



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ÇOK PARÇALI LE FORT I OSTEOTOMİLERİ
İLE OLUŞTURULAN KEMİK
SEGMENTLERİNDE VE TİTANYUM
FİKSASYON SİSTEMLERİNDE ÇİĞNEME
KUVVETLERİ ALTINDA MEYDANA GELEN
STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DENİZ BAYRAMOĞLU SÜRMEİİOĞLU

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN

KOCAELİ - 2016



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ÇOK PARÇALI LE FORT I OSTEOTOMİLERİ
İLE OLUŞTURULAN KEMİK
SEGMENTLERİNDE VE TİTANYUM
FİKSASYON SİSTEMLERİNDE ÇİĞNEME
KUVVETLERİ ALTINDA MEYDANA GELEN
STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DENİZ BAYRAMOĞLU SÜRMELİOĞLU

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN

KOCAELİ - 2016

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı

.....
(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt. Deniz BAYRAMOĞLU SÜRMEİİOĞLU'nun hazırladığı "Çok Parçalı Le Fort I Osteotomileri ile Oluşturulan Kemik Segmentlerinde ve Titanyum Fiksasyon Sistemlerinde Çiğneme Kuvvetleri Altında Meydana Gelen Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi" başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN

Prof. Dr. Gökçe MERAL

Yrd. Doç. Dr. M. Fatih COŞKUNSES

Yrd. Doç. Dr. Emre TOSUN

Doç. Dr. Alpaslan KUŞ

Tarih: .../.../201...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasını KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığı, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakları kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazılması aşamasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:/...../2016

Deniz BAYRAMOĞLU SÜRMELOĞLU

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimiyle bana her türlü konuda yol gösteren değerli hocam Sayın Doç. Dr. Mutan Hamdi ARAS'a;

Tez çalışmamda her türlü desteğini ve hoşgörüsünü esirgemeyen değerli tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN'a;

Desteğini esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Ülkem CİLASUN'a;

Tezimin sonlu eleman analizinin yapılmasında bana akademik ve bilimsel destek sağlayan Sayın Yrd. Doç. Dr. İbrahim MUTLU' ya,

Hayatım boyunca bana her zaman destek olan aileme ve desteğini her zaman hissettiğim değerli eşim Op. Dr. Ali SÜRMEİİOĞLU'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ	viii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	4
4.1. Maksillanın Anatomisi	5
4.2. Maksillanın Kanlanması	9
4.3. Maksiller Yetersizlikler ve Etyolojileri	11
4.3.1. Maksiller Sagittal Yön Yetersizliği (Sınıf III Malokluzyonlar)	11
4.3.1.1. Sınıf III Malokluzyon Tipleri	12
4.3.1.2. Sınıf III Malokluzyonların Etyolojisi	12
4.3.2. Maksillanın Transvers Yön Yetersizliği	13
4.4. Maksiller Osteotomilerin Tarihçesi	15
4.5. Le Fort I Osteotomi Teknikleri	17
4.5.1. Klasik Le Fort I Osteotomisi	17
4.5.2. Maksiller Segmentasyon	21
4.6. Le Fort I Osteotomileri Sonrası Plak ve Vidalarla Fiksasyon	25
4.7. Sonlu Elemanlar Analizi	25
4.7.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulama Aşamaları	26
4.7.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantajları	27
4.7.3. Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları	28

4.7.4.	Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Terimler	28
5.	GEREÇ ve YÖNTEM	32
5.1.	Modelleme	32
5.2.	Materyal Özellikleri	39
5.3.	Plak ve Vida Konfigurasyonları	39
5.4.	Kuvvet Yükleme ve Kontak Durumları	41
5.5.	Stres Analizleri	43
5.6.	Modellerin Sabitlendiği Destek Noktaları	43
6.	BULGULAR	44
6.1.	Ön Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Maksimum Principal Stresler	44
6.2.	Arka Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Maksimum Principal Stresler	49
6.3.	Ön Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Minimum Principal Stresler	55
6.4.	Arka Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Minimum Principal Stresler	60
6.5.	Ön Isırma Kuvvetlerinde Titanyum Plak ve Vida Sistemlerinde Meydana Gelen Von Misses Stresleri	66
6.6.	Arka Isırma Kuvvetlerinde Titanyum Plak ve Vida Sistemlerinde Meydana Gelen Von Misses Stresleri	68
6.7.	Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Total Deformasyon	71
6.8.	Pmax, Pmin, VM ve Total Deformasyon Analiz Tabloları	73
6.9.	Pmax, Pmin, VM ve Total Deformasyon Analiz Grafikleri	75
7.	TARTIŞMA	78
8.	SONUÇLAR	91
9.	KAYNAKLAR	92
10.	ÖZGEÇMİŞ	108

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ**Kısaltmalar**

Ark:	Arkadaşları
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine
Diğ:	Diğerleri
IMF:	Intermaksiller Fiksasyon
Max:	Maksimum
Min:	Minimum
MRG:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
RPE:	Rapid Palatal Ekspansiyon
SEA:	Sonlu Eleman Analizi
SARME:	Surgically Asisted Rapid Maxillary Expansion

Simgeler

a:	İvme
A:	Alan
AG:	Sağ Antegonion
d:	Gerilme Stresi
E:	Elastisite Modülü – Young’s Modülü
F:	Kuvvet
GA:	Sol Antegonionu
GPa:	Gigapaskal
JL:	Sol Jugale
JR:	Sağ Jugale

kgf:	Kilogram Force
m:	Kütle
m:	Metre
mm:	Milimetre
MPa:	Megapaskal
N:	Newton
OL:	Sol Orbitale
OR:	Sağ Orbitale
Pa:	Pascal
Pmax:	Maksimum Principal Stres
Pmin:	Minimum Principal Stres
Ti:	Titanyum
VM:	Von Misses
σ:	Sıkışma Stresi
τ:	Makaslama Stresi
ν:	Poisson Oranı
σ:	Stres
ϵ:	Strein
%:	Yüzde
3D:	Üç Boyutlu

Formüller

Ti6Al4V Titanyum Alaşım

ÖZET

Çok Parçalı Le Fort I Osteotomileri ile Oluşturulan Kemik Segmentlerinde ve Titanyum Fiksasyon Sistemlerinde Çiğneme Kuvvetleri Altında Meydana Gelen Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analizi İle İncelenmesi

Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analiz (SEA) yöntemi kullanılarak 1, 2, 3, 4 parçalı segmental Le Fort I osteotomileri sonrası çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle kemik segmentlerde ve titanyum fiksasyon sistemlerinde meydana gelen stres birikimleri ölçülerek, bunlara bağlı kemik segmentlerin ve fiksasyon sistemlerinin instabilite durumlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Maksiller gelişim geriliği bulunan bir hastanın DICOM dataları alınarak maksiller kemiğin 3 boyutlu modellemesi MIMICS programıyla yapıldı. Kontrol modeli olarak daha önce SARPE operasyonu ile 5 mm maksiller genişletme yapılmış modelde geleneksel Le Fort I osteotomisiyle maksilla 5 mm ileri alındı. Deney grubuna 2, 3 ve 4 parçalı Le Fort I teknikleri uygulanarak maksillaya 5 mm genişletme ve 5 mm ilerletme yapıp zigomatikomaksiller desteklerden ve apertura piriformis bölgesinden 2 adet 1,7 mm standart 5 delikli L plaklar ve kanin-1. premolar dişlerin vestibülünden 4 delikli düz plaklar, 1,6 mm çapında ve 5 mm uzunluğunda titanyum vidalar ile SolidWorks programında sabitlendi. Molar bölgesinden 250 N ve kesici dişler bölgesinden 125 N olarak uygulanan modellerin ANSYS programı ile SEA analizleri yapıldı. Pmax değeri kortikal kemikte ön kuvvetlerde model 3'teki düz plağın 2. ve 4. vida bölgesinde, kanselöz kemikte 4. modeldeki düz plağın 4. vida bölgesinde; Von Mises değeri ön kuvvetlerde model 3'te düz plağın 2. vida bölgesinde, Pmin değeri kortikal kemikte ön kuvvetlerde model 3'deki düz plağın 4. Vida bölgesinde, kanselöz kemikte ön kuvvetlerde model 4'teki düz plağın 4. vida bölgesinde, total deformasyon miktarı ön kuvvetlerde model 3 ve 4'te maksiller alt ön segmentte ölçülmüştür. Model 3 ve 4'te, model 1 ve 2 'ye göre yüksek stres biriktiği, model 1 ve 2'nin daha stabil olduğu, plaklardaki en yüksek stresin büküm yerlerinde olduğu, düz plakların 4 delikli standart plak yerine güçlendirilmiş modifiye plaklar olması gerektiği, daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç olduğu görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Segmental Le Fort I osteotomisi, Sonlu eleman analizi, Maksiller ilerletme, Maksiller ekspansiyon

SUMMARY

Three Dimensional Finite Element Analysis of The Stress Distribution Under The Force of Mastication Over the Bone Segments and The Titanium Fixation Systems Formed by The Multiple Piece Le Fort I Osteotomy

Three Dimensional Finite Element Analysis (FEA) of the bone segments and the titanium fixation systems formed by 1, 2, 3, 4 piece segmental Le Fort I osteotomies for a comparative study of the instabilities, based on the measurements of the accumulation of stress on these bone segments and fixation systems due to the force of mastication. DICOM data from a patient with retarded maxillary development has been taken and the MIMICS software has been used for 3 dimensional modelling of the maxillary bone. As the control model, the maxilla was advanced by 5 mm on a model with previous 5 mm maxillary widening through the SARPE operation. 2, 3 and 4 piece Le Fort I technique was applied to the experiential group for 5 mm maxillary expansion and 5 mm maxillary advancement, and titanium screws 1,6 mm in radius and 5mm in length were used to fix two 1,7 mm standard 5 hole L plates from the zygomaticomaxillary buttress and the pyriform aperture area and 4 hole flat plates from the vestibulum of the Canine-1. Premolar teeth in the SolifWorks software. ANSYS software was used for FEA analyses of models applied as 250 N from the molar area and 125 N from the incisor area. The following has been measured: Pmax value on the 2nd and 4th screw area of the flat plane in model 3 for frontal forces on cortical bone, the 4th screw area of the flat plate in model 4 for the cancellous bone, Von Mises value for frontal forces in model 3 on the 2nd screw area of the flat plate. Pmin value on the 4th screw area of the flat plate in model 3 for frontal forces on the cortical bone and 4th screw area of the flat plate in model plate for cancellous bone. Total deformation amount on the lower frontal maxillary area in model 3 and 4 for frontal forces. It has been observed that more stress develops in models 3 and 4 compared to the models 1 and 2, that the highest stress on the plates occurs on the bending points, that the flat plates should be modified reinforced plates instead of the 4 hole standard plates and that more clinical studies are needed.

