	4.3Mpa	
Horizontal	10.9Mpa	
Oblik	6.3Mpa	

Farklı yönde kuvvet uygulanması zamanı sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılmış model grubunda en az sıkışma tipi stres (Pmin greft) değeri vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşmaktadır. Vertikal yön kuvvet uygulanması zamanı oluşan stres diğer yönlerden ortalama olarak horizontalden 2.5 kat, oblikten ise 1.5 kat daha az olmuştur. En düşük stres değeri vertikal kuvvette en yüksek değeri ise horizontal yön kuvvet uygulanması zamanı oluşmuştur. Graft materyalinde sıkışma tipi streslerin greft materyali boyunca dağılımına baktığımızda vertikal yön kuvvet uygulanması zamanı stres

yoğunlaşması daha çok apikalde olup ve apikal dışında tüm greft materyali boyunca düşük değerlerde sıkışma tipi stresleri izlenmiştir. Horizontal kuvvet uygulanması zamanı ise sıkışma tipi stresin daha çok ve yüksek değerlerde boyun kısmındaki greft materyalinde izlenmiş olup daha apikale ilerledikçe orta değerlerde stres miktarları izlenmiştir. Oblik kuvvet uygulanması zamanı ise orta derecede sıkışma tipi stresin tüm greft materyali boyunca dağılımı izlenmektedir.

Model 4'te farklı yön kuvvet uygulanması zamanı greftin çevrelediği implant materyalinde de gelen kuvvetler e farklı bir stres dağılımı oluşmuştur.



Şekil 4.39. STYO yapılmış olan Model 4'te implant materyalinde oluşan stres dağılımı

Bu stres dağılımına baktığımızda yine en az stres değeri vertikal uygulamada olup, stres yoğunlaşması daha çok implantın boyun kısmında lokalize olup, hafif implant üst 1/3, ni aşan bir stres dağılımı izlenmiştir.

Vertikal yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres değeri horizontalden 2 kat, oblikten ise ortalama 1 kat daha az izlenmiştir.

Horizontal ve oblik kuvvet uygulamaları birbiri ile kıyaslandığında oblik yönün horizontale göre 1.5 kat daha az strese maruz kaldığı öğrenilmiştir.

Stresin implant boyunca dağılımı vertikalden farklı olarak üst ve orta 1/3'te daha yoğun olduğu izlenmektedir.



5. TARTIŞMA

SESA yöntemi kendine has birçok avantajları sayesinde bu gün diş hekimliği ve dental implantoloji çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Yöntem ilk kez 1973'te Tesk ve Widera tarafından dental implantlar üzerinde uygulanmış olup implant çevresindeki stres dağılımını değerlendirmek için kullanılmıştır.(279)Bu yöntemin araştırmacılara sağladığı en önemli avantaj çalışmanın klinik şartlarda gerçekleştiremeyip, klinik koşulların matematiksel modelleme yöntemleri ile bilgisayar ortamına aktarılıp sanki klinik şartlardaymış gibi arzu edilen birçok araştırma kriterlerinin rahatlıkla çalışılabilmesidir. Oysa pekçok klinisyenin SESA yöntemi kullanıldığında en çok sordukları sorulardan biri daha çok bilgisayar ortamında yapılan bu analizin ne kadar klinik şartları takip ettiği sorusudur. Baiamonte ve ark, bilgisayar ortamında gerçekleştirilen bu araştırmaların ne kadar gerçek şartlara yakın olduğunu araştırmak maksadıyla osteointegre implantları kullanarak bunları hem maymun mandibulasına yerleştirmiş, aynı zamanda da SESA yöntemi ile modellemesini gerçekleştirerek elde edilen sonuçları karşılaştırmışlardır. Yapılan bu araştırma sonucu elde eden verilerin birbiri ile yüksek oranda ötüştüğü izlenmiştir. Bu çalışma SESA yönteminin diş hekimliğinde ve özellikle dental implantolojide güvenle kullanılabileceğini göstermiş ve çalışmalarda yüksek oranda kullanılmasının önünü açmıştır.

Çalışmamızda oluşturulan modellerin klinik şartlarda uygulanabilmesi çok zor olduğu ve SESA yönteminin klinik şartlarda aynı sonuç verdiği için çalışmamızda SESA yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir. SESA yönteminin avantajları bilinmekle birlikte dezavantajları da bulunmaktadır. SESA yönteminde kortikal kemik kalınlığı, spongioz kemik yoğunluğu insanlarda değişken parametreler olsa da SESA yönteminde sabit ve değişmez parametre olarak kabul edilmektedir. Bilgisayar ortamında doğal parametreleri günümüzün gelişmiş teknolojisi ile hepsinin SESA yönteminde bire bir taklit edilmesi imkânsızdır. Bu kısıtlayıcı faktörler çerçevesinde Model 4'te (STYO uygulanmış) lateral sinüs augmentasyonu yapıldıktan sonra sinüsde membran ve sinüs arasında yapay olarak oluşturmağa çalıştığımız spongioz kemiğin modelimizde canlandırılmamıştır bu durum tekniğin çalışmamızda da karşılaştığımız dezavantajlarından. Günümüzde teknolojik evrimin hızlanması ile çok yakın zamanlarda bu dezavantajların bir şekilde çözülerek ortadan kalkacağına inanmaktayız. (

SESA çalışmalarında oluşturulan 3D modellerin hazırlanması, zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da 2D modellere göre daha başarılı ve birtakım avantajlara sahiptir. 3D modelleme yapılarak oluşturulacak her hangi bir model anatomik olarak doğal yapıyı iyi taklit ettiği için SESA yöntemine tabi tutulduğunda gerçeğe yakın sonuçları taklit etmektedir. (248)

Hangi modellemenin ne zaman kullanmak gerektiği konusuna gelince ise 2D modellerin genellikle genel bir sonuç için 3D modellerin ise ince detaylar gerektiği, incelenecek yapının bire, bir anatomisini taklit ettiği ve doğala yakın sonuçlar elde etmek istendiğinde yapılmasına gerek olduğunu bildirmişlerdir. (249)

Çalışmamızın daha doğal olması ve sanki klinik şartlarda yapılmış gibi göstermek için bütün çalışma modellerimiz 3D modelleme ile oluşturulmuştur. Modellere uygulanmış olan implantlara vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresin çoğunun kortikal kemik boyunca dağıldığını var sayarsak modelleme yapılırken modellerde oluşturulan kortikal kemik kalınlıklarına dikkat etmemiz gerekmektedir. SESA yöntemi kullanılan diğer çalışmalarda kalın olarak en az kortikal kemik kalınlığı 0.2 mm en kalın ise 1 mm civarında olup modelleme yapılarak bu parametrelerinde gerçekçi sınırlar içerisinde olmasına dikkat edilmiştir. Gerçekçi sınırlar dediğimiz modelleme yapıldığında kret tepesindeki kortikal kemik kalınlığı 1 mm sinüs tabanında ise 0.5 mm kemik kalınlığı oluşturularak daha gerçekçi şartlar sağlanmıştır. (250)

Çalışmamızda implantlar diğer SESA yöntemi kullanılan çalışmalarda da olduğu gibi modelleme yapıldığında %100 osteointegrasyon göstererek kemiğe rijid şekilde tam olarak bağlanan üniteler halinde gösterilmiştir. (251)

Kawasaki ve ark yaptığı histomorfometrik çalışmalar sonucunda kemikte %100 osseointegrasyon olmadığını belirlemişlerdir. Böyle bir osteointegrasyon insan modelinde %100 oranında histomorfometrik olarak izlenmediği için modelde tüm implant boyunca homojen olarak stres dağılımına neden olup klinik şartlardan farklı durumlar oluşacaktır. Tüm bu uygulamalar SESA çalışmalarına belli oranda bir belirsizlik katmaktadır ki bu da yalnızca büyük oranda fark edilebilir streslerin çalışmalara dahil edilmesine neden olmuştur. (252,253)

Yapılan bazı SESA çalışmalarında (254, 255) farklı modellere vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu oblik yönün daha yıkıcı streslere neden olduğu belirlenmesine karşın bizim yaptığımız çalışmada en az stres vertikal kuvvet uygulamasında en fazla stres ise horizontal kuvvet uygulanmasında izlenmiştir. Tüm modellere uygulanmış olan oblik kuvvetler sonucu oluşan stresler ise vertikal uygulamalardan fazla horizontal uygulamalardan az olarak izlenmiştir.

Farklı yönde uygulanmış olan kuvvetlerin implant ve kemikte oluşturduğu farklı tür streslerin daha gerçekçi olması için modelasyon yapılırken abutman ve modele edilmiş kron üzerine kuvvetlerin uygulanması uygun görülmüştür. Bu çalışmada çiğneme kuvvetini simule etmek amacıyla vertikal, horizontal ve oblik yön kuvvet uygulansa da çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü bireyden bireye büyük ölçüde farklılık göstermektedir. (256)

Çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetler değişiklik göstererek 100N, ile 2400N arasında değişmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda implant üzerine ortalama gelen kuvvetlerin en az 50N en fazla ise 145N olduğu rapor edilmiştir. (257) Bizim yaptığımız çalışmada implant üzerine modele edilen porselen kronlara farklı yönlerde en az 200N en fazla ise 250N kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir. Çiğneme paterninin daha gerçekçi olması maksadıyla bazı çalışmalarda oklüzaldan 100N kuvveti vertikal, horizontal ve oblik yönde simetrik ve asimetrik uygulanması Holmgren ve ark tarafından gerçekçi çiğneme paterni olduğu düşünülmüştür. (Holmgren et all 1998) Çalışmamızda uygulanan kuvvetlerin yapılan diğer çalışmalar ile uyum içinde ve gerçekçi sınırlar içinde kaldığı düşünülmektedir.