Key Words: Segmental Le Fort I osteotomy, Finite element analysis, Maxillary advancement, Maxillary expansion

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Le Fort I osteotomileri sonrası çiğneme kuvvetlerinin etkisi ile kemik segmentlerde ve titanyum fiksasyon sistemlerinde stres birikimleri ve buna bağlı relaps, kemik segmentlerinin yerinden oynaması, fiksasyon sistemlerinde gevşemeler veya kırılmalar meydana gelebilmektedir. Bu çalışmada üç boyutlu sonlu eleman analizi (SEA) yöntemi kullanılarak kemik ve plak sistemlerindeki stres dağılımının incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın amacı, konvansiyonel yöntem ile 2, 3 ve 4 parçalı segmental Le Fort I osteotomileri uygulanarak tek operasyonda 5 mm maksiller genişletme ve 5 mm maksiller ilerletme yapılmış modellerde (deney grupları) kemik ve fiksasyon sistemleri üzerindeki stres dağılımlarını karşılaştırmalı olarak incelemektir.

Le Fort I operasyonlarının başarısını etkileyen en önemli faktör kemik fragmanların ve plak vida sistemlerinin ameliyat sonrası stabilitesidir. Bu çalışma sonucunda elde edeceğimiz veriler hangi tekniğin daha stabil olduğu hakkında bize bilgi verecektir. Yapılan analizler sonucu en fazla stres birikiminin ve deformasyonun hangi bölgelerde olduğunu görüp operasyonlarımıza bu verilere göre şekillendirme imkanımız olacaktır. Kullanılan plak ve vida sistemlerinin türlerinin, delik sayılarının, kalınlıklarının ve fiksasyon yerlerinin ameliyat sonrası stabilite açısından ne kadar yeterli olduğu hakkında fikir sahibi olmamızı sağlayarak gerekli şekilde modifikasyon ve değişiklikler yaparak ameliyat sonrası stabilitenin iyileştirilmesine katkı sağlayabilecektir. Kullanılan plakların en fazla hangi bölgelerinde stres biriktiğini görerek olası plak deformasyonları ve kırılmalarının nerelerden olacağını öngörmemiz ve buna yönelik önlemler anlamız mümkün olacaktır.

4. GENEL BİLGİLER

Yüz güzelliğinin birinci parametresi simetridir ve bu, bireyin doğru genetik varlığının ifadesidir (1). İkinci parametresi biproziv sefalometrik profil olması (2), üçüncü modern parametresi ağzın yanlarında geniş siyah bukkal koridorlar ve üst dental arka gingivanın fazla görünümünün olmadığı bir gülümsemeye sahip olmaktır (3). Dördüncü önemli nokta ise malar kemik ile mandibulanın alt sınırının, submental bölgeden ve yanakta bir sarkıklık olmadan, iyi bir cilt gerginliği ve yanak konkavitesi ile sonuçlanan ilişkisidir (4).

Dentofasiyal deformitelerin tedavi edilmesindeki ana sebepler; iyi ve dengeli bir yüz estetiği, iyi bir okluzyon, etkili çığneme fonksiyonu, estetik gülüş, zigomatik ve mandibuler sınır arasındaki yüz iskeletinin estetiği, iyi bir cilt gerginliği ve genç görünümdür. Bu sebepler göz önünde bulundurularak maksillofasiyal cerrahide değişik ve yeni operasyon teknikleri geliştirilmiştir (5-8).

Bu tekniklerin birçoğu Le Fort I osteotomisinin varyasyonlarıdır ve maksillofasiyal cerrahlar, ortodontistler, diş hekimleri ve anestezi uzmanlarının ortak çalışmaları ile gerçekleştirilmektedir (9, 10).

Çenelerdeki kapanış bozuklukları; iskeletsel, dental ya da her ikisinin birlikte olması sonucu görülebilmektedir. Dental bozukluklarda tedavi seçeneği ortodonti iken, iskeletsel kapanış bozukluklarının olduğu durumlarda tedavi seçeneği, ortodontik tedavi ile birlikte cerrahi operasyonlar olabilmektedir ve Le Fort I osteotomisi bu amaçla en fazla yapılan cerrahi girişimdir (11).

Genetik, fonksiyonel veya çevresel faktörler sonucu kafa yüz kemiklerinde meydana gelen iskeletsel bir anomali, maksillanın büyümesini olumsuz yönde etkileyerek sagittal, vertikal ve transversal yönde malokluzyonlara neden olabilmektedir (12).

Transversal maksillomandibuler uyumsuzlukların tedavisi cerrahi olmayan yöntemler ve cerrahi hızlı maksiller genişletmeye ek olarak çeşitli segmental Le Fort I maksiller osteotomi teknikleri ile de yapılabilmektedir (13-15). Le Fort I tekniği ile transversal maksiller genişletmenin yapıldığı operasyonlarda, sagittal ve vertikal deformasyonların düzeltilebilmesi mümkündür (16).

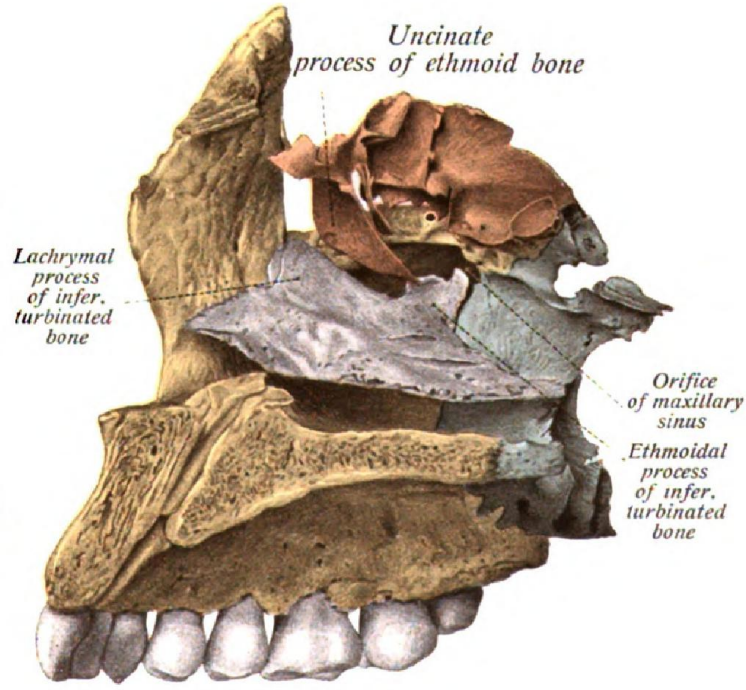
Le Fort I osteotomisinde, postoperatif stabilizasyon en önemli başarı kriteridir ve relaps ortognatik cerrahinin en önemli komplikasyonlarından biridir. Maksiller osteotomilerin stabilitesi anterior hareketin büyüklüğünden, maksillanın inferior hareketinin miktarından, down fraktürü yapılmış maksillanın hareket miktarından, yeni kurulan pozisyonun kemik temasının miktarından ve fiksasyon yönteminden etkilenir (17, 18). Kullanılan vida ve plaklarda kırıkların ve deformasyonların oluşması postoperatif dönemde yaşan ve başarısızlığa yol açan önemli bir komplikasyondur.

Günümüzde Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analizi (SEA) yöntemi ile aynı tip maksillada değişik operasyon tekniklerinin ve kullanılan vida-plak sistemlerinin sanal gerçeklik modellemesi ile kıyaslanabildiği çalışmalar mevcuttur (19-21).

Bu çalışmanın amacı konvansiyonel ve çok parçalı Le Fort I teknikleri ile opere edilmiş maksilla modellerinde kemik ve kullanılan plak-vida sistemlerinde ısırma kuvvetleri altında görülebilecek kuvvet birikimlerini “Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analizi ” yöntemi ile bilgisayar ortamında modelleyerek incelemek; görülebilecek olası postoperatif değişiklikleri ve riskleri birbirleri ile kıyaslayabilmektir.

4.1. Maksillanın Anatomisi

Maksilla mandibulanın ardından en büyük yüz kemiğidir. Tüm diğer yüz kemikleri ile bağlantısı vardır. Maksilla viscerocaniumun çift kemiklerindedir ve sağ-sol maksilla ortada sutura intermaksillaris ile birleşerek üst çenenin iskeletini oluştururlar. Maksilla ağız boşluğunun tavanını, nasal boşluğun yan duvarlarını ve tabanını, orbita tabanının da büyük kısmını yapar. Ağız boşluğu, orbita, nasal boşluk ve sinüs maksillaris olmak üzere dört boşluğun; pterygopalatin ve infratemporal fossalar olmak üzere iki çukurun yapısına katılır (22). 9 kemik ile temas halindedir: frontal, etmoid, nasal, lakrimal, vomer, zigomatik, palatin, konkaların alt sınırı ve mandibula.

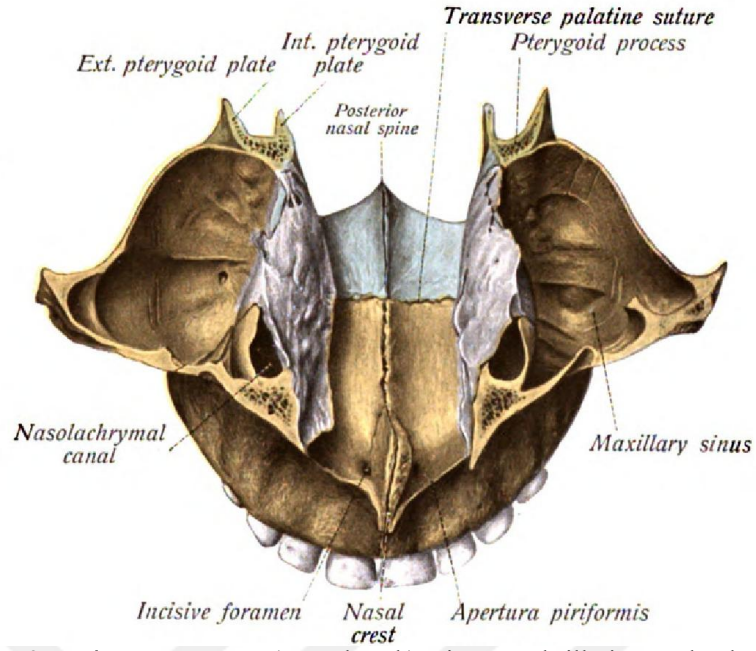


Resim 1. Sağ maksillanın içten görünüşü (23).

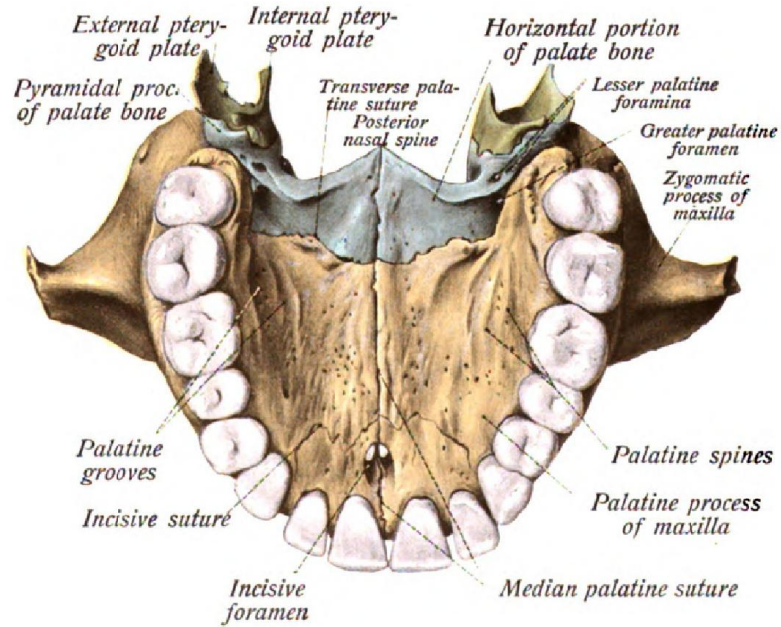
Maksillanın korpus maksilla adı verilen bir gövdesi vardır. Korpus maksillanın anterior, nazal, orbital ve infratemporal olmak üzere dört yüzü; frontal, zygomatik, alveolar ve palatin olmak üzere dört çıkıntısı vardır. Maksiller sinüsü içinde barındırır. Anterior yüzüne m. depressor septi, m. nasalis, m. levator labi superioris, m. levator anguli oris kasları tutunur. Tabanı burun boşluğuna bakan piramit şeklindedir (22).

Frontal proses gövdesinin anterior-superior kısmını oluşturur. Posterior-superior olarak nasal kemik ve lakrimal kemikler arasındadır. Zigomatik proses piramit biçimindedir ve üstte zigomatik kemik ile birleşim yapar.

Palatal proses nasal bölgenin alt kısmını oluşturur ve midpalatal sutur ile birleşir. Palatal prosesin posterior kısmı palatinal kemiğin horizontal laminası ile birleşir. Sert damağı maksiller kemiğin 2 palatin prosesi ve palatinal kemiğin 2 horizontal prosesi oluşturur. Üst 7 numaralı dişin 1 cm posteromedialinde foramen palatinum major yer alır. Canalis palatinum major ise palatin kemiğin perpendiküler laminasıyla pterigoid süreçler arasında oluşur. Palatin kemiğin piramidal prosesi medial ve lateral pterigoid laminalarıyla maksillayı birleştirir. Palatin kemik aracılığıyla oluşan pterigomaksiller bileşke superiorda pterigopalatin fossada son bulur (24, 25).



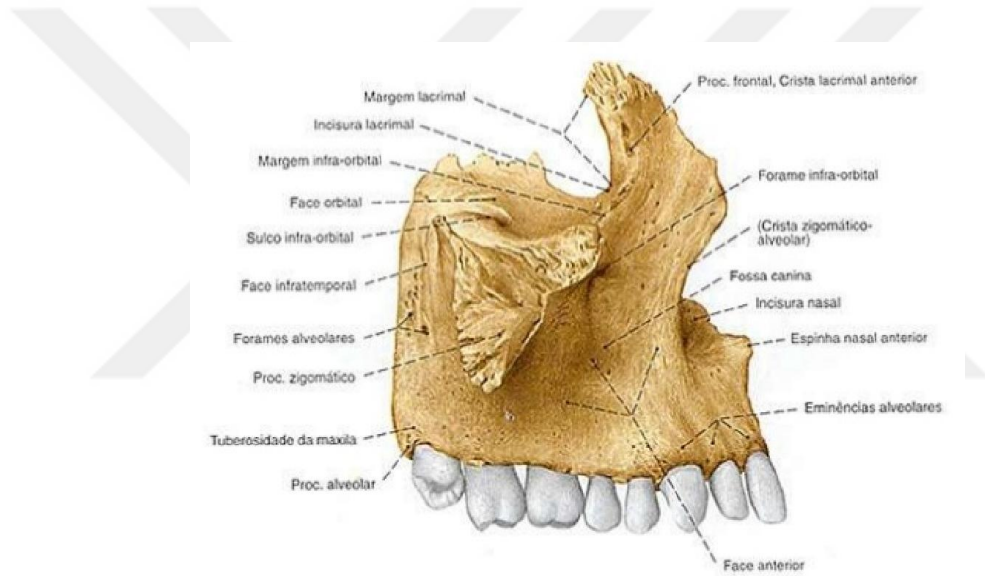
Resim 2. Palatum osseum (sert damak) sinüs maksillaris ve konka nasalis inferior'un burun tarafından görünüşü (23).



Resim 3. Palatum osseum'un (sert damak) ağız boşluğu tarafından görünüşü (23).

Alveolar proses ise alveolar arkı oluşturur. Üst arkın büyüme ve gelişimine katılan süturlar; median palatinal sütün, pterygomaksiller sütün, transvers palatin sütün ve pterygopalatin süturdur. Tüm süturlar esasen aynı yapıdadır ve ana elemanları; osteositik ve fibrositik hücreler, lifler ve kan damarlarıdır (26).

Ön-iç duvarında buluna incisura nasalis, diğer tarafındaki ve nasal kemiğin alt kenarıyla birleşerek apertura piriformisi oluşturur. Sağ ve sol maksiller kemiğin anterior alveolar parçaları apertura piriformisi çevreler ve ortada birleşerek anterior nasal spinayı oluşturur. Anterior kıkırdak nasal septum buradan maksillaya bağlanır. Maksillanın corpusu ve frontal çıkıntısı apertura piriformisin üst yan sınırını oluşturur (27).



Resim 4. Sağ maksilla'nın dıştan görünüşü (23).

Maksillanın nasal sırtı orta hatta septal kıkırdak ve vomer kemiği ile birleşir. Septal kıkırdak, spina nasalis anteriorun posteriorunda belirgin şekilde laterale doğru genişleyen merkezi bir oluğa yerleşir. Bu birleşim perikondral-periosteal devamlılık ve bağ dokusu ile güçlendirilmiştir ve esnektir. Maksilla ve premaksillanın birleşim hattında nazopalatin arterlerin ve sinirlerin çıktığı dört kanalın açıldığı insiziv fossa yer alır (22, 28).

Posterolateral yönde maksilla, 3. molar dişin arkasında tüber maksillarisini oluşturur. Tüber maksillarisin süperiorunda sinirler ve damarların çıkış yaptığı posterior superior alveolar foraminaller bulunur. Palatin kemiğin piramidal çıkıntılarıyla sfenoid

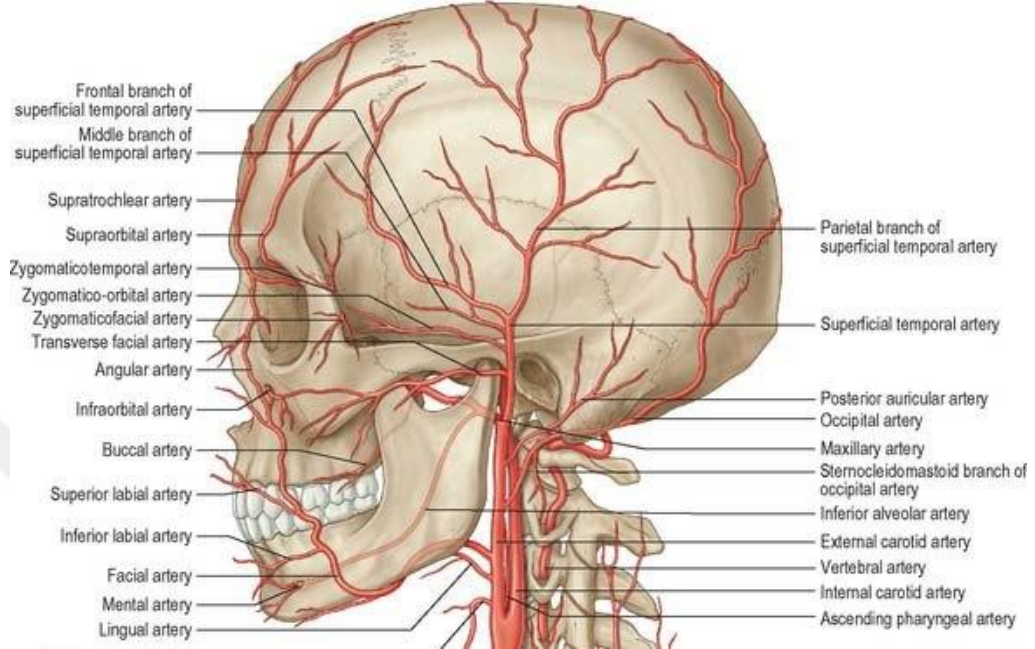
kemiğin pterigoid çıkıntıları maksilla ile birleşir. Maksilla ile sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntıları arasında oluşan üçgen biçimindeki aralığa pterigomaksiller fissür denir. Pterigomaksiller fissürün superior ucu fissura orbitalis inferior ile devam eder ve infratemporal fossayla pterigopalatin fossayı birbirine bağlar. Fissura orbitalis inferior ile pterigomaksiller fissürün birleştiği yerde orbitanın posteriorunda pterigopalatin fossa bulunur. Maksillanın ön duvarında, her iki tarafta, kanin fossalar hizasında superiora doğru, margo infra orbitalisten yaklaşık 5-8 mm aşağıda foramen infraorbitalisler bulunur. Foramen rotundum pterygopalatin fossanın arka duvarına açılır. Foramen rotundum içinden geçen maksiller sinir, maksiller arterin dalı olan infraorbital arter ile birlikte inferior orbital fissüre girer ve kanalis infraorbitalisten geçerek orbitaya ulaşırken infraorbital sinir adını alır. Canalis infraorbitalis bu foramene açılır ve içinde infraorbital sinir, arter ve ven seyrederek infraorbital deliklerden çıkar (22). Bu sebeple bu yapılara maksiller osteotomilerde dikkat edilmesi gerekir.

Sfenoidal kemiğin pterigoid çıkıntıları palatinal kemiğin perpendiküler laminası vasıtasıyla maksiller komplekse bağlıdır. Sfenoidal kemiğin gövdesi, sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntısı, palatinal kemiğin perpendicular laminası ve maksilla pterigopalatin fossayı oluşturur. Pterigopalatin fossa, inferior orbital fissür ile orbitaya, sphenopalatin foramen ile nasal boşluğa ve pterigomaksiller fissürle infratemporal fossaya açılır. Anterior yönde, n. infraorbitalis ve zigomatik sinirlerle infraorbital damarlar canalis infraorbitalis içinde seyrederken, inferior yönde inen palatin arter ve N. palatinum majus, foramen palatin majus içinde ilerlerler (27).