Cibirka ve ark yaptığı bir çalışmada oklüzal yönden gelen kuvvetleri çeneye transferde porselen, altın ve akrilik oklüzal yüzeylerde karşılaştırdığında çeneye oklüzaldan transfer edilen kuvvette hiç bir farka rastlamamıştır. Yapılan çalışmaların çoğunluğunda implant abutmanı üzerine yapılmış olan porselen ile modelleme yapılmıştır. Bu durum günümüzde porselenin gelişmiş bir dental materyal olarak yaygın kullanım alanı bulması nedeniyledir. (258) Kronlarda kullanılan materyaller arasında bir farkın izlenilmemesi bizim çalışmamızda porselenin tercih edilmesi nedeni olmuştur. SESA yönteminde genel amaç farklı kuvvet uygulamaları sonucu oluşan stres sayesinde cismin anatomik bütünlüğünün ilk ve en erken hangi noktada bozulduğunu araştırmaktır. Bizim yaptığımız bu çalışmada daha

güvenilir sonuçların elde edilmesi maksadıyla kırılğan özellikte olan kemiğin Asal Stres değerlerinden, implant materyalinde ise Von Misses stres değerlerinden faydalanılmıştır. (258)

Dental implantlar son yıllarda oral implantolojide çok geniş kullanım alanı bulmuşlardır. Yapılan bazı klinik ve deneysel çalışmalarda implant boyunca dağılım gösteren oklüzal streslerin implant boyun kısmında daha fazla yoğunlaşıp implant kaybına neden olabildiği gösterilmiştir. (259)

İmplantın ağız boşluğunda maruz kaldığı fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlwe sonucunda implantı çevreleyen kemikte bazı fizyolojik prosesler gerçekleşmektedir. Bu fizyolojik proseslerden ilk kez Frost bahsetmiş olup Mekanostat Teorisi olarak adlandırmıştır. Bu teoriye göre kemiğe uygulanan mekanik strese cevap olarak kemikte şekil değişikliği oluşmaktadır ki; bunlar belirli bir limitin altında veya üstünde olduğunda rezorpsiyona yol açacağı temel prensibine dayanmaktadır. Bu şekil değiştirmeler değerlerine bakarsak 50200 mikrogerinim olduğunda kemikte kullanılsızlık atrofisi izlenmektedir. 2000, 3000 mikrogerinim strese maruz kalan implant çevresindeki kemikte, kemik hücreleri proliferativ hale gelerek örgü kemiğin lamellar kemiğe dönüşmesine neden olur. 4000 mikrogerinim üzerinde stresin oluşması patolojik rezorbsiyona, 25000 mikrogerinim üzerinde ise kemikte kırıklar oluşabilmektedir. Frostun teorisine göre önemli olan kemiğe uygulanan yük değil kemikte şekil değiştirmeye neden olan yükün miktarıdır. (260, 263)

Frostun savunduğu mekanostat teorisinin yaptığımız çalışmayla bire bir alakalı olmasının nedeni mekanostat teorisinde bahsedilen mikrogerinimler yani streslerin var olmasıdır. Bu amaçla Model 4'te implant kemik temasını artırarak streslerin daha büyük alanda dağılımını sağlamak amacıyla STYO işlemi gerçekleştirilmiştir. Model 4'te birinci molar diş bölgesine uygulanmış olan implanta gelen fazla kuvvetlerin, implant ve onu çevreleyen kemiksel yapılar ve bu kemiksel yapılar üzerinde stresin zararlı etkilerini araştırmak, çalışmamız için temel hedef alınmıştır. Bu durumda oluşturulmuş olan farklı beş model, farklı beş tedavi seçeneği olup implant ve çevre anatomik yapılar üzerinde daha az stres oluşturacak tedavi seçeneğinin belirlenmesi temel hedef olarak çalışmamızda hedeflenmiştir.

Posterior atrofik maksillaya implant yerleştirildiğinde implantın ankraj aldığı alanlara dikkat edersek bunların; krestal kortikal kemik, spongios kemik ve sinüs tabanında bulunan kortikal kemik olduğunu görülür. Yukarıda verilen implant ankraj alanlarına ek olarak bazen posteior maksillaya lateral pencere yaklaşımı ile farklı tür greft malzemeleri eklenip daha sonra onlarında implant destek dokularına dönüşmesi amaçlanmaktadır. STYO işlemi uygulanıp maksillaya ilave edilen greft malzemelerinin yük taşıma kapasitesi bir tartışma konusu olsa da eklenen greft ürününün matürasyonu sonrası implanta gelen farklı yön kuvvetler sonucu oluşan stresin azalmasında önemli role sahip olduğu düşünülmektedir. Mete ve ark yaptığı (264) bir SESA çalışmasında ilk önce STYO işlemi yapılmayıp implanta kuvvet uygulanıp daha sonra ise STYO işlemine tabii tutulan posterior maksillaya implant yerleştirilip kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir. Alınan sonuçlara göre STYO işlemi yapılmadan aksiyal kuvvet uygulandığında zamanı yüksek derecede stres implant boynunda lokalize iken orta derecede stres spongios kemik ve sinüs tabanında bulunan kortikal tabakada izlenmiştir. Eğimli yüklemeler yapıldığında implant boyun kısmı, spongios kemik ve sinüsün kortikal tabakasında yüksek stresin yoğunlaştığını görmekteyiz. Aynı yüklemeler sinüs augmentasyonu ve eklenen greft malzemesinin matürasyonu sonrası da gerçekleştirilmiştir. Alınan sonuçlara göre aksial kuvvet uygulandığında orta derecede stres implant kristal kortikal kemiği, spongios kemik ve sinüs tabanında bulunan kortikal tabakada izlenmiştir. Eğimli kuvvetlerin uygulandığında ise orta derecede stresin implant krestal kortikal kemiğinde, sinüs kortikal tabakada ve implantın apikal kısmında izlendiği görülmüştür. Bu bulgular bizim çalışmamızla uyum içerisindedir.

Shuller ve ark (265) çalışmasında posterior atrofik maksillaya blok greft uygulayarak implantta oluşan Von Misses stres değerlerini incelemişler. Bu çalışmada implant stres dağılımı üç noktada sinüs tabanı ile implantın orta ve apikal üçlüsünde incelenmiştir. Çalışmada implantlara aksial, laterotrusiv ve protrusiv kuvvetler uygulanarak blok greft uygulanması olmayan kontrol grubu modeli ile stres dağılımı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre blok kemik greftlerinin kullanılması implantın yüklenmesi sonucu kompakt kemikte daha az strese neden olduğunu göstermiştir. İmplantların kendisine geldiğimizde ise blok greft uygulandığında zamanı implantın apikal ve orta üçlüsünde azalmış stres dağılımı sinüs tabanına yakın kısımlarda ise diğer stres dağılımlarına kıyasla biraz daha fazla stres izlenmektedir. Bizim yaptığımız çalışmada STYO işlemi uygulanarak implantın orta ve apikal üçlüsü uyguladığımız greft malzemesi

ile kaplanması sağlanmıştır. Vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler uygulamamız sonucu greft materyalinde oluşmuş olan gerilim tipi stresler (P_{max}), sıkışma tipi stresler (P_{min}) ve implantta oluşan stres değerleri ortalama olarak 410Mpa değerinde izlenmiştir ki; bu da diğer modellerle kıyaslandığında ortaya çıkan değerlerin kortikal ve spongios kemikte oluşan streslerden daha az olduğu görülmektedir.

Dental implantolojide genel sorunlardan biri olan implantın boyun kısmında izlenen rezorbsiyon araştırmacıları bu yönde çalışmalar yapmaya yönlendirmektedir. Niu ve ark (266) yaptıkları bir sistematik derleme ve metaanalizin sonuçlarına göre implant boynunda mikroyivlerin bulunması kemik implant temas yüzeyini artırdığı için implantın boyun kısmında marginal kemik kaybının daha az izlenmesine neden olmaktadır. Çalışmamızda deney ve kontrol gruplarında kullanılan implantların boyun kısımlarında mikroyivler bulunmaktadır. Marginal kemik kaybı çoğu araştırmacılar tarafından implant üzerine gelen farklı yöndeki aşırı yüklemeler ve oral hijyeni iyi olmayıp plak birikimine neden olan hastalarda kendini enflamasyon ve implant marginal kısmında izlenen kemik kaybı ile gösterdiği bilinmektedir. Bu durumların bizim yaptığımız çalışma ile alakalandırmak gerekirse çalışmamızda implant çevresi stres, strain dengesi implantların uzun dönemde fonksiyon yapabilmeleri açısından çok önemlidir ve bunun için çalışmamızda implant çevresindeki stres, strain değerleri izlenmiştir. Dental implantların uygulanması sonucu ağız boşluğunda karşılaştığı biyolojik ortam ve hijyen bozukluğuna bağlı oluşan plakların marginal kemik kayıplarına neden olduğu da bilinmektedir ancak bu biyolojik faktörler ve implant çevresi plak birikimi SESA çalışmalarında simule edilememektedir.

Sinüs tabanı yükseltme işleminin başarısını belirleyen kriterlerden biri de sinüse kadar olan alveoler kret yüksekliğidir. İmplantın primer stabilitesinin iyi olması için minimal alveolar kret yüksekliğinin en az 5 mm olması gerekmektedir. 1987 yılında Mischin (267) yaptığı sınıflama aşağıdaki şekildedir;

1. 12 mm veya daha fazla olan kemik yüksekliği – Sınıf 1
2. 10 mm ile 12 mm kadar kemik yüksekliği – Sınıf 2
3. En az 5 mm kadar olan kemik yüksekliği – Sınıf 3
4. 5 mm ve daha az olan kemik yüksekliği, Sınıf 4

Farklı araştırmacılar primer stabilite konusunda farklı fikirlere sahiplerdir. Yukarıda verilen Misch (267) sınıflamasına göre Sınıf 3 ve Sınıf 4 vakalarının tedavisinde aynı işlemler yapılırsa da tedavi aşamalarının zamanlaması için planlanması farklı olmaktadır. Yani Sınıf 3 de STYO işlemi uygulanıp aynı seansta dental implantlar uygulansa da Sınıf 4'te primer stabilitenin zayıf olduğu için STYO işlemi uygulanıp hastanın 4-6 ay bekledikten sonra dental implantlar uygulanmaktadır. Çalışmamızda Model 4'te yapılmış olan STYO işlemi posterior atrofik 6 mm kemik yüksekliği olan maksillaya uygulanmıştır. Bölge 4.1X10 mm boyutlarındaki implantın kullanılabilmesi için uygun hale getirilmiştir. Çalışmamızda STYO işleminden kaçınmak maksadıyla 6 mm boyunda implant kullanmakla birlikte, aktive ve non aktive kısa implantların güncel dental implantolojide 4 mm' e kadar boyutlarda kullanıldığı bilinmektedir. (268)

Felice ve ark (269) yaptığı çalışmada posterior atrofik maksilla ile posterior atrofik mandibulada kısa implantların veya ileri cerrahi uygulamaların yapıp uygun çap ve boyda implantların uygulanmasının sorularına cevap olarak bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmalarda posterior mandibulaya blok greftler ile augmentasyon işlemi uygulanmış olup maksillaya ise STYO işlemi uygulanmıştır. Sonuç olarak ise mandibulada blok greftlerin yeterli yükseklik sağlayamadığı ve kısa implantların kullanılmasının uygun görüldüğü bildirilmiştir. Maksillada ise hangi işlemin daha başarılı olduğu konusunda araştırmacılar kararsız kalmış olup en az 5 yıllık takip gerektiğini bildirmişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada maksillada hem kısa implantlar hem de STYO işlemi uygulanarak sonuçları incelenmiştir. Model 2 ve Model 3'te (aktive olmayan ve aktive olan kısa implant grubu) implantlar maksillada M1 molar bölgesine uygulanmıştır. Vertikal, horizontal ve oblik kuvvetlerin uygulanması sonucu kısa implantların STYO işlemi uygulanmış olan Model 4'le kıyaslandığında kısa implantlarda yüksek değerlerde Pmax, pmin ve Von Mises stres değerleri izlenmiştir.