4.2. Maksillanın Kanlanması

Arteria maksillaris arteria karotis eksternanın içe doğru verdiği kalın ve önemli bir uç dalıdır. Bu dal arteria temporalis superficialisten daha kalındır. Çıktığı yerde arteria carotis externa ile yaklaşık 90 derecelik bir açı yapar ve parotis bezi ile örtülür (29). Arteria maksillaris collum mandibula ile ligamentum sphenomandibulare arasından geçerek fossa infratemporalise girer. Bundan sonra horizontale yakın fakat eğri bir şekilde yol izleyerek içe doğru sonra tekrar anterior-superior yönde ilerler. Önce m. pterygoideus lateralis ve m.temporalis arasından sonra da m.pterygoideus lateralisin dışından bazende iç tarafından dolaşarak fissura pterygomaksillaristen geçerek fossa

pterygopalatina içine girer. Burada yan dalını verdikten sonra foramen sphenopalatinadan arteria sphenopalatina adını alarak çıkar.



Resim 5. Arteria carotis eksterna'nın dallanışı (30).

Pars mandibularis, pars pterygoideus, pars pterygopalatina olmak üzere 3 parçada incelenir. Maksillayı besleyen dalı pars pterygopalatinadır. Pars pterygopalatinanın dalları a.alveolaris superior posterior, a.alveolaris superior medius, a.infraorbitalis, a.palatina major (a.palatina desenden), a.foramen rotundum, a.canalis pterygoideus, a.pharyngea, a.sphenopalatina'dır.

A. maxillaris pterygopalatin fossada a.alveolaris posterior superior dalını verir. Bu arter tüber maksillaya uzanır ve burada alveolar foraminalara girer. Üst molar, premolar dişleri ve maksiller sinüs mukozasını besler. Pterygopalatin fossanın medialinde bulunan sfenopalatin foramen içinden A.maxillarisin sfenopalatin dalı geçer. Sfenopalatin arterin bir dalı nazopalatin arter adı ile burun içerisinde anterior-inferiora doğru uzanır ve incisiv foramenden geçerek a. palatina major ile anastomoz yapar. A.maxillarisin a.palatina major dalı, pterygopalatin fossada ayrılarak canalis palatinum majorde ilerler. Kanal içinde verdiği bazı küçük dallar çıkan faringeal ve fasial arterin, çıkan palatin dalının oluşturduğu a.palatinum minör ile birleşir ve foramen palatinum majorden geçerek palatinaya ulaşır ve a.palatinum major adını alır (31, 32).

Le Fort I osteotomisi ile down fraktür yapılmış bir maksillanın yumuşak doku pedikülleri korunduğu müddetçe ana kan kaynakları fasial arterin çıkan faringeal anterior palatin dalıdır. Yapılan çalışmada Le Fort I osteotomisi sonrası maksillanın hareketlendirilmesinin dolaşım ve kemik iyileşmesini olumsuz etkilemeyeceğini göstermiştir (33, 34). Turvey ve Fonseca posterior maksiller anatomiye dikkat edildiği sürece operasyonun güvenli bir şekilde yapılabileceğini ortaya koymuştur (35). Literatürde maksiller arterin dalı olan desenden palatin arter, maksiller arterin posterior superior dalı, infraorbital arter, fasial arterin asenden palatin dalı ve eksternal karotid arterin dalı olan asenden faringeal arterin anterior palatin dalının maksillayı beslediği ortaya konulmuştur ve Le Fort I osteotomisi sırasında a.infraorbitalis, a.alveolaris superior posterior, a.palatinum major çoğu zaman kesilmesine rağmen beslenme için gerekli kanın kollateral kanlanma ile sağlandığı rapor edilmiştir (36).

Le Fort I osteotomisi sırasında en fazla kanama internal maksiller arterin dallarından özellikle de a.palatinum major ve a.sphenopalatinadan kaynaklanır (37).

4.3. Maksiller Yetersizlikler ve Etyolojileri

4.3.1. Maksiller Sagital Yön Yetersizliği (Sınıf III Malokluzyonlar)

Sınıf III ve Sınıf I malokluzyona sahip bireylerin kraniyofasiyal yapılarındaki morfolojik farklılıklar şunlardır:

- Co-A (Maksillanın efektif boyutu) Sınıf III bireylerde belirgin şekilde kısadır.
- Mandibular protrüzyon Sınıf III bireylerde Sınıf I bireylerinkinden daha fazladır.
- Ortalama ANB açısı Sınıf III bireylerde negatiftir.
- SNA açısı Sınıf III bireylerde oldukça düşük değerdedir, bu maksiller retrüzyonun göstergesidir.
- Co-Gn (Mandibulanın efektif boyutu) Sınıf III bireylerde 3-6 mm daha uzundur.
- S-Ba (Posterior kraniyal kaide) Sınıf III bireylerde daha uzundur.
- Gonyal açı Sınıf III bireylerde daha geniştir.
- Sınıf III bireylerde maksiller kesiciler protrüzyondur.
- Sınıf III bireylerde mandibular kesiciler retrüzyondur.

- Alt yüz yüksekliği Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde daha fazla bulunmuştur (38, 39).

4.3.1.1. Sınıf III Maloklüzyon Tipleri

Sınıf III maloklüzyonun çeşitli komponentleri vardır.

- Mandibulanın normal, maksillanın retrüviz konumlandığı durumlar.
- Maksillanın normal, mandibulanın protrüviz konumlandığı durumlar.
- Mandibulanın protrüviz, maksillanın retrüviz konumlandığı durumlar.
- Maksillanın ve mandibulanın normal konumlarında olduğu fakat üst keserler dikleştiği, alt keserlerin labiale eğimli olduğu, dişsel (pseudo) Sınıf III durumlar (38-40).

4.3.1.2. Sınıf III Maloklüzyonların Etiyolojisi

Kalıtım:

Ailede bir çocukta Sınıf III maloklüzyon görüldüğünde diğer kardeşlerinde de görülme ihtimali normalden 4 kat daha fazladır (41).

Yapılan sefalometrik çalışmada Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerin anne ve babalarının mezial kapanışa ve konkav profile sahip oldukları bulunmuştur (42).

Maksiller yetersizlik - retrüzyona bağlı Sınıf III vakalarında etiyojiden ziyade kalıtımın sorumlu olduğu düşünülmektedir (43).

Mandibula ve maksillanın normal olduğu ancak üst keserlerin dikleştiği alt keserlerin labiale eğimli olduğu pseudo ya da dental Sınıf III maloklüzyonda ise iskeletsel problem çoğunlukla yoktur ve mandibulanın pozisyonel değişikliği görülür (44). Pseudo Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerin %72 sinde ailesel hikayenin olmadığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (45).

Çevresel Faktörler:

- Septum deviasyonu, hipertrofik adenoid, tonsiller gibi solunum yolunu engelleyerek ağız solunumuna yol açan sebepler maksiller gelişim geriliğine ve orofarengeal hava geçişini sağlamak için dilin önde konumlanmasına bağlı

mandibulanın saat yönünde rotasyona uğramasına neden olur (46, 47), Sınıf III vakalarda dil de alçak konumda yer almaktadır (48),

- Dudak damak yarıkları,
- Akromegali (ön hipofiz tümörü – Büyüme hormonunun fazla salgılanması)
- Dentofasial gelişimi engelleyen erken yaşta geçirilen travmalar,
- Prematür kontaklar,
- Taklitçilik (49),
- Yumuşak Dokular; üst dudak ve çevre kaslarının güçlü olması durumunda alveolar süreçler ve üst kesici dişler baskıya maruz kalarak üst çenenin anteroposterior gelişimini engellemektedir (50). Dilin büyük veya küçük olması (48).

4.3.2. Maksiller Transvers Yön Yetersizliği (Maksiller Darlık – Posterior Çapraz Kapanış)

Maksillanın dikey ve anteroposterior yön yetersizliklerinin tanısından farklı olarak transvers yön darlıklarının tanısı zordur. Literatürde çalışma model analizleri, okluzal denge ve radyografik ölçümlerinin değerlendirmesi ile teşhis konulabileceği bildirilmiştir.

Klinik değerlendirme maksilla ark formunu ve simetrisini, palatinal kubbenin şeklini, gülümseme esnasında oluşan bukkal koridorların varlığını, okluzyon ve solunum şeklini (ağız-burun) kapsar. Dar ve derin damak kubbesi, kum saati şekilli maksiller ark, çapraşıklıkla fazla olması, geniş bukkal koridorlar ve burun kanatlarının dar olması maksiller darlığın varlığını gösterir (51-54).

Jacobs ve ark. çapraz kapanış bir diştten daha fazlasını içeriyorsa iskeletsel olabileceğini söylemişlerdir (55). McNamara maksilla transmolar mesafenin 36-39 mm olması gerektiğini, 31 mm'den az olmasının maksiller darlığın varlığını gösterdiğini belirtmiştir (53). Transmolar mesafe kızlarda ortalama 36,2; erkeklerde 37,4 mm'dir (56). Bukkale devrilmiş molar dişler normal bir posterior okluzyon varmış görünümü vermekle birlikte maksiller darlığı maskeleymektedir. Bu hastalarda Wilson eğrisinin abartılı olduğu ve maksillanın dar olduğu görülmektedir (53).

“Howes Model Analizi” maksiller genişletme miktarının belirlenmesinde en fazla kullanılan model analizidir ve transversal yönde dişler ve dişlerin bulunduğu kemik kaide arası ilişkileri incelemektedir. Normal okluzyon gösteren bireylerde, apikal kemik kaidesinin genişliği premolarlar arası diş kavsi genişliğine eşit ya da büyük olmalıdır (57).

Stanley ve ark. maksiller molarların meziobukkal tüberkülleri arası genişliğin ve mandibular molarların median sulkusunun orta kısımları veya diş etine en yakın kısım arası mesafenin ölçüldüğü model analizini önermektedirler. Bu iki mesafe farkı erkeklerde +1,6 mm, kızlarda +1,2 mm olmalıdır (58).

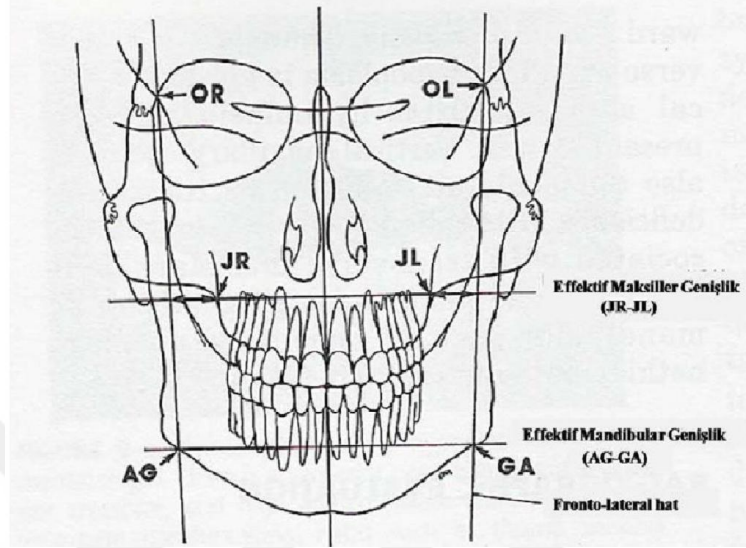
Maksiller transvers yetersizlik göreceli ve kesin olarak ikiye ayrılır (55). Sentrik okluzyonda molar dişlerin uygun fossa tuberkül ilişkisi göstermediği fakat modellerde sınıf I ilişkiye getirildiğinde ideal okluzyonun sağlanabildiği durum görecelidir. Modellerde dişler sınıf I ilişkiye getirildiği durumda hala transvers sapma düzelmiyorsa bu kesin transvers yetersizliktir (59).