Aşırı rezorbe posterior maksillada STYO işlemi tek alternatif olmadığı için diğer tedavi seçenekleri de bulunmaktadır. Alternatif tedavi seçeneklerinin kullanılmasının nedeni, bazı cerrahlar tarafından STYO işleminin oldukça invaziv olduğu düşüncesidir. Alternatif yöntemler kullanılarak hastanın postoperatif dönemi kolay atlatılmasına, iyileşme süresinin ve cerrahi prosedürün maliyetinin azaltıldığı düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda STYO işlemi yapılırsa da ona alternatif tedavi seçenekleri olan kısa implantlar

ile 30 derece açılı olarak uygulanmış olan implantlarda modellenerek çalışmamıza dahil edilmiştir.

Açılı implant uygulanma tekniği STYO işleminden kaçınmak maksadıyla dental implantolojide oldukça uzun bir zamandan beri kullanılmaktadır. 1993 yılında Malo tarafından All On Four Tekniği tarif edilmiştir, bu teknikte 2 implant normal pozisyonda diğer iki implant ise 35/40 derece açıyla uygulanmaktadır. (270) Bizim çalışmamızda uygulanmış olan kısa implantlar fazla strese maruz kalmasına karşın ikinci premolar bölgesinden birinci molar bölgesine 30 derece açıyla uygulanmış olan implantlar daha az kortikal, spongios ve implant materyalinde strese neden olmaktadır.

Çalışmamız alternatif tedavi seçeneklerinin de değerlendirip birbiri ile karşılaştırmayı amaçladığı için aşağıdaki modeller dahil edilmişlerdir;

Model 1- Bu modelde implant uygulanması için sinüse yeterli kadar mesafe bulunmaktadır.

Model 2- Kısa implant uygulanmış model grubu (Aktive edilmemiş).

Model 3 – Kısa implant uygulanmış model grubu (Aktive edilmiş).

Model 4 – STYO işlemi uygulanmış model grubu.

Model 5 – 30 derece açıyla uygulanmış implant grubu.

Geçmişte yapılmış olan birçok çalışmayı incelediğimizde, STYO işlemi uygulanmış olan posterior atrofik maksilla vakalarında başarı oranlarının yüksek olduğunu görmekteyiz. STYO işlemi uygulanmış olan Model 4'te vertikal, horizontal ve oblik yüklemeler sonucu ortaya çıkan gerilme, sıkışma ve implantın kendisinde oluşan stres değerleri, diğer modellere göre en düşük değerlere sahip olan 3 modelden biridir. SESA yöntemi ile yapılan çalışmamızda vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler sonucu oluşan stres değerlerini incelediğimizde; aktive edilmemiş ve edilmiş kısa implant grubunun yüksek streslere maruz kaldığını izlenmiştir. STYO işlemi yapıldıktan sonra bu değerlerin beş model içinde en düşük değerlerden birine sahip olmasının, implant materyaline farklı yönde gelen kuvvetlerin greft malzemesi tarafından da bir miktar absorbe edildiği

düşünülmektedir. STYO işlemi zamanı greft materyalinde gerilim tipi streslere kıyasla daha az sıkışma tipi stresler izlenmektedir ve bunu kanıtlayan stres değerleri yukarıda tablo şeklinde verilmektedir.

STYO işlemi uygulanmış olan model 4'ü incelediğimizde vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler uygulandığı zaman kortikal kemikte oluşan gerilim tipi stres değerlerinin en az STYO işlemi uygulanmış olan Model 4'te olduğunu görmekteyiz. Aynı stres koşulları sağlandıktan sonra kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri incelendiğinde vertikal kuvvet uygulanması sonucu STYO uygulanmış model grubu Model 1 (Normal kemik yüksekliği bulunan model grubu) sonrası en az sıkışma tipi streslerin olduğu model grubudur. Spongioz kemikte oluşan gerilim (Pmax spongioz) tipi stres değerleri incelendiğinde vertikal kuvvet uygulandığında en az gerilim tipi stresleri Model 5'te (Açılı implant grubu) izlenmiştir. Bunları daha son ikinci sıra ile Model 4 (STYO işlemi yapılmış grup) ve Model 1 (Uygun kemik miktarı bulunan model grubu) çok az bir farkla izlemektedir.

Schmitt ve ark yaptığı bir çalışmada posterior aşırı rezorbe maksilla vakalarında residual kret yüksekliği 4 mm olan hastalarda farklı greft ürünleri kullanılarak greftin matürasyonu sonrası histolojik incelenmesi gerçekleştirilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen hastalarda kret yüksekliği 5 mm düşük olduğu çift aşamalı teknik kullanılarak 5 ay beklenmiştir. Beş ayın sonunda implant uygulanması ile aynı anda kemikten histopatolojik inceleme için örnekler alınmıştır. Sonuçlara göre %40 kemik hacmi artışı otojen greft ürününde, %35 Allogreftlerde, %30 Alloplastik greft ürünlerinde ve %24 xenograft greft ürünlerinde görülmüştür.(271)

Falah ve ark yaptığı bir çalışmada posterior aşırı rezorbe maksilla olgularında greft ürünleri kullanmadan kemik kazanımı elde ettiklerini rapor etmişlerdir. Çalışmada yaklaşık 30'a yakın greftsiz sinüs augmentasyonu işlemi gerçekleştirilmiş olup ve daha sonra sinüsün bazal ve implantın apikal kısmından biyopsi işlemi gerçekleştirilmiştir. Alınan sonuçlara göre greftsiz STYO işleminde ortalama kemik kazancının 6.14 ± 1.34 mm civarında olduğu izlenmiştir. Yapılan histopatolojik incelemelere göre bu prosedür uygulamalarında 56.7 ± 11.9 % ile 59.9 ± 13.4 %'lik canlı kemik dokusu sinüs tabanı ile Schneiderian membranı arasında izlenmiştir. Bu çalışmada toplamda 72 implant uygulanmış olup başarı

oranı %94olarak rapor edilmiştir. Bu çalışmadaki verilere göre, STYO işlemi uygulandığında oluşan otolog kan pıhtısı bir otojenik greft materyali gibi davranarak osteoprogenitor hücrelerin migrasyonuna neden olmakta ve o hücrelerin differensiyasyonu yeni kemik oluşumunu tetiklemektedir. (272)

Yukarıda da vurgulandığı gibi bazı çalışmalarda STYO işlemi yerine alternatif tedavi seçeneği olarak kısa implantların uygulanması STYO işleminden kaçınmak maksadıyladır. Bu noktadan hareket ederek çalışmamızda kısa implantlar Model 2 ve Model 3'te aktive edilmiş ve edilmemiş durumda kullanılmıştır. Çalışmamızdaki implantlar 4.1X6 mm boyutlarında olacak şekilde tasarlanmıştır.

Perelli ve ark (273) 87 posterior dişsiz hastada toplamda 110 adet kısa implant uygulanması gerçekleştirip 5 yıl boyunca takip etmişlerdir. Bu hastalarda kullanılan implantlar 5 ve 7 mm uzunluğunda ve 4.15 mm çapındadırlar. 47 vakada kapalı sinüs lift tekniği kullanılarak (8 vakada kemiğin sıkıştırılması ile 39 vakada ise xenograft eklenerek krestal yaklaşımla sinüs eleve edilmiştir) aşırı rezorbe alanlar kısa implantların kullanımına uyguna hale getirilmiştir. Uygulanan kısa implantların protetik restorasyonu 63 implantta tek kronlarla 47 implantta ise implantların birbirine bağlanması ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 11 hastada bir implant kaybı 6 hastada tek kronla restorasyonu gerçekleştirilmiş olan protetik restorasyonlarda kayıp izlenmiş olup 3 hastada ise şiddetli kemik kaybı izlenmiştir. Şiddetli marginal kemik kaybı olan olgularda ortalama kemik kaybı 1.4 mm civarında izlenmiştir. Beş yıllık takip sonrası kısa implant kullanım başarı oranlarının % 90 civarında, protetik restorasyon oranlarının % 93.1 civarında olduğu rapor edilmiştir.

Reich ve ark (274) yaptığı bir çalışmada vertikal kret yüksekliği eksikliği vakalarında kısa, apikal kısımda genişleyebilen implantların daha başarılı olduklarını savunmaktadırlar. Çalışmada primer ve sekonder implant stabilitesi, alveoler kret değişiklikleri ve implant başarı oranları değerlendirilmiştir. 9 hastada 30 aktive edilebilir implant uygulanması gerçekleştirilmiştir. Hastalarda residual kret yüksekliği ortalama 79 mm olup, kullanılan implant boyları ise 5, 7 ve 3.75 mm, çapıysa 4.1 mm'dir. Tüm implantlar hiç bir intraoperativ sorun yaşanmadan yerleştirilmiş ve apikal kısmın aktivasyonu gerçekleştirilmiştir. Çalışmacılar 3 yıllık takip sonrasında implant başarı oranını ortalama %93.3 (28/30) olduğu rapor etmişlerdir. Uygulanan bu implantların implant stabilite oranlarına bakıldığında, primer stabilite değerinin 69.7 ± 10.3 İSQ, sekonder stabilite

değerinin 69.8 ± 10.2 ISQ olduğu, maksilla ve mandibula için değer farkı olmadığı rapor edilmiştir. Yükleme sonrası residual krestal kemikte marjinal kemik kaybı birinci yılın sonunda maksillada 1.0 ± 0.9 mm mandibulada 0.7 ± 0.4 mm, ikinci yılda ise maksillada 1.3 ± 0.8 mm mandibulada 1.0 ± 0.7 mm olduğu ve implant başarı oranları kabul edilebilir değerlerde olduğu bildirilmiştir.

Yaptığımız çalışmada posterior birinci molar bölgesinde STYO işleminden kaçınmak maksadıyla uygulanmış olan 6X4.1 mm çapında aktive edilmemiş (Model 2) aktive edilmiş (Model 3) kısa implant grubunun incelenmesi sonucu kortikal, spongios kemikte oluşan gerilim, sıkışma tipi stres değerlerinin diğer modellere kıyasla anlamlı derecede yüksek stres oranı izlenmektedir. Birinci molar bölgesine uygulanan kısa implant hem aktive edilmemiş hem de aktive edilmiş versiyonunda diğer modellerdeki implant tedavi seçeneklerinden fazla Von Misses streslerine maruz kalmaktadır. Yapılan birçok araştırmaların sonuçlarına baktığımızda ileri cerrahi uygulamalar gerektiği durumlarda kısa implantların güzel bir çözüm olduğunu belirten çalışmalar yıllardır karşımıza çıkmaktadır. Annibali ve ark yaptığı bir çalışmada bu kısa implant çalışmalarından biridir. Bu çalışmada kısa implantlar hakkında 2 randomize kontrollü ve 14 farklı literatür içeren sistematik derlemede 3848 hastaya toplamda 6193 kısa implant uygulanarak 3 yıllık takip sonucu ile birlikte rapor edilmiştir. Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre implant sağ kalım oranları % 99,1, biyolojik başarı oranları % 98,8 ve biomekanik başarı oranı ise % 99,9 civarında olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda yüksek değerlerde stresin implantın boyun veya gövde bölgelerine isabet ettiği matematiksel bir modelleme ile izlenmiştir,invivo ortamda bu sonuçlarımız ile uyumlu sonuçlar beklemekle birlikte implantın sağ kalım ve başarısının hangi düzeyde olabileceğini söylemek çok kolay değildir.

Malo ve ark; (276) yaptığı retrospektiv bir çalışmada 44 hastada uygulanmış olan 176 implantın protetik yüklemesini kendilerinin adını All, On, Four dediği teknikte immediat yüklemesini gerçekleştirmişlerdir. Bu teknikte iki implant aksial düzlemde diğer iki implant ise 30-45 derece açıldırılarak uygulanmıştır. İmplantların hayatta kalma başarı oranları % 96.798.2 civarında izlenmiştir. Altı aylık postoperativ takip sürecinde protetik restorasyonun başarı oranı % 100 olup düşük düzeyde de implant marjinal kemik kaybı izlenmiştir. Calandriello ve Tomatis (277) bir yıllık prospektiv çalışma yürüterek 18 atrofik posterior maksilla vakalarında toplamda 60 açılı implant uygulayarak implantların hayatta kalma başarı oranlarının %9 6.7 civarında olduğunu rapor etmişlerdir. Babbush ve ark

yaptığı (278) retrospektiv bir çalışmada 165 hastada toplamda 708 açılı implant uygulayarak implantın hayatta kalma başarı oranı % 99.6 (%99.3 maksillada ve %100 mandibulada) olduğu rapor edilmiştir. Protetik restorasyonun başarı oran 29 aylık takip sürecinde %100 olarak izlenmiştir.

Bizim yaptığımız çalışmada Model 5'te ikinci premolar bölgesinden birinci molar bölgesine 30 derece açılarak uygulanmış olan implant protetik restorasyonu yapıldıktan sonra, horizontal ve oblik kuvvetlere tabi tutularak stres dağılımı incelenmiştir. Kortikal kemikte oluşan gerilim tipi stres dağılımı vertikal ve oblik yüklemelerde Model 1'den (iki 4.1X10 mm uygulanmış implant grubu) ve Model 4'ten (STYO işlemi uygulanmış grup) sonra 3'üncü en az gerilim izlenmiş model grubudur. Horizontal uygulamalarda en yüksek stres dağılımı gösteren kısa implant grubuna yakın stres dağılımı fark edilmiştir. Spongios kemikte oluşan gerilim tipi streslere baktığımızda en başarılı ve en az stres dağılımı 30 derece açıyla uygulanan implant grubunda izlenmiştir. Spongios kemikte farklı yön kuvvet uygulanması sonucu kısa implant grubundan yine başarılı olup ortalama bir değer yine izlenmektedir. Bu model grubunda kuvvet uygulanması sonucu implant materyalinde oluşan streslere bakıldığında en az stres değeri açılı implant uygulamalarında izlenmiştir. Bu durum yapılan çalışmalarla uyum içerisinde olup açılı implant yerleştirme işlemlerinin kabul edilebilir başarı oranlarıyla tercih nedeni olabileceklerini düşündürmektedir.

6. SONUÇ

Çalışmamızda Model 4 olarak incelenen, açık STYO uygulanan grup hem kemik hem implant materyali üzerinde oluşturduğu stres değerleri göz önünde tutulduğunda çalışmamızda kontrol grubu olan Model 1'e yakın ve benzer sonuçlar ortaya çıktığı açık bir şekilde izlenmiş olup bu sonuçların ışığında diğer gruplardan daha başarılı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda stres değerleri en düşük olan bu grup en kabul edilebilir tedavi seçeneği olarak belirlenmiştir.

STYO uygulandığı modellerde kullanılan greft materyalinde gerilim tipi stres en fazla oblik yönde kuvvet uygulandığında; sıkışma tipi stres değerleri ise en fazla horizontal yönde kuvvet uygulandığında izlenmiştir. (P_{max} : Oblik > Horizontal > Vertikal) ve (P_{min} : Horizontal > Oblik > Vertikal). Vertikal kuvvetler implant kemik sistemi tarafından daha iyi tolere edilse de, oblik ve horizontal yön kuvvetlerin daha yıkıcı olduğu belirlenmiştir.

Model 5'te ikinci premolar bölgesinden birinci molar bölgesine 30 derece açı ile uygulanan implantlara farklı yönlerde kuvvet uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Model 5'te elde edilen bu sonuçlar Model 1'e yani kontrol grubuna yakın ve kabul edilebilir sonuçlar izlenmiştir. Bu grupta elde ettiğimiz sonuçlar Model 2 ve Model 3'e göre daha başarılı uygulamalardan biri olduğu izlenimini ortaya koymuştur. Model 5'in kontrol grubu Model 1 ve STYO uygulanan Model 4'e yakın sonuçlara sahip olduğu ve kabul edilebilir tedavi yöntemlerinden birisi olduğu izlenmiştir.

Kısa implant grubu, ister aktive edilmemiş kısa implant grubu olan Model 2 ister aktive edilmiş kısa implant grubu olan Model 3'te vertikal, horizontal ve oblik yüklemelere en yüksek ve en yoğun stres tablosu izlenmektedir. Von Misses stres değerlerinde baktığımızda, Model 2 farklı yön kuvvet uygulamalarında kontrol grubuna yakın sonuçlar gösterse de Model 3'te bu bulguların aksine yüksek stres değerlerine ulaşmaktadır. Model 3'de oluşan bu yüksek miktardaki stres birikiminin implantın aktive edilmesi sonucunda apeks bölgesinde şekil değiştirmesiyle bu bölgede oluşan şekil değişikliğinin yarattığı potansiyel enerjinin depo edilmesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Model 3’de aktive edilen implantların aktive olan uç kısımlarının aynı yaprak yaylarda olduğu gibi potansiyel enerji depoladıkları amaçlı kullanılan aynı bu yaylar gibi davranarak üzerine isabet eden kuvvetin yönüne göre enerjinin sönümlenmesi şeklinde de etki edebilecekleri bilinmektedir.

Bu sonuçlar ışığında; olguların elverdiği oranda çiğneme kuvvetlerinin daha düzenli dağılması ve stres miktarının azaltılması maksadıyla kısa implant sayısını artırarak ve implantların implant üstü protezlerle birbirlerine bağlanmasıyla veya bu durumun elvermediği vakalarda açılı implantların kullanılmasının daha uygun olacağı izlenimi edinilmiştir.

Aktive edilmiş implantlar üzerine yapılmış olan çalışmalarda uzun dönem takipte başarı oranlarının yaklaşık 90-95% civarında olduğu bildirilse de, çalışmamızdaki sonuçlara göre ortaya çıktığını düşündüğümüz potansiyel enerjinin birikimi mekanizması üzerinde yoğunlaşarak daha ayrıntılı çalışmaların yapılmasının uygun olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Kao, D. W. (Ed.). (2014). *Clinical maxillary sinus elevation surgery*. John Wiley & Sons.
2. Tatum, J. H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 30(2), 207-229.
3. Boyne, P. J. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *The Journal of Oral Surgery*, 38, 613-616.
4. Valentini, P. and Abensur, D. J. (2003). Maxillary sinus grafting with anorganic bovine bone: a clinical report of long-term results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(4), 556-560.
5. Froum, S. J., Wallace, S. S., Cho, S. C., Elian, N. and Tarnow, D. P. (2008). Histomorphometric comparison of a biphasic bone ceramic to anorganic bovine bone for sinus augmentation: 6-to 8-month postsurgical assessment of vital bone formation. A pilot study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(3), 272-281.
6. Summers, R. (1994). A new concept in maxillary implant surgery. *The Osteotome Technique Compendium*, 15, 158.
7. Vitkov, L., Gellrich, N. C. and Hannig, M. (2005). Sinus floor elevation via hydraulic detachment and elevation of the Schneiderian membrane. *Clinical Oral Implants Research*, 16(5), 615-621.
8. Tan, W. C., Lang, N. P., Zwahlen, M. and Pjetursson, B. E. (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation Part II: transalveolar technique. *Journal of Clinical Periodontology*, 35, 241-254.
9. Chen, L. and Cha, J. (2005). An 8-year retrospective study: 1,100 patients receiving 1,557 implants using the minimally invasive hydraulic sinus condensing technique. *Journal of Periodontology*, 76(3), 482-491.
10. Kao, D. W. and DeHaven Jr, H. A. (2011). Controlled hydrostatic sinus elevation: a novel method of elevating the sinus membrane. *Implant dentistry*, 20(6), 425-429.
11. Greenstein, G., Cavallaro, J., Romanos, G. and Tarnow, D. (2008). Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review. *Journal of Periodontology*, 79(8), 1317-1329.
12. Kao, D. W. and Fiorellini, J. P. (2010). An interarch alveolar ridge relationship classification. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 30(5), 523.
13. Arıncı, K., Elhan, A. (2006). *Anatomi* (1. cilt) (4. Baskı). Ankara: Güneş Kitabevi.
14. Nanci, A. (2012). *Junqueira's basic histology* (eight ed).