Radyografik değerlendirmesinde posteroanterior ve okluzal radyografilerden yararlanılmaktadır. Posteroanterior radyografiler örtülü kapanışın iskeletsel olup olmadığının, asimetrielerin, maksilla ve mandibula arasında transversal uyumsuzluk varlığının belirlenmesinde kullanılmaktadır (59-61). Maksiller okluzal grafilerin midpalatal sütür açılması ossifikasyonun değerlendirilmesinde temel olarak kullanıldığı fakat posterior bölge görüntülenmesinde ve kafa kaidelerinin süperpoze olması nedeniyle net görüntü veremediği belirtilmektedir (54, 62, 63).

Transvers analizlerin yapılmasında en fazla kullanılan sefalometrik değerlendirme yöntemi Ricketts Analizi'dir. Bu analiz ile dental ve alveolar arkların, iskeletsel kaidelerin genişliklerinin karşılaştırılmasında frontal analizleri kullanılarak belirlenen spesifik radyografik noktalar ve ölçümler ile çeneler arası transvers uyumsuzlukları incelenmektedir.

OR: Sağ orbitale; AG: Sağ antegonion; OL: Sol orbitale; GA: Sol antegonionu birleştiren frotolateral facial çizgilerdir. JR: Sağ jugale; JL: Sol jugale arasındaki mesafenin mm cinsinden ölçümüdür. Sağ ve sol için ayrı ayrı ölçüm yapılır ve ortalama değer $10 \pm 1,5$ mm ile karşılaştırılarak bir tarafın diğer tarafa göre yetmezlik ya da fazlalığı olup olmadığına bakılır. 10mm den büyük değerler toplamı transversal yetmezlik miktarını verir (64). AG-GA arasındaki mesafeden JR-JL arasındaki mesafe

çıkarılarak gerçek maksillomandibular fark bulunur (65). Bu fark yetişkin bireylerde 5 mm den fazla olursa cerrahi genişletme endikasyonu belirir (66).



Resim 6. Frontal Analiz (64).

Son yıllarda iki boyutlu görüntülemenin bilgi kaybına neden olması nedeniyle üç boyutlu görüntüleme teknikleri kullanılmaya başlanmıştır. Bunlar; Lazer tarama, yapılandırılmış ışık tekniği, stereofotogrametri, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), bilgisayarlı tomografi (BT) ve konik ışınli bilgisayarlı tomografidir (64).

4.4. Maksiller Osteotomilerin Tarihçesi

Ortognatik cerrahi yapılan ilk osteotomi; 1849 yılında Hullihen tarafından, günümüzde anterior subapikal osteotomi olarak adlandırılan operasyona çok benzeyen bir teknikle açık-kapanış ve mandibular prognatisi bulunan bir hastada gerçekleştirilerek hastanın maloklüzyonu düzeltilmeye çalışılmıştır (31).

Çeşitli orta yüz kırıkları için yaygın kullanılan değişik sınıflandırmalar bulunmasına rağmen, bu kırıkları tanımlamak için en çok kullanılan sınıflandırma, Fransız Dr Rene Le Fort tarafından 1901 yılında ortaya konulmuştur (67).

Le Fort I tekniği ile yapılan ilk maksiller osteotomi tekniği 1864 yılında Cheever tarafından rinofaringeal tümör rezeksiyonu amacıyla iki hastada gerçekleştirilmiştir (68, 69).

Dentofasiyal deformite onarımı için Le Fort I tekniği ilk defa 1921 yılında Hullihen in mandibular osteotomisinden 72 sene sonra, Hermann Wassmund tarafından intraoperatif mobilizasyon yapmadan gerçekleştirmiştir, maksillanın istenen pozisyona getirilmesi için daha sonra elastik kuvvetler ile ortopedik traksiyon yapılmıştır (70-72).

Auxhausen 1934 yılında Le Fort I mobilizasyonunu açık kapanış tedavisi için kullanmıştır (73). Converse 1952'de vakalarını vestibuler ve palatal elevasyon yaparak Le Fort I osteotomisi ile orta palatal osteotomiyi kombine ederek gerçekleştirdi (74).

1974'de Stoker ve 1975'de Epker dentofasiyal deformasyonları tedavi etmek amacıyla Le Fort I operasyonunu kullanarak, down fraktür tekniğini ile komple maksiller mobilizasyon gerçekleştirmiş ve umut verici sonuçlara ulaşmışlardır (75, 76).

Bazı Amerikalı maksillofasiyal cerrahların (Converse 1969) dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi ile ilgili yayınladığı ve cerrahlar ile ortodontistlerin işbirliğinin önemini vurguladığı çok sayıda teşvik edici rapor sonrasında dentofasiyal deformitelerin maksiller osteotomi ile düzeltilmesi diğer maksillofasiyal cerrahlar (Obwegeser, Wilmar, Bell) tarafından yaygın kabul görmüştür (77-79). Obwegeser 1969 yılında maksiller osteotomi yapmaya başlayarak büyük bir Le Fort I osteotomi serisi tanımlamıştır. Bu maksillofasiyal deformitelerin tedavisinde yeni bir çağ başlangıcı kabul edilir. 1960 yılından önce dentofasiyal deformiteler mandibular osteotomi ile tedavi edilirken bu gelişmeler sayesinde hastalar özel maksiller cerrahiler ile tedavi edilmeye başlanmış ve maksilla üç boyutlu düzlemde hareket ettirilebilir hale geliştir (80).

Le Fort I operasyonlarındaki en büyük sıkıntı operasyon esnasındaki kanama, revaskülarizasyon ve maksillanın iyileşmesi idi. Vasküler perfuzyon ve anomi ile ilgili çalışmalar, maksiller artere olan ilginin artması ile en önemli şeyin osteotomi yapılan bölgelere bağlı pediküllü palatinal ve maksillar yumuşak dokunun korunması olduğunu göstermiştir. Bu doku riskini minimuma indirmiştir ve iyi bir iyileşmeye olanak sağlamıştır (81).

Cerrahi tekniklerin gelişmesi ve anestezinin ilerlemesi bimaksiller cerrahi olarak adlandırılan çift çene cerrahisinin yapılabilmesine olanak vermiştir. İlk defa iki çeneye de segmental osteotomiyi 1969 senesinde Köle uygulamış olmasına rağmen ilk total iki çene operasyonun 1970 yılında Obwegeser gerçekleştirmiştir. Bu teknik ile özel dentofasiyal deformiteler tek operasyon ile düzeltilebilmiştir (80).

4.5. Le Fort I Osteotomi Teknikleri

4.5.1. Klasik Le Fort I Osteotomisi

Le Fort I cerrahisinin temel amacı maksillanın alt tarafı ile üst tarafını birbirinden ayırıp alt maksillayı olması gereken konumdan yeniden fikse etmektir. Le Fort operasyonları içerisinde en sık yapılanı ve tekniği en kolay olanıdır. Endikasyonları oldukça geniştir (31).

Yumuşak doku insizyonu yapıldıktan sonra nazofrontal alanda kemik içine bir pin yerleştirilerek eksternal referans noktaları belirlenir. Pin ile maksiller anterior dişlerin insizal kenarı arası vertikal ölçümüne göre maksillanın osteotomi sonrası vertikal ölçümü belirlenir. Maksillanın doğru konumlandırılması postoperatif yüz simetrisinin sağlanmasında temel oluşturduğu için birden fazla referans noktası belirlenmesi önerilir. Eksternal referanslar maksillaya konulandan çok daha güvenilirdir. Bu sebeple, bipupillar çizgi ile okluzal düzlemin paralelliği ve nasion, pogonion ve interinsizal noktaların hizalanması final fiksasyon yapılmadan önce mutlaka kontrol edilmelidir.

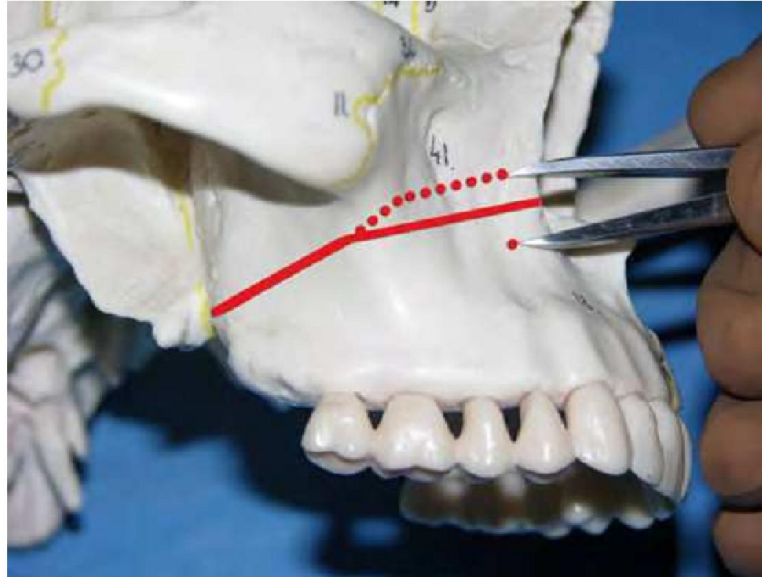
Yeniden pozisyon verme ve fiksasyon işlemleri sırasında mandibular kondillerin de glenoid fossada olmasına özen gösterilmelidir.

İnsizyondan önce 1/100000'lik epinefrin içeren %2'lik lidokain maksiller vestibuler sulkus boyunca infiltrasyon anestezişi şeklinde verilir. Bunun amacı operasyon esnasındaki kanamayı azaltmak ve anestezinin derinliğini arttırmaktır. Palatal yumuşak dokunun osteotomi sonrası önemli bir kanlanma kaynağı olması nedeniyle palatal bölgeye hiçbir enjeksiyon yapılmaz.