15. Lien, Y. H., Tseng, M. M. and Stern, R. (1992). Glucose and glucose analogs modulate collagen metabolism. *Experimental and Molecular Pathology*, 57(3), 215-221.
16. Kadler, K. E., Holmes, D. F., Trotter, J. A. and Chapman, J. A. (1996). Collagen fibril formation. *Biochemical Journal*, 316(1), 1-11.
17. Mescher, A. L. (2013). *Junqueira's basic histology: text and atlas*. New York: Mcgraw-Hill.
18. Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook*. Florida: CRC press.
19. Suda, T., Takahashi, N. and Martin, T. J. (1992). Modulation of osteoclast differentiation. *Endocrine Reviews*, 13(1), 66-80.
20. Eşrefoğlu, M. (2004). *Renkli resimli genel ve özel histoloji*. Ankara: Pelikan Yayıncılık, 310.
21. Keith Jr, J. D. (2004). Localized ridge augmentation with a block allograft followed by secondary implant placement: a case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 24(1), 11-17.
22. Eurell, J. A. (2004). *Histology*. Jackson, WY: Teton NewMedia.
23. Mundy, G. R. (1999). *Bone remodelling and its disorders*. Florida: CRC Press.
24. Roodman, G. D. (1996). Advances in bone biology: the osteoclast. *Endocrine Reviews*, 17(4), 308-332.
25. Åstrand, P., Engquist, B., Dahlgren, S., Gröndahl, K., Engquist, E. and Feldmann, H. (2004). Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 413-420.
26. Alan, H. and Unlu, G. (2011). Graft materials used in oral and maxillofacial surgery. *Journal Of International Dental And Medical Research*, 4(3), 150-154.
27. Standring, S. (Ed.). (2015). *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*. London: Elsevier Health Sciences.
28. Misch, C. E. and Scortecchi, G. M. (2005). *Immediate load applications in implant dentistry*. San Luis: Elsevier Mosby, 531-67.
29. Atwood, D. A. (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(3), 266-279.
30. Lekholm, U., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Lindén, U., Bergström, C. and Van Steenberghe, D. (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(5), 639-645.

31. Stearns, J. W., Fonseca, R. J. and Saker, M. (2000). *Revascularization and Healing of orthognathic surgical procedures. Oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co.
32. Bancroft, J. D. and Cook, H. C. (1994). *Manual of histological techniques and their diagnostic application*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
33. Misch, C. E. (2007). *Contemporary implant dentistry-E-Book*. London: Elsevier Health Sciences
34. Huja, S. S., Fernandez, S. A., Hill, K. J. and Li, Y. (2006). Remodeling dynamics in the alveolar process in skeletally mature dogs. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 288(12), 1243-1249.
35. Kaeppler, G., Vogel, A. and Axmann-Krcmar, D. (2000). Intra-oral storage phosphor and conventional radiography in the assessment of alveolar bone structures. *Dentomaxillofacial Radiology*, 29(6), 362-367.
36. Woodbury, S. C., Hennig, T. B. and Fonseca, R. J. (2000). Reconstruction of the edentulous maxilla. *Oral and Maxillofacial Surgery—Reconstructive and Implant Surgery*, 7, 59-70.
37. Knezovic-Zlataric, D., Celebic, A. and Lazic, B. (2002). Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture wearers. *Acta Stomatol Croat*, 36(2), 261-265.
38. Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Baslé, M. F. and Chappard, D. (2005). Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 72(3), 215-221
39. Cawood, J. I. and Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232-236.
40. Misch, C. E. (1988). Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today*, 7(5), 39-40.
41. Misch, C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 6(2), 23.
42. Friberg, B., Jemt, T. and Lekholm, U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(2), 17-26.
43. Herrmann, I., Lekholm, U., Holm, S. and Kultje, C. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2), 220-230.
44. 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.

45. Kim, M. J., Jung, U. W., Kim, C. S., Kim, K. D., Choi, S. H., Kim, C. K. and Cho, K. S. (2006). Maxillary sinus septa: prevalence, height, location, and morphology. A reformatted computed tomography scan analysis. *Journal of Periodontology*, 77(5), 903-908.
46. Mısırlıoğlu, M., Nalçacı, R., Adışen, M. Z. And Yardımcı, S. Y. (2011). Paranasal sinüs anatomik yapıları ve varyasyonlarının dental volumetrik tomografi ile incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 38(3) 143-152.
47. Chung, S. K., Dhong, H. J. and Na, D. G. (1999). Mucus circulation between accessory ostium and natural ostium of maxillary sinus. *The Journal of Laryngology & Otology*, 113(9), 865-867.
48. Drake, R. L., Vogl, A. W. and Mitchell, A. W. M. (2010). Lower limb. Gray's anatomy for students. 2nd ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone, 558-564.
49. Baroody, F. M. (2007). Nasal and paranasal sinus anatomy and physiology. *Clinical Allergy and Immunology*, 19, 1.
50. Bodner, L., Tovi, F. and Bar-Ziv, J. (1997). Teeth in the maxillary sinus—imaging and management. *The Journal of Laryngology & Otology*, 111(9), 820-824.
51. SSGs, A. (2005). *The anatomical basis of clinical practice*. New York: Churchill Livingstone.
52. Newman, M. G., Takei, H., Klokkevold, P. R. and Carranza, F. A. (2011). *Carranza's clinical periodontology*. London: Elsevier Health Sciences.
53. Watzek, G. (1996). *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. New York: Quintessence Publishing.
54. Ring, M. E. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 16(10), 1060-1062.
55. Linkow, L. I. and Miller, R. J. (2004). Immediate loading of endosseous implants is not new. *Journal of Oral Implantology*, 30(5), 314-317.
56. Albrektsson, T. and Albrektsson, B. (1987). Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 58(5), 567-577.
57. Zarb, G. A. and Schmitt, A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(2), 185-194.
58. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C. and Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240-248.
59. Porter, S. S. and Goodman, R. E. (2005). U.S. Patent No. 6,887,077. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

60. Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G. and Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5), 675-690.
61. Jung, U. W., Hong, J. Y., Lee, J. S., Kim, C. S., Cho, K. S. and Choi, S. H. (2010). A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40(2), 76-85.
62. Li, T., Hu, K., Cheng, L., Ding, Y., Ding, Y., Shao, J. and Kong, L. (2011). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, 35(1), 446-456.
63. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L. and Brose, M. O. (1989). Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4), 436-440.
64. Jividen Jr, G. J. (1998). Immediate placement of wide-diameter implants in the premaxilla. *Dental Implantology Update*, 9(12), 89.
65. Langer, B., Langer, L. and Herrmann, I. (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(4), 68-87.
66. Graves, S. L., Jansen, C. E., Siddiqui, A. A. and Beaty, K. D. (1994). Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Australian Prosthodontic Journal*, 8, 31-37.
67. Misch, C. E. (2014). *Available bone and dental implant treatment plans*. Dental Implant Prosthetics-E-Book, 315.
68. Olate, S., Lyrio, M. C. N., de Moraes, M., Mazzonetto, R. and Moreira, R. W. F. (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(2), 414-419.
69. Winkler, S., Morris, H. F. and Ochi, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22-31.
70. Deporter, D., Todescan, R. and Caudry, S. (2000). Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20(5).
71. Shi, J. Y., Qiao, S. C., Gu, Y. X., Zhu, Y. and Lai, H. C. (2015). Treatment strategies in moderate atrophic posterior maxilla: short dental implants or sinus floor elevation?. *Musculoskeletal Regeneration*, 2, 1-5.
72. Kong, L., Gu, Z., Li, T., Wu, J., Hu, K., Liu, Y., ... & Liu, B. (2009). Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 22(6).

73. Orsini, E., Giavaresi, G., Trirè, A., Ottani, V. and Salgarello, S. (2012). Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(2), 383-392.
74. Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M. and Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.
75. Van Den Bergh, J. P., Ten Bruggenkate, C. M., Disch, F. J. and Tuinzing, D. B. (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research: Treatment Rationale*, 11(3), 256-265.
76. Rosen, P. S., Summers, R., Mellado, J. R., Salkin, L. M., Shanaman, R. H., Marks, M. H. and Fugazzotto, P. A. (1999). The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(6), 853-858.
77. Lundgren, S., Anderson, S., Gualini, F. and 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), 165-173.
78. Bergh, J. P., Ten Bruggenkate, C. M., Disch, F. J. and Tuinzing, D. B. (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research: Treatment Rationale*, 11(3), 256-265.
79. Hürzeler, M. B., Kirsch, A., Ackermann, K. L. and Quiñones, C. R. (1996). Reconstruction of the severely resorbed maxilla with dental implants in the augmented maxillary sinus: a 5-year clinical investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(4), 466-475.
80. Woo, I. and Le, B. T. (2004). Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant Dentistry*, 13(1), 28-32.
81. SUMMERS, R. B. (1998). Sinus floor elevation with osteotomes. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 10(3), 164-171.
82. Wood, R. M. and Moore, D. L. (1988). Grafting of the maxillary sinus with intraorally harvested autogenous bone prior to implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(3), 109-118.
83. Wallace, S. S., Tarnow, D. P., Froum, S. J., Cho, S. C., Zadeh, H. H., Stoupel, J., Fabbro, M.D. and Testori, T. (2012). Maxillary sinus elevation by lateral window approach: evolution of technology and technique. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 12(3), 161-171.
84. Vercellotti, T., De Paoli, S. and Nevins, M. (2001). The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 21(6), 560-567.