Yumuşak doku insizyonu çift taraflı olarak santral insizal dişlerin orta hattından 1. premolar dişlerin distaline kadar, mukoza, kaslar ve periostiumu da içine alacak şekilde yapılır. Dişlerin apikallerinin en az 5 mm üzerinden ve hareketli dişetinden geçecek biçimde yapılmalıdır. Bu şekilde dişlerin üzerindeki pediküllü bukkal doku sayesinde maksillanın operasyon sonra kanlanma kaynağı garanti altına alınır. Tünel şeklinde subperiosteal olarak ilerlenerek ptergomaksiller bağlantıya ulaşılır ve spina nazalis anteriora kadar maksillanın tüm lateral duvarı bir periost elevatörü yardımıyla subperiosteal olarak diseke edilir. Bu noktada infraorbital damar ağının belirlenip korunması maksillanın kanlanması açısından önem arzeder. Diseksiyon zigomatik

destek, zigomatikomaksiller sütur ve zigomanın anterioru görülecek biçimde genişletilir. Bu esnada bukkal yağ dokusu ortaya çıkabilir. Nemli bir spanç yardımı ile kapatıldıktan sonra bir retraksiyon yardımı ile yana doğru çekilip işleme devam edilir. Priform açıklık ortaya çıkartıldıktan sonra burun mukozası ve lateral nazal duvar tabandan diseke edilir. Operasyon sonrası hasta konforu ve kanamanın minimuma indirilmesi açısından nazal mukozada perforasyon olumamasına dikkat edilmelidir. Resim 7'de gösterildiği gibi, kemik dokudaki referans noktaları bu aşamada işaretlenir (82).

Diseksiyon tamamlandıktan sonra osteotomi öncesi priform açıklık alanından zigomatikomaksiller alana kadar osteotominin planlandığı hayali çizginin 5 mm yukarısı ve 5 mm aağısına vertikal referans noktaları konulur. Bir kumpastan faydalanılarak kanin ve molar dişlerin apikallerinden 4 mm yukarıda olacak Şekilde hesaplamak osteotomi çizgisini belirlemede yardımcı olacaktır. Eğer maksillayı gmmeyi amaçlıyorsak gömmenin miktarına göre bu miktar daha da arttırılabilir. Eksternal referans noktaları ile birlikte bu intraoral referanslar maksillanın mobilizasyonundan sonra horizontal vertikal yeniden pozisyonlandırılmasında okluzal splint ise sagittal ve vertikal düzlemlerde doğru fikse edilmesine yardımcı olacaktır (82).



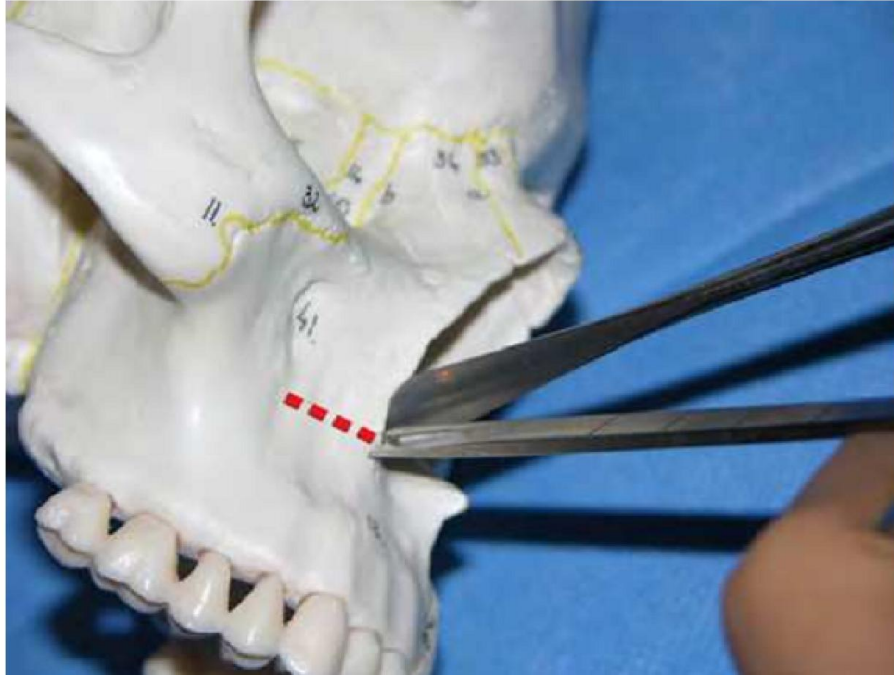
Resim 7. Osteotomi referans noktaları (82).

Osteotomiye testere ucunun en rahat konumlandırıldığı zigomatik buttressin en konveks yüzeyinden başlanır (okluzal tablanın yaklaşık 35 mm yukarı) ve apertura priformise doğru anteriora doğru tamamlanır. Nazal duvarın lateral osteotomisini yapmadan önce nazal mukozayı korumak amacıyla bir periost elevatörü subperiosteal olarak inferior tırbünetin altına yerleştirilir. Sonra septal osteotom ile nazal septum ve vomer maksilladan ayrılır. Maksillanın lateral posterior duvarının osteotomisini tamamlamadan önce tuberin pterygoid parça ile birleştiği yere periostun altına esnek bir retraktör koymak maksiller arterin zarar görmesini engellemek açısından önemlidir. Bu bölgede osteotomi inferior ve posterior istikamette, direkt görüş ile çok dikkatlice yapılmalıdır. Lateral duvarın osteotomisi tamamlandıktan sonra testerenin yönü ters çevrilmelidir. Bu sinüsün dışarıdan lateral olarak kesilmesini ve maksillanın posterior duvarının ayrılmasını kolaylaştırır. Osteotomi hattı son molar dişin apeksinden 5 mm yukarıdan yapılmalıdır, bu şekilde dişin devitalizasyonu engellenebilir. Kesi hattında gömülü 8 numara varsa plan değiştirilmez, down fraktür yapıldıktan sonra gömülü diş çıkartılır.

Resim 8'de gösterildiği gibi septum ve lateral nazal duvarın osteotomisi yapılır. Septal osteotom dikkatlice nazal mukozanın altına yerleştirilerek septal krest botunca kırıldık ve kemik nazal septumu ayırmak amacıyla ilerlenir. Palatin kemiğin perpendikular alanı boyunca inferior ve posterior yönde nazal duvarı ayırırken bir elevatör nazal mukozayı korumalıdır.



Resim 8. Septum osteotomisi (82).



Resim 9. Lateral nasal duvar osteotomisi (82).

Palatinal kemiğin parpendikular kısmı ayrılırken down fraktür esnasında nazal tabanda kötü fraktüre sebep olacak yüksek fraktür çizgisi oluşturmaktan kaçınılmalıdır. Bu durum orbita hatta cranium tabanına ulaşabilecek fraktürlere sebep olabilir. Eğer osteotom palatinal kemikte vertikal planda çok derine girerse palatin densus

damarlara zarar verebilir ve down fraktür gerçekleştirilemeden kontrol altına alınması çok zor kanamalara neden olabilir.

Tüm bukkal kortikal alan ve septum ve nasal lateral duvarlar ayrıldıktan sonra nihai olarak pterygomaksiller birleşim ayrılabilir. Küçük eğimli bir osteotom (chisel) pterygomaksiller bileşkeye medial ve inferior doğrultuda yerleştirilir ve osteotomi tamamlanır.

Maksilla parmak basıncı ile ya da rowe forceps yardımıyla aşağı doğru kırılarak tamamen serbest hale getirilir. Bu işlem esnasında nasal mukoza dikkatlice nazal tabandan ayrılmalıdır. Maksillanın istenen pozisyonuna getirilmesine engel olan kemik ve kıkırdak yapılar dikkatlice belirlenip uzaklaştırılır. Down fraktür sonrası maksilla üç düzlemde de serbestçe hareket eder durumdadır. Okluzal splint yardımıyla maksilla ve mandibula uygun oklüzyonda birbirine tespit edilir. Mandibulanın aşağıdan yukarı bastırılır ve kondiller yerine oturtulur. Operasyon başlangıcında işaretlenmiş referans noktaları kontrol edilerek istenen maksiller hareketin sağlanmış olup olmadığı kontrol edilir. Her iki zigomatikomaksiller buttres ile lateral nazal duvar bölgesine yerleştirilen toplam dört adet mini plak ile fiksasyon yapılır. Fiksasyon sonrası osteotomi hattında geniş defekt kalırsa kemik grefti veya farklı greft materyalleri kullanılabilir (31, 82).

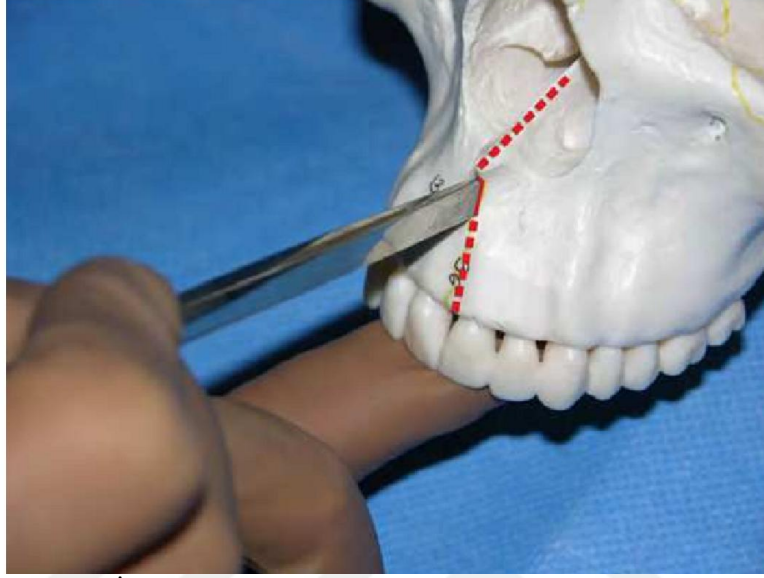
4.5.2. Maksiller Segmentasyon

Maksiller anterior segmental osteotomiler ilk olarak 1921 yılında Cohn-Stock tarafından tanımlanmıştır (83, 84). Maksiller cerrahi kemik segmentlerin sagittal ve vertikal düzlemlerdeki hareketine olanak sağlarken, cerrahiye parçalı segmentlerle gerçekleştirildiğinde transvers düzlemde de hareket ettirilerek çok yönlü bir cerrahiye mümkün kılar (85).

Klasik maksiller segmentasyonlar orta hattın, Lateral-Kanin arasından ve Kanin-1. Premolar dişler arasından yapılır. Segmentasyonlar bilateral, unilateral ya da asimetric olabilir (86, 87).