85. Sohn, D. S., Moon, J. W., Lee, H. W., Choi, B. J. and Shin, I. H. (2010). Comparison of two piezoelectric cutting inserts for lateral bony window osteotomy: a retrospective study of 127 consecutive sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(3), 571-576.
86. Stammberger, H. (1986). Nasal and paranasal sinus endoscopy a diagnostic and surgical approach to recurrent sinusitis. *Endoscopy*, 18(06), 213-218.
87. Aimetti, M., Massei, G. P., Morra, M. and Romano, F. (2009). gingival phenotype and schneiderian membrane thickness: 16: 30-16: 45. *Journal of Clinical Periodontology*, 36, 36.
88. Park, Y. B., Jeon, H. S., Shim, J. S., Lee, K. W. and Moon, H. S. (2011). Analysis of the anatomy of the maxillary sinus septum using 3-dimensional computed tomography. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(4), 1070-1078.
89. Pommer, B., Ulm, C., Lorenzoni, M., Palmer, R., Watzek, G. and Zechner, W. (2012). Prevalence, location and morphology of maxillary sinus septa: systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(8), 769-773.
90. Rossetti, P. H. O., Bonachela, W. C. and Rossetti, L. M. N. (2010). Relevant anatomic and biomechanical studies for implant possibilities on the atrophic maxilla: critical appraisal and literature review. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(6), 449-457.
91. Baldini, N., De Sanctis, M. and Ferrari, M. (2011). Deproteinized bovine bone in periodontal and implant surgery. *Dental Materials*, 27(1), 61-70.
92. Polimeni, G., Koo, K. T., Qahash, M., Xiropaidis, A. V., Albandar, J. M. and Wikesjö, U. M. (2004). Prognostic factors for alveolar regeneration: effect of a space-providing biomaterial on guided tissue regeneration. *Journal of Clinical Periodontology*, 31(9), 725-729.
93. Tiwana, P. S., Kushner, G. M. and Haug, R. H. (2006). Maxillary sinus augmentation. *Dental Clinics*, 50(3), 409-424.
94. Mangano, F. G., Tettamanti, L., Sammons, R. L., Azzi, L., Caprioglio, A., Macchi, A. and Mangano, C. (2013). Maxillary sinus augmentation with adult mesenchymal stem cells: a review of the current literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 115(6), 717-723.
95. Stern, A. and Green, J. (2012). Sinus lift procedures: an overview of current techniques. *Dental Clinics*, 56(1), 219-233.
96. Misch, C. E., Resnik, R. R. and Misch-Dietsh, F. (2008). *Maxillary sinus anatomy, pathology and graft surgery*. (3rd ed). St. Louis, MO: Mosby, 948.
97. Levin, L. and Schwartz-Arad, D. (2005). The effect of cigarette smoking on dental implants and related surgery. *Implant Dentistry*, 14(4), 357-363.

98. Schwartz-Arad, D., Herzberg, R. and Dolev, E. (2004). The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *Journal of Periodontology*, 75(4), 511-516.
99. Barone, A., Santini, S., Sbordone, L., Crespi, R. and Covani, U. (2006). A clinical study of the outcomes and complications associated with maxillary sinus augmentation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 21(1), 81.
100. Hernández-Alfaro, F., Torradeflot, M. M. and Marti, C. (2008). Prevalence and management of Schneiderian membrane perforations during sinus-lift procedures. *Clinical oral Implants Research*, 19(1), 91-98.
101. Rosano, G., Taschieri, S., Gaudy, J. F., Weinstein, T. and Del Fabbro, M. (2011). Maxillary sinus vascular anatomy and its relation to sinus lift surgery. *Clinical Oral Implants Research*, 22(7), 711-715
102. Chan, H. L. and Wang, H. L. (2011). Sinus pathology and anatomy in relation to complications in lateral window sinus augmentation. *Implant Dentistry*, 20(6), 406-412.
103. Timmenga, N. M., Raghoobar, G. M., Boering, G. and van Weissenbruch, R. (1997). Maxillary sinus function after sinus lifts for the insertion of dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(9), 936-939.
104. Timmenga, N. M., Raghoobar, G. M., Van Weissenbruch, R. and Vissink, A. (2003). Maxillary sinus floor elevation surgery: A clinical, radiographic and endoscopic evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, 14(3), 322-328.
105. Griffa, A., Berrone, M., Boffano, P., Viterbo, S. and Berrone, S. (2010). Mucociliary function during maxillary sinus floor elevation. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(5), 1500-1502.
106. Janner, S. F., Caversaccio, M. D., Dubach, P., Sendi, P., Buser, D. and Bornstein, M. M. (2011). Characteristics and dimensions of the Schneiderian membrane: a radiographic analysis using cone beam computed tomography in patients referred for dental implant surgery in the posterior maxilla. *Clinical oral Implants Research*, 22(12), 1446-1453.
107. Wigand, M. E., Göde, U., Linger, F. and Dunker, I. (1991). Normal wound healing of the paranasal sinuses: clinical and experimental investigations. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 248(7), 390-394.
108. Fokkens, W., Lund, V., Bachert, C., Clement, P., Hellings, P., Holmstrom, M., ... and Malmberg, H. (2005). EAACI position paper on rhinosinusitis and nasal polyps executive summary. *Allergy*, 60(5), 583-601.
109. Watelet, J. B., Bachert, C., Gevaert, P. and Van Cauwenberge, P. (2002). Wound healing of the nasal and paranasal mucosa: a review. *American Journal of Rhinology*, 16(2), 77-84.

110. Valeron, J. F. and Velazquez, J. F. (1997). Placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region: surgical procedure and preliminary results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 12, 814-819.
111. Graves, S. L. (1994). The pterygoid plate implant: a solution for restoring the posterior maxilla. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 14(6), 512-523.
112. Tulasne, J. F. (1992). Osseointegrated fixtures in the pterygoid region. Advanced Osseointegration Surgery. *Applications in the maxillofacial region*. Chicago: Quintessence, 182-8.
113. Aparicio, C., Ouazzani, W. and Hatano, N. (2008). The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontology 2000*, 47(1), 162-171.
114. Aparicio, C., Brånemark, P. I., Keller, E. E. and Olivé, J. (1993). Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(1), 1-15.
115. Brånemark, P. I., Gröndahl, K., Öhrnell, L. O., Nilsson, P., Petruson, B., Svensson, B., Engstrand, P. and Nannmark, U. (2004). Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and hand Surgery*, 38(2), 70-85.
116. Hirsch, J. M., Öhrnell, L. O., Henry, P. J., Andreasson, L., Brånemark, P. I., Chiapasco, M., ... and Kahnberg, K. E. (2004). A clinical evaluation of the Zygoma fixture: one year of follow-up at 16 clinics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62, 22-29.
117. Bothur, S., Jonsson, G. and Sandahl, L. (2003). Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(6), 902-904.
118. Aparicio, C., Manresa, C., Francisco, K., Claros, P., Alánde, J., González-Martín, O. and Albrektsson, T. (2014). Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the zygomatic success code. *Periodontology 2000*, 66(1), 41-58.
119. Bedrossian, E. (2010). Rehabilitation of the edentulous maxilla with the zygoma concept: a 7-year prospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(6), 1213.
120. Aparicio, C. and Aparicio, D. C. (Eds.). (2012). *Zygomatic implants: The anatomy-guided approach*. New York: Quintessence Publishing.
121. Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D. and Shah, R. (2015). Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(3), 10.
122. Bilhan, H. (2008). An alternative method to treat a case with severe maxillary atrophy by the use of angled implants instead of complicated augmentation procedures: a case report. *Journal of Oral Implantology*, 34(1), 47-51.

123. Singh, A. V. (2013). *Clinical Implantology-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
124. Zampelis, A., Rangert, B. and Heijl, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), S35-S43.
125. Aparicio, C., Perales, P. and Rangert, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39-49.
126. Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M. and Vairo, G. (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 9-21.
127. Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D. and Francetti, L. (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 612-621.
128. Rosén, A. and Gynther, G. (2007). Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(5), 1010-1016.
129. Leo, C. D., Geremia, T., Lacroix, C. and Lacroix, F. B. (2002). Carga imediata em implantes osseointegrados inclinados: aumento a superfície de ancoragem-Relato de dois casos. *Rev. Odonto Ciênc*, 17(38), 331-338.
130. Kahnberg, K. E., Nyström, E. and Bartholdsson, L. (1989). Combined use of bone grafts and Brånemark fixtures in the treatment of severely resorbed maxillae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4), 297-304.
131. Falk, H., Laurell, L. and Lundgren, D. (1990). Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(1), 18-30.
132. Francetti, L., Agliardi, E., Testori, T., Romeo, D., Taschieri, S. and Fabbro, M. D. (2008). Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(4), 255-263.
133. Reiser, G. M. (1998). Implant use in the tuberosity, pterygoid, and palatine region: anatomic and surgical considerations. *Implant Therapy: Clinical Approaches and Evidence of Success*, 2, 197-207.
134. Skalak, R. and Zhao, Y. (2000). Similarity of stress distribution in bone for various implant surface roughness heights of similar form. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(4), 225-230.
135. Brånemark, P. I., Svensson, B. and Van Steenberghe, D. (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4), 227-231.

136. Maló, P., Rangert, B. and Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5, 2-9.
137. Calandriello, R. and Tomatis, M. (2005). Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7, 1-12.
138. Ferreira, A. R., Bezerra, J. B., De Souza, S. W., Torres, E., Da Rocha, B. V. and Lenharo, A. (2004). O uso de implantes inclinados com carga imediata funcional na reabilitação da maxila completamente edêntula. *Innovations Journal*, 6, 33-38.
139. Hagi, D., Deporter, D. A., Pilliar, R. M. and Arenovich, T. (2004). A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of Periodontology*, 75(6), 798-804.
140. Wallace, S. S. and Froum, S. J. (2003). Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Annals of Periodontology*, 8(1), 328-343.
141. Regev, E., Smith, R. A., Perrott, D. H. and Pogrel, M. A. (1995). Maxillary sinus complications related to endosseous implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(4), 100-118.
142. Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P. and Barquins, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(4), 254-262.
143. Yang, T. C., Maeda, Y. and Gonda, T. (2011). Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 24(2), 130-132.
144. Anitua, E. and Orive, G. (2010). Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Journal of Periodontology*, 81(6), 819-826.
145. Misch, C. E. (2005). Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dentistry Today*, 24(8), 64-66.
146. Grant, B. T. N., Pancko, F. X. and Kraut, R. A. (2009). Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(4), 713-717.
147. Misch, C. E., Steigenga, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L. J. and Kazor, C. (2006). Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of Periodontology*, 77(8), 1340-1347.
148. das Neves, F. D., Fones, D., Bernardes, S. R., do Prado, C. J. and Neto, A. J. F. (2006). Short implants--an analysis of longitudinal studies. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 86-93.

149. Renouard, F. and Nisand, D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*, 17(S2), 35-51.
150. Romeo, E., Bivio, A., Mosca, D., Scanferla, M., Ghisolfi, M. and Storelli, S. (2010). The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Minerva Stomatologica*, 59(1-2), 23-31.
151. Deporter, D. A., Todescan, R., Watson, P. A., Pharoah, M., Levy, D. and Nardini, K. (1998). Use of the Endopore dental implant to restore single teeth in the maxilla: protocol and early results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2), 263-272.
152. Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J. and Ohlsson, Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81-100.
153. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. R. Ä. N. E. M. A. R. K. and Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387-416.
154. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. and Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j Oral Maxillofac Implants*, 1(1), 11-25.
155. Bahat, O. (1992). Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(4), 1-21.
156. Vrielinck, L., Politis, C., Schepers, S., Pauwels, M. and Naert, I. (2003). Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *International journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 32(1), 7-14.
157. Worthington, P. and Brånemark, P. I. (1992). *Advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region*. New York: Quintessence Pub Co.
158. Lee, S. P., Paik, K. S. and Kim, M. K. (2001). Anatomical study of the pyramidal process of the palatine bone in relation to implant placement in the posterior maxilla. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(2), 125-132.
159. Candel, E., Peñarrocha, D. and Peñarrocha, M. (2012). Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. *Journal of Oral Implantology*, 38(1), 461-466.
160. Balshi, T. J., Wolfinger, G. J. and Balshi, S. F. (1999). Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(3), 398-406.
161. Bahat, O. (2000). Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5), 646-653.

162. Peñarrocha, M., Carrillo, C., Boronat, A. and Peñarrocha, M. (2009). Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(4), 720-726.
163. Balshi, T. J., Lee, H. Y. and Hernandez, R. E. (1995). The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(1), 1-25.
164. Malo, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M. and Molina, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 142(3), 310-320.
165. Kulkarni, S., Thakur, S., Kamath, S. and Kumar, S. (2013). Use of Titanium Mesh in Lieu of a Fixation Screw to Stabilize an Autogenous Block Graft: A Case Report. *Journal of Oral Implantology*, 39(2), 193-197.
166. Zarb, G. A. and Schmitt, A. (1992). 'Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study'. *British Dental Journal*, 172(4), 135.
167. Gallucci, G. O., Doughtie, C. B., Hwang, J. W., Fiorellini, J. P. and Weber, H. P. (2009). Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research*, 20(6), 601-607.
168. Semper, W., Heberer, S. and Nelson, K. (2010). Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2), 385-393.
169. Misch, C. E. (1999). Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*, 8(1), 90.
170. Rosenstiel, L. and Land, M. F. (2006). Fujimoto. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 272-312.
171. Roberts, E. G., Breznak, N. and Mish, C. E. (1994). *Contemporary implant dentistry*. Mosby.
172. Greenstein, G. and Tarnow, D. (2006). The mental foramen and nerve: clinical and anatomical factors related to dental implant placement: a literature review. *Journal of Periodontology*, 77(12), 1933-1943.
173. Hofschneider, U., Tepper, G., Gahleitner, A. and Ulm, C. (1999). Assessment of the blood supply to the mental region for reduction of bleeding complications during implant surgery in the interforaminal region. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(3), 379-383.
174. Dubois, L., De Lange, J., Baas, E. and Van Ingen, J. (2010). Excessive bleeding in the floor of the mouth after endosseous implant placement: a report of two cases. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39(4), 412-415.

175. Annibali, S., Ripari, M., La Monaca, G., Tonoli, F. and Cristalli, M. P. (2009). Local accidents in dental implant surgery: prevention and treatment. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29(3), 325-331.
176. Kalpidis, C. D. and Setayesh, R. M. (2004). Hemorrhaging associated with endosseous implant placement in the anterior mandible: A review of the literature. *Journal of Periodontology*, 75(5), 631-645.
177. Goodacre, C. J., Kan, J. Y. and Rungcharassaeng, K. (1999). Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 537-552.
178. Park, S. H. and Wang, H. L. (2005). Implant reversible complications: classification and treatments. *Implant Dentistry*, 14(3), 211-220.
179. Isaacson, T. J. (2004). Sublingual hematoma formation during immediate placement of mandibular endosseous implants. *The Journal of the American Dental Association*, 135(2), 168-172.
180. Givol, N., Chaushu, G., Halamish-Shani, T. and Taicher, S. (2000). Emergency tracheostomy following life-threatening hemorrhage in the floor of the mouth during immediate implant placement in the mandibular canine region. *Journal of Periodontology*, 71(12), 1893-1895.
181. Tammissalo, T., Happonen, R. P. and Tammissalo, E. H. (1992). Stereographic assessment of mandibular canal in relation to the roots of impacted lower third molar using multiprojection narrow beam radiography. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 21(2), 85-89.
182. Dario, L. J. (2002). Implant placement above a bifurcated mandibular canal: a case report. *Implant Dentistry*, 11(3), 258-261.
183. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. and Kan, J. Y. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(2), 121-132.
184. Misch, K. and Wang, H. L. (2008). Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dentistry*, 17(2), 159-168.
185. Worthington, P. (2004). Injury to the inferior alveolar nerve during implant placement: a formula for protection of the patient and clinician. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(5), 731-734.
186. Worthington, P. (2004). Injury to the inferior alveolar nerve during implant placement: a formula for protection of the patient and clinician. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(5), 731-734.
187. Kraut, R. A. and Chahal, O. (2002). Management of patients with trigeminal nerve injuries after mandibular implant placement. *The Journal of the American Dental Association*, 133(10), 1351-1354.

188. Sussman, H. I. (1998). Tooth devitalization via implant placement: a case report. *Periodontal clinical investigations: official publication of the Northeastern Society of Periodontists*, 20(1), 22-24.
189. Sadig, W. and Almas, K. (2004). Risk factors and management of dehiscant wounds in implant dentistry. *Implant Dentistry*, 13(2), 140-147.
190. Khosla, S., Burr, D., Cauley, J., Dempster, D. W., Ebeling, P. R., Felsenberg, D., ... and McCauley, L. K. (2007). Bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw: report of a task force of the American Society for Bone and Mineral Research. *Journal of Bone and Mineral Research*, 22(10), 1479-1491.
191. Abu-Id, M. H., Warnke, P. H., Gottschalk, J., Springer, I., Wiltfang, J., Acil, Y., Russo, P.A.J. and Kreusch, T. (2008). "Bis-phossy jaws"—high and low risk factors for bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaw. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 36(2), 95-103.
192. Yarom, N., Yahalom, R., Shoshani, Y., Hamed, W., Regev, E. and Elad, S. (2007). Osteonecrosis of the jaw induced by orally administered bisphosphonates: incidence, clinical features, predisposing factors and treatment outcome. *Osteoporosis International*, 18(10), 1363-1370.
193. Wessel, J. H., Dodson, T. B. and Zavras, A. I. (2008). Zoledronate, smoking, and obesity are strong risk factors for osteonecrosis of the jaw: a case-control study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(4), 625-631.
194. Marx, R. E., Cillo Jr, J. E. and Ulloa, J. J. (2007). Oral bisphosphonate-induced osteonecrosis: risk factors, prediction of risk using serum CTX testing, prevention, and treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(12), 2397-2410.
195. Kalra, S. and Jain, V. (2013). Dental complications and management of patients on bisphosphonate therapy: A review article. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 3(1), 25-30.
196. Bell, B. M. and Bell, R. E. (2008). Oral bisphosphonates and dental implants: a retrospective study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(5), 1022-1024.
197. Fugazzotto, P. A., Lightfoot, W. S., Jaffin, R. and Kumar, A. (2007). Implant placement with or without simultaneous tooth extraction in patients taking oral bisphosphonates: postoperative healing, early follow-up, and the incidence of complications in two private practices. *Journal of Periodontology*, 78(9), 1664-1669.
198. Wang, H. L., Weber, D. and McCauley, L. K. (2007). Effect of long-term oral bisphosphonates on implant wound healing: literature review and a case report. *Journal of Periodontology*, 78(3), 584-594.
199. Ruggiero, S. L., Dodson, T. B., Assael, L. A., Landesberg, R., Marx, R. E. and Mehrotra, B. (2009). American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons position paper on bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws—2009 update. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(5), 2-12.

200. Montefusco, V., Gay, F., Spina, F., Miceli, R., Maniezzo, M., Teresa Ambrosini, M., Farina, L., Piva, S. Palumbo, A. Boccadoro, M. and Corradini, P. (2008). Antibiotic prophylaxis before dental procedures may reduce the incidence of osteonecrosis of the jaw in patients with multiple myeloma treated with bisphosphonates. *Leukemia & lymphoma*, 49(11), 2156-2162.
201. Bedogni, A., Bettini, G., Totola, A., Saia, G. and Nocini, P. F. (2010). Oral Bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw after implant surgery: A case report and literature review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(7), 1662-1666.
202. Geng, J. P., Tan, K. B. and Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
203. Tanne, K., Sakuda, M. and Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6), 499-505.
204. Gallagher, R. H. (1975). *Finite element analysis: fundamentals*. Englewood Cliffs, NJ : Prentice-Hall.
205. Yettram, A. L., Wright, K. W. J. and Pickard, H. M. (1976). Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *Journal of Dental Research*, 55(6), 1004-1011.
206. Konda, P. and Tarannum, S. A. (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, 16(11), 1-8.
207. Aluri, V. S., Alam, J. and Rencis, J. (2007). AC 2007-1707: Multimedia aided prototype e-learning (MAPEL) modules for teaching the fundamentals of the finite element method. *American Society for Engineering Education*, 12, 1-16.
208. Altenbach, J. (1979). Segerlind, LJ, Applied Finite Element Analysis. New York-London-Sydney-Toronto, John Wiley & Sons 1976. XIII, 422 S.,£ 12.60. *ZAMM-Journal of Applied Mathematics and Mechanics/Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik*, 59(10), 583-583.
209. Szabă, B., Szabo, B. A. and Babuâška, I. (1991). *Finite element analysis*. New Jersey: John Wiley & Sons.
210. Winter, W., Klein, D. and Karl, M. (2013). Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 23-29.
211. Chen, H. S. (1978). The influence of structural relaxation on the density and Young's modulus of metallic glasses. *Journal of Applied Physics*, 49(6), 3289-3291.
212. Frome, E. L. and Checkoway, H. (1985). Use of Poisson regression models in estimating incidence rates and ratios. *American Journal of Epidemiology*, 121(2), 309-323.