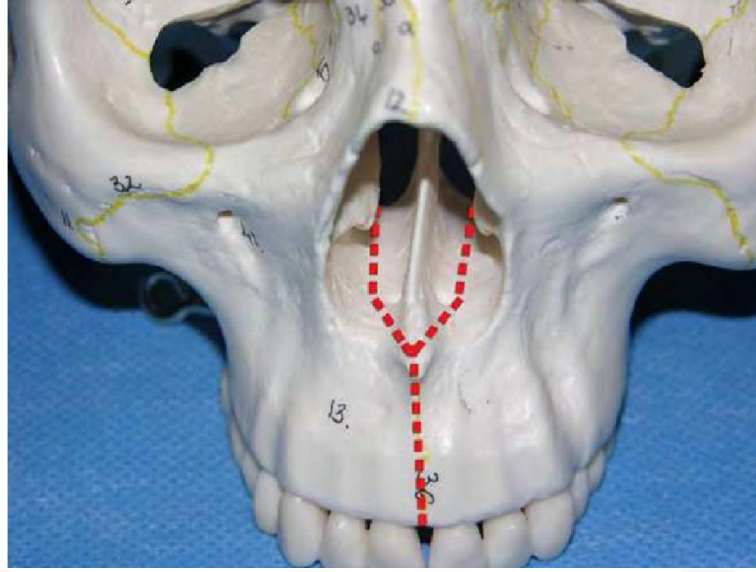
Maksiller genişletme yapılması, okluzal düzlem seviyelenmesi, açık-derin kapanış düzeltilmesi planlanan; diş çekimi sonrası boşluk kapatılması istenen sınıf 2 vakalarda segmente Le Fort I operasyonları planlanır. Segmentasyon işlemi down fraktürü yapılmadan önce bitirilmelidir. Resim 10'da görüldüğü gibi 2 parçalı maksiller

segmentasyonda interdental osteotomi santral dişlerin kökleri arasından, palatinal bölgede parmak kontrolü yapılarak gerçekleştirilir (82).



Resim 10. İnterdental osteotomi (82).

Maksillanın kanlanması devam ettirilebilmesi için çok parçalı segmentasyonlardan kaçınılmalıdır. Üç, en fazla dört parçalı osteotomi yapılması segmentlerin nekroz riskini azaltmak, palatal mukozanın bütünlüğünün korunması ise anterior maksilla ve dişlerin nekroz olmaması açısından çok önemlidir. Palatinanın orta hattan ayrılması sütura palatina media nedeniyle oldukça zordur ve bu bölgede ince olan mukozanın perforasyon riski vardır. Bu nedenle segmentasyonun orta hattan yapılması tercih edilmez, Resim 11’de kırmızı çizgilerle gösterildiği gibi paramedian alanlardan yapılır. Paramedian alanlarda palatal kemik daha incedir (82).



Resim 11. Paramedian segmentasyon (82).

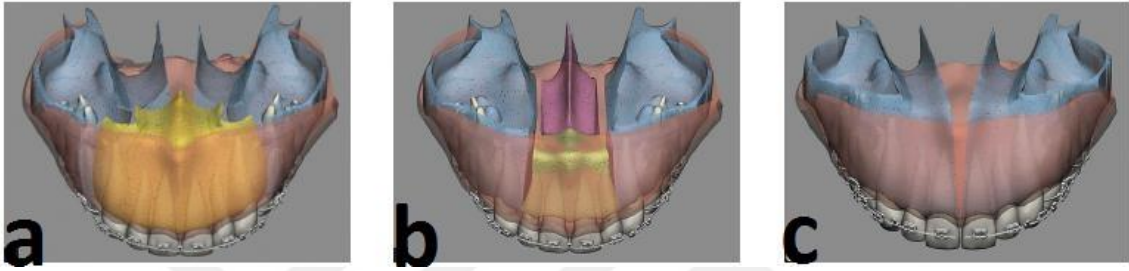
Üç parçalı maksiller segmentasyonda, interdental osteotomiler genellikle lateral ve kanin dişlerin kökleri arasından yapılırken tercihe göre kanin ve premolar dişlerin kökleri arasından da yapılabilir (88, 89). İki durumun endikasyonları farklıdır. Segmentasyonun lateral ve kanin arasından; maksillanın transvers olarak yetersiz olduğu vakalarda genişletmenin molar - premolar - kanin bölgelerinden yapılarak kaninler arası mesafesinin kontrol edilmesi, Bolton uyumsuzluğunun düzeltilmesi, kesici dişlerin bukkolingual açılanmasının değiştirilmek istendiği durumlarda tercih edilir. Tekniğin klasik tedaviden daha kolay olması ve postoperatif dönemde daha az ortodontik mekanizmaya ihtiyaç duyması avantajlarıdır. Spee ve Wilson eğrilerinin kontrolü ve intraark asimetrilerinin düzeltilmesi daha kolaydır (88, 89). Kaninlerin sagittal sınıf I ilişkide olduğu ve lateral ile kanin arasında boşluk olduğu durumlarda uygulanır (86). Tek cerrahi operasyonla maksillanın transvers yön genişletilmesi ile aynı anda kesicilerin sagittal ve vertikal pozisyonlandırılması, anterior açık kapanışın tedavisi ve dişlerin boyut uyumsuzluklarının neden olduğu birden fazla düzlemdeki maksiller deformiteleri düzeltmek mümkündür (87, 90, 91).

Segmentasyonun kanin ve premolar arasından yapıldığı durumlar ise premolar çekimi yapılacak planlamalar ve kanin ile premoların iki farklı okluzyon düzleminde olduğu durumlardır (86).



Resim 12. Segmental Le Fort I osteotomileri palatinal görünümü.

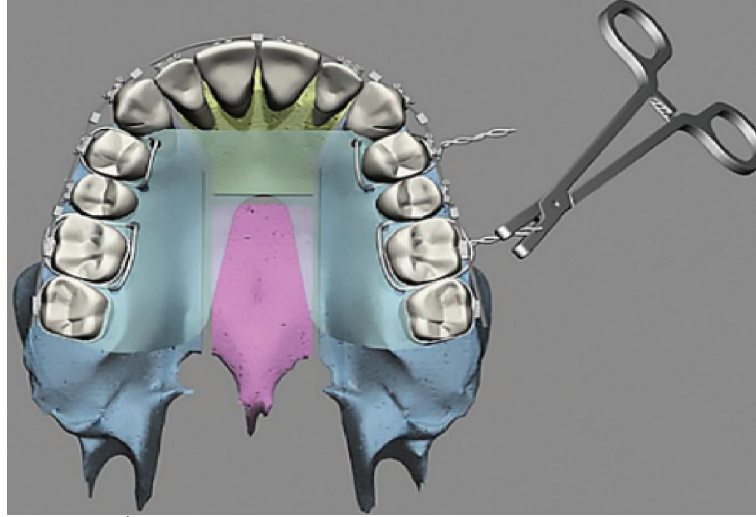
- a. 3 parçalı maksiller osteotomi.
- b. 4 parçalı maksiller osteotomi.
- c. 2 parçalı maksiller osteotomi (86).



Resim 13. Segmental Le Fort I osteotomileri vestibuler görünümü.

- a. 3 parçalı maksiller osteotomi.
- b. 4 parçalı maksiller osteotomi.
- c. 2 parçalı maksiller osteotomi (86).

Maksiller segmental osteotomide klasik Le Fort I osteotomisine ek olarak maksillanın down fraktürü yapılmadan önce interdental osteotomi ve palatal osteotomi yapılır. İki diş arasındaki güvenli osteotomi mesafesi 3 mm'dir (92). Spatula osteotom ile yumuşak dokuyu zedelemeyen interdental osteotomi yapılır. Palatal insizyon raphe ve palatal arter arasından 1. molar bölgesinden aynı taraftaki kanine uzanacak şekilde yapılır. Doku iyileşmesini olumlu yönde etkilemek için 15 numara bistüriyi 45 derecelik açı ile kullanmak önemlidir. Bu insizyon maksiller sinüs ve oral kavitede herhangi bir komplikasyona neden olmadan maksillada transvers yönde 10 mm genişletmeye olanak sağlar ve palatinal mukoza alveolar mukozaya dokunulmadan mukoperiosteal olarak kaldırılabilir (93). Üç segment de hareketlendirilir, istenilen konuma getirilir ve intermaksiller fiksasyon yapılır.



Resim 14. İntermaksiller fiksasyon plağı (86).

En son internal rigid fiksasyon mini plak ve vidalar kullanılarak yapılır. Maksillanın erken kemik temasları olmadan istenen final pozisyonda pasif olarak durması önemlidir.

4.6. Le Fort I Osteotomileri Sonrası Plak ve Vidalarla Fiksasyon

Fiksasyon materyalleri olarak kullanılan plak ve vidalar, paslanmaz çelik, titanyum ve vityum gibi metallere üretilmektedir. Paslanmaz çelik, orta düzeyde gücü ve sertliği sayesinde kolaylıkla bükülerek kemiğe uyumlanabilmesi ile bir dönem en çok kullanılan materyal olmasına karşın bu işlem esnasında materyalde çatlaklar oluşması ve bu çatlakların doku içerisinde paslanmaz çeliğin korozyonuna sebep olması önemli bir dezavantajdır. Günümüzde en yaygın kullanılan materyal, saf ya da alaşım olarak kullanılan titanyumdur. Titanyum minimal doku reaksiyonuna neden olan biyoyumlu ve diğer materyallere göre kolay şekil verilebilen bir materyaldir. Vityum bir krom-kobalt alaşımıdır ve çok güçlüdür ancak yüksek elastisite modülü nedeniyle şekil vermek çok güçtür. Paslanmaz çelik en ucuz, titanyum ise en pahalı materyaldir (94, 95).

Titanyum plakların biyoyumluluğunun iyi olmasına karşın plakların bükülüp kırılmasıyla ortaya çıkan titanyum parçacıklarda dokularda pigmentasyona sebep

olmaktadır. Bu pigmentasyonlar plakların kırılma bölgelerinde daha yoğun olarak görülür. Mini plaklar kullanılarak bu durum azaltılabilmektedir (96).

Metalik fiksasyon sistemlerinde postoperatif problemlerle karşılaşılabilir. Bunlar vizibilite, palpabilite, gevşeme sonucu ekstrüzyon, soğuğa hassasiyet ve vida migrasyonu, radyografik görüntüleme ve radyasyon tedavisinde artefaktların oluşması, allerjik reaksiyonlar gibi problemler de rapor edilmiştir (97-100).

4.7. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde kompleks mühendislik problemlerinin hassas olarak bilgisayar ortamında çözülmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Varyasyonel yöntemin anlatıldığı makalede, deneme fonksiyonları türetmek için üçgen elemanları kullanmış, bunları da gerilim problemlerini çözümüne uyarlamıştır. İlk defa 1956 yılında Turner ve ark. tarafından uçak mühendisliği alanında kullanılabileceği anlaşılmıştır (Stiffness metodu) (101). Daha sonra geniş alanlara yayılarak; inşaat, makine, hidrodinamik, elektrik gibi çeşitli mühendislik alanlarında ve çene cerrahisi, ortopedi, kalp damar cerrahisi, plastik cerrahi, protetik diş tedavisi, endodonti gibi diş hekimliği ve tıp dallarında kullanılmaya başlamıştır (102). Bu metod günümüzde birçok problemin pratik çözümü için kullanılan popüler yöntemlerdendir. Problem basit alt birimlere ayrılır ve her biri kendi içinde çözüme ulaştırılarak problemin tamamı çözülür. Çözüm bölgesi çok sayıda küçük, basit, birbirine bağlı sonlu eleman adı verilen alt birimlere ayrılır. Parçadan bütüne gitme genel prensibi ile çalışmaktadır. Esas problem basit probleme indirildiği için kesin değil de yaklaşık bir sonuca varılmaktadır fakat daha fazla çaba harcıyarak kesin çözüme ulaştırılması da mümkündür (101). “Sonlu elemanlar analizi karmaşık geometriye sahip yapılarda meydana gelen yer değiştirmeler, gerilme stresi ve sıkışma stresinin hassas bir şekilde incelenmesine imkan veren matematiksel bir yöntemdir. Bu yöntem, asıllarına en yakın biçimde analizi yapılacak yapıların modellenmesi ve fiziksel özelliklerinin bu modellere gerçeğe en uygun şekilde yansıtılması ile oluşan stres değerlerinin hesaplanabilmesine olanak sağlamaktadır” (103).