213. Duncan, J. M. and Chang, C. Y. (1970). Nonlinear analysis of stress and strain in soils. *Journal of Soil Mechanics & Foundations Div*, 96, 1629-1653
214. John, K. (1937). U.S. Patent No. 2,087,600. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
215. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. and 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), 82-90.
216. Drescher, D., Bourauel, C. and Schumacher, H. A. (1989). Frictional forces between bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(5), 397-404.
- 217.
218. Siegele, D. and Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4), 100-113.
219. Himmlova, L., Dostálová, T. J., Kácvorský, A. and Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-25.
220. Mailath, G., Stoiber, B., Watzek, G. and Matejka, M. (1989). Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Zeitschrift fur Stomatologie* (1984), 86(4), 207-216.
221. Bacchi, A., Consani, R. L., Mesquita, M. F. and dos Santos, M. B. (2012). Influence of different mucosal resiliency and denture reline on stress distribution in peri-implant bone tissue during osseointegration. A three-dimensional finite element analysis. *Gerodontology*, 29(2), 833-837.
222. HARALDSON, T., JEMT, T., STÅLBLAD, P. Å. and Lekholm, U. L. F. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *European Journal of Oral Sciences*, 96(3), 235-242.
223. Ding, X., Zhu, X. H., Liao, S. H., Zhang, X. H. and Chen, H. (2009). Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(5), 393-402.
224. Clelland, N. L., Ismail, Y. H., Zaki, H. S. and Pipko, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4), 79-97.
225. Lozada, J. L., Abbate, M. F., Pizzarello, F. A. and James, R. A. (1994). Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *The Journal of Oral Implantology*, 20(4), 315-321.

226. MEIJER, H. A., Starmans, F. J. M., Steen, W. H. A. and Bosman, F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(11), 757-763.
227. Meijer, H. J. A., Kuiper, J. H., Starmans, F. J. M. and Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(1), 96-102.
228. Rieger, M. R., Mayberry, M. and Brose, M. O. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6), 671-676.
229. Eraslan, O. and İnan, Ö. (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clinical Oral Investigations*, 14(4), 411-416.
230. Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han, J. H., Heo, S. J., Chung, J. P., Rhyu, I. C., Choi, Y.C., Baik, H.K., Ku, Y. and Kim, M. H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 565-574.
231. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C. and Felton, D. A. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*, 25(6), 485-491.
232. Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M. and 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), 234-240.
233. Holberg, C., Winterhalder, P., Rudzki-Janson, I. and Wichelhaus, A. (2013). Finite element analysis of mono-and bicortical mini-implant stability. *European Journal of Orthodontics*, 36(5), 550-556.
234. Qian, L., Todo, M., Matsushita, Y. and Koyano, K. (2009). Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5), 877-886.
235. Guan, H., Van Staden, R., Loo, Y. C., Johnson, N., Ivanovski, S. and Meredith, N. (2009). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5), 866-876.
236. Guan, H., Van Staden, R., Loo, Y. C., Johnson, N., Ivanovski, S. and Meredith, N. (2009). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: A finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5).
237. Xia, H., Wang, M., Ma, L., Zhou, Y., Li, Z. and Wang, Y. (2013). The effect of platform switching on stress in peri-implant bone in a condition of marginal bone

- resorption: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(3), 122-127.
238. Henry, P. J., Tan, A. E., Leavy, J., Johansson, C. B. and Albrektsson, T. (1997). Tissue regeneration in bony defects adjacent to immediately loaded titanium implants placed into extraction sockets: a study in dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(6), 116-138.
 239. Jaffin, R. A., Kumar, A. and Berman, C. L. (2000). Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. *Journal of Periodontology*, 71(5), 833-838.
 240. Matsushita, Y., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H. and Suetsugu, T. (1990). Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *The Journal of Oral Implantology*, 16(1), 6-11.
 241. English, C., Bahat, O., Langer, B. and Sheets, C. G. (2000). What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants?. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(2), 293-296.
 242. Nelson, S. J. (2014). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
 243. Misch, C. E., Hoar, J., Beck, G., Hazen, R. and Misch, C. M. (1998). A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dentistry*, 7(1), 35-42.
 244. Hatano, N., Shimizu, Y. and Ooya, K. (2004). A clinical long-term radiographic evaluation of graft height changes after maxillary sinus floor augmentation with a 2: 1 autogenous bone/xenograft mixture and simultaneous placement of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(3), 339-345.
 245. Barone, A., Aldini, N. N., Fini, M., Giardino, R., Calvo Guirado, J. L. and Covani, U. (2008). Xenograft versus extraction alone for ridge preservation after tooth removal: a clinical and histomorphometric study. *Journal of Periodontology*, 79(8), 1370-1377.
 246. Rodriguez, A., Anastassov, G. E., Lee, H., Buchbinder, D. and Wettan, H. (2003). Maxillary sinus augmentation with deproteinated bovine bone and platelet rich plasma with simultaneous insertion of endosseous implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(2), 157-163.
 247. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C. and Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(1), 18-22.
 248. Meijer, H. J. A., Starman, F. J. M., Bosman, F. and Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147-157.

249. Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Bosman, F. and Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147-157.
250. Fanuscu, M. I., Vu, H. V. and Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.
251. Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W. and Watzek, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Research*, 13(6), 657-665.
252. Kawasaki, T., Takayama, Y., Yamada, T. and Notani, K. (2001). Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge—three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(10), 950-957.
253. Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G. and Naert, I. (2002). Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: A finite element study. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 327-333.
254. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. and 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), 357-368.
255. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. and Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.
256. Glantz, P. O. J. and Nilner, K. (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000*, 17(1), 119-124.
257. Brunski, J. B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 10(3), 153-201.
258. Van Staden, R. C., Guan, H. and Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical Engineering*, 9(4), 257-270.
259. Borchers, L. and Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155-159.
260. Stanford, C. M. and Brand, R. A. (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 553-561.
261. Frost, H. M. (1983). A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (175), 286-292.

262. Frost, H. M. (1992). Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and Mineral*, 19(3), 257-271.
263. Frost, H. M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 74(1), 3-15.
264. Fanuscu, M. I., Iida, K., Caputo, A. A. and Nishimura, R. D. (2003). Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 667-674.
265. Schuller-Götzburg, P., Forte, T., Pomwenger, W., Petutschnigg, A., Watzinger, F. and Entacher, K. (2018). Three-dimensional finite element analysis of maxillary sinus floor augmentation with optimal positioning of a bone graft block. *Symmetry*, 10(2), 33.
266. Schuller-Götzburg, P., Forte, T., Pomwenger, W., Petutschnigg, A., Watzinger, F. and Entacher, K. (2018). Three-dimensional finite element analysis of maxillary sinus floor augmentation with optimal positioning of a bone graft block. *Symmetry*, 10(2), 33.
267. Peleg, M., Garg, A. K., Misch, C. M. and Mazor, Z. (2004). Maxillary sinus and ridge augmentations using a surface-derived autogenous bone graft. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 62(12), 1535-1544.
268. Slotte, C., Grinningsaeter, A., Halmiy, A. M., Öhrnell, L. O., Stroh, G., Isaksson, S., Johansson, L.A., Mordenfeld, A., Eklund, J. and Embring, J. (2012). Four-millimeter implants supporting fixed partial dental prostheses in the severely resorbed posterior mandible: two-year results. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, 46-58.
269. Felice, P., Checchi, V., Pistilli, R., Scarano, A., Pellegrino, G. and Esposito, M. (2009). Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2(4), 267-81.
270. Belser, U. C., Grütter, L., Vailati, F., Bornstein, M. M., Weber, H. P. and Buser, D. (2009). Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2-to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *Journal of Periodontology*, 80(1), 140-151.
271. Schmitt, C. M., Doering, H., Schmidt, T., Lutz, R., Neukam, F. W. and Schlegel, K. A. (2013). Histological results after maxillary sinus augmentation with Straumann® BoneCeramic, Bio-Oss®, Puros®, and autologous bone. A randomized controlled clinical trial. *Clinical oral Implants Research*, 24(5), 576-585.
272. Falah, M., Sohn, D. S. and Srouji, S. (2016). Graftless sinus augmentation with simultaneous dental implant placement: clinical results and biological perspectives. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(9), 1147-1153.
273. Perelli, M., Abundo, R., Corrente, G. and Saccone, C. (2012). Short (5 and 7 mm long) porous implants in the posterior atrophic maxilla: a 5-year report of a

- prospective single-cohort study. *European Journal of Oral Implantology*, 5(3), 265-272.
274. Reich, W., Schweyen, R., Heinzelmann, C., Hey, J., Al-Nawas, B. and Eckert, A. W. (2017). Novel expandable short dental implants in situations with reduced vertical bone height—technical note and first results. *International Journal of Implant Dentistry*, 3(1), 46.
 275. Annibali, S., Cristalli, M. P., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G. and Pilloni, A. (2012). Short dental implants: a systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(1), 25-32.
 276. Maló, P., Rangert, B. and Nobre, M. (2003). “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5, 2-9.
 277. Calandriello, R. and Tomatis, M. (2005). Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7, 1-12.
 278. Babbush, C. A., Kutsko, G. T. and Brokloff, J. (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*, 37(4), 431-445.
 279. Tesk, J. A. and Widera, O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 7(3), 251-261.
 280. Damlar, İ., Özyılmaz, E., Altan, A. and Özyılmaz, E. (2014). Üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemiyle iki ticari implant sisteminin gerilme dağılımlarının incelenmesi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 175-180.
 281. Ramoglu, S., Tasar, S., Gunsoy, S., Ozan, O. and Meric, G. (2012). Tooth-implant connection: A review. *ISRN Biomaterials*, 2013, 1-7

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Sadıkhov Musa
 Uyruğu : Azeri
 Doğum tarihi ve yeri : 25.08.1989, Azerbaycan
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0531 988 44 52
 E, posta : dr.musa.sadikhov@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora/Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD	Devam ediyor
Yüksek Lisans	Azerbaycan Devlet Tıp Üni. (Stomatoloji)	2012
Lisans		
Lise	Lenkaran 7 sayılı ortaokul	2006

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
.....		

Yabancı Dil

Türkçe
 Rusça
 Fransızca
 İngilizce

Hobiler

.....



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