4.7.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulama Aşamaları

Bu yöntem ile çözüm yapan birbirinden farklı birçok program vardır ve temel uygulama aşamaları hepsinde aynıdır. Bu aşamalar üç tanedir: Ön işlemci (Pre-processing), Çözüm (Solution), Son işlemci (Post-processing) (104).

Ön İşlemci (Pre-Processing): Bu adımda problemin çizgiler, hacimler ve alanlardan oluşan geometrik modeli ve yapının sonlu eleman modeli ağ örgüsü (mesh) kurularak analize hazır hale getirilir (104).

Bu aşamadaki işlemler şöyledir:

a) **Modelleme:** Problemin geometrik yapısı analiz programları içerisinde oluşturulur.

b) **Eleman Seçimi:** Yapının geometrik şekli ve yapılan analiz türüne göre yapılır. Eleman kullanımı doğrudan problemin çözümünde etkilidir.

c) **Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi:** Analizi yapılan yapının belirli yük altındaki davranışı malzemenin poisson oranı, elastisite modülü, ısıl genleşme katsayısı, kayma modülü gibi değerlere bağlıdır.

d) **Meshing (Ağ örgüsü oluşturma):** Geometrik yapının davranışı belirlenmiş belirli sayıda elemana bölünmesi aşamasıdır.

e) **Sınır koşulların ve yüklerin belirlenmesi:** Problemin tanımına uygun şekilde yapıya verilen yük ve serbestlik derecelerinin (sınır şartlarının) uygulanması aşamasıdır.

Çözüm (Solution): Çözüm işlemi, sınır koşulları ve yükleri belli olan modelin sonlu sayıda elemanları arasında kurulan denklemlerin çözülerek sonuçların ortaya konmasıdır. Kullanılan paket programlarda, genel olarak sonlu elemanlar çözücü ön çözücü, matematik motoru ve son çözücü olmak üzere üçe ayrılır. Ön çözücü modeli okur ve matematiksel olarak formülize eder. Ön işlem aşamasında tanımlanan tüm parametreleri ön çözücü kontrol eder ve herhangi bir eksiklik bulursa matematik motorunun devreye girmesine engel olur. Model doğruysa, çözücü devreye girerek eleman rijitlik matrisini oluşturur ve yer değiştirme, sıcaklık gibi sonuçları üreten matematik motorunu çalıştırır (104).

Son işlemci (Post-Processing): Bu aşamada çözümlene sonunda incelenmiş olan büyüklüğün düğüm noktalarındaki değerlerinden hareket ederek ikincil değerler hesaplanır ve sonuçlar düğüm noktası veya eleman bazında tablolar halinde listelenebildiği gibi, renkli grafiklerle görselleştirilebilir (104).

4.7.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip şekillerin incelenmesine olanak sağlar. Çözüm bölgesi alt bölgelere ayrılarak değişik sonlu elemanlar kullanılabilir ve daha hassas çözümler yapılabilir. Bu diğer sayısal yöntemlerden daha esnek ve kullanışlıdır.
2. Temel denklemler takımı kurulduktan sonra basit sütun, satır işlemleri ile sisteme dahil edilebilir.
3. Sürekli, süreksiz veya değişken yükler kolaylıkla ele alınabilir.
4. Değişik ve karmaşık malzeme özellikleri olan sistemlerde kolaylıkla uygulanabilir. Noktadan noktaya farklı özellik gösteren malzeme özellikleri dikkate alınabilir.
5. Yöntemin hem fiziksel anlamı hem de matematiksel temeli vardır.
6. Matematiksel olarak genelleştirilebilir ve pek çok problemi çözebilmek için aynı model kullanılabilir (104).
7. Çalışma istenirse defalarca tekrarlanabilir.
8. Kuvvet yönü, büyüklüğü, uygulama noktası istenildiği gibi değiştirilebilir.
9. Non invaziv bir tekniktir.
10. Yer değiştirmeler ve stres dağılımı hassas bir şekilde elde edilebilir (105).

4.7.3. Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları

1. Çatlama, kırılma, temas problemleri, non-lineer malzeme davranışı gibi durumların söz konusu olduğu bazı problemlere uygulanmasında birtakım zorluklar yaşanmaktadır. Ancak malzeme parametreleri iyi tanımlanmışsa gerçekçi sonuçlar verir.
2. Problemin türüne göre büyük bellekli bilgisayarlara ve zamana ihtiyaç duyar.
3. Doğru sonuç elde edilebilmesi için sürekli ortamın doğru bölünmesi ve çok sayıda olan giriş bilgilerinin hatasız olması gerekir (104).

4.7.4. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Terimler

Kütle: Cismin hareketindeki değişime karşı gösterdiği direnç kütle olarak tanımlanır. Cismin değişmeyen bir özelliğidir ve yer çekiminden bağımsızdır. Metrik sistemde birimi kg'dır.

Kuvvet: Cisimlerin hareketlerini veya şekillerini değiştirebilen etkidir. Vektörelidir (106).

Formülü : Kuvvet (F) : Kütle (m) × İvme (a) 'dır.

Birimi: Kilogram force (kgf) ya da Newton (N) dur (1 kgf = 8,9 N) (107).

Ağırlık: Bir cisme etkiyen belirli yerdeki yer çekimi kuvvetidir. Birimi (N) dur.

Stres (Gerilim): Kuvvet/Yüzey Alanıdır (108). Birim olarak ise birim kuvvet/birim alan veya birim kuvvet/uzunluğun karesi şeklinde ifade edilebilir (1Pa=1N/m²). Literatürde sıklıkla MPa (Megapaskal) olarak geçer (109).

Formülü = $\sigma = F/A$ 'dır.

Uygulama yerine göre 3 çeşittir.

a) Çekme (Tension) Stresi: Bir malzemeye aynı doğrultuda zıt yönde iki kuvvet uygulandığı zaman oluşur.

b) Basma (Compression) Stresi: Bir malzemey aynı doğrultuda birbirlerine doğru iki kuvvet etki ettiği zaman oluşur.

c) Makaslama (Shear) Stresi: Farklı seviyelerde iki kuvvet birbirine paralel olarak bir malzemeye uygulandığı zaman oluşur (110).

Gerilme ve sıkıştırma stresleri normal streslerdir, "d" ve "σ" sembolü ile gösterilir.

Makaslama stresleriye "τ" simgesi ile gösterilir (111).

Gerinim (Strain): Yükleme altındaki materyalin herhangi noktasında oluşan deformasyona denir. Normal ve makaslama olarak iki tipi vardır. Kuvvetin etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranıdır. Bu kuvvet cismin boyca kışalmasına, ence genişlemesine neden olur. Denklemler (112-114):

Gerinim = Boyuttaki değişim (Deformasyon) / Orijinal boyut = $(L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0$

Uzama miktarı = Uzama Yüzdesi = $100 \cdot [(L - L_0) / L_0]$

Poisson Oranı (v): Çekme veya basma gibi aksiyel yükleme esnasında aksiyel ve lateral gerinim oluşur. Çekme yüklemesi esnasında malzeme kuvvet yönünde uzarken kesitinde daralma olur. Basma yüklemesi altında ise malzeme kısalırken kesit kalınlığında artış olur. Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranına Poisson oranı denir. Çekme yüklemesinde poisson oranı elastik deformasyon sırasında kesit kalınlığındaki azalmanın boydaki uzamaya oranıdır. Malzemenin kesit kalınlığındaki azalma malzeme kırılıncaya dek devam eder. Daha yumuşak olan malzemeler çekme sırasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirken poisson oranı daha yüksek olur. Poisson oranının birimi yoktur (113).

Elastisite Modülü (Esneklik Katsayısı - Young Modülü) (E): Malzemede birim şekil değiştirmek için uygulanacak gerilmeye elastiklik modülü denir. Başka bir deyişle elastik cismin herhangi bir noktasındaki gerilimin gerinime oranıdır. Cismin etki altında kaldığı kuvvet karşısında direncini belirler ve her madde için değeri farklıdır. Young modülü ne kadar yüksekse cisim deformasyona karşı o kadar dirençlidir. Sert materyallerin young modülü yüksektir. Birimi Pa'dır (N/cm²).

$$E = \text{Stres} / \text{Gerinim} = \tan \alpha = \sigma / \varepsilon \quad (115).$$

Von Mises Stresi (VM): Tek merkezli gerilim ve kompresyon esnasında materyali deforme etmek için gerekli olan kuvvettir.

$$\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \leq \sigma_y^2 \quad (106, 116).$$

Hook Kanunu: Gerilimler ile birim şekil değiştirmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydıyla cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim cismin sertlik derecesini gösterir ve kuvvet katsayısını (k) verir. Rijit materyallerin yüksek esneklik katsayısına, esnek materyallerin

düşük esneklik katsayısına sahip olduğunu söyler. Formülü ($F = -kx$)dir. Formüldeki eksi işareti ise kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu gösterir (117).

Elastik Deformasyon: Bir cismin üzerine uygulanan stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmesidir (118).

Plastik Deformasyon: Bir cismin üzerine uygulanan stres kaldırıldığında cismin eski haline dönememesidir (118).

Yorgunluk: Yükleme sonrası materyalde oluşan kırılmaya denir (118).

Bükülme: Cisme uygulanan kuvvet neticesinde bir eksen etrafında hareket etmesine denir. Cismin bükülen yüzeylerinde karşılıklı kompresyon ve gerilim kuvvetleri meydana gelir (118).

İzotropik Materyal: Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında buldukları koordinat sisteminden bağımsız olarak aynı mekanik özellikleri gösteren ve tüm yönlerdeki elastik özellikleri aynı olan maddelerdir. Kağıt buna örnek verilebilir (118).

Ortotropik Materyal: Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösteren maddelerdir. Elastik modülleri, kuvvetin uygulandığı yöne göre değişiklik gösterir. Kemik doku buna örnek verilebilir (118).

Maximum Principal Stres (Pmax): SEA'da cisimde meydana gelen gerilme streslerini ifade etmektedir.

Minimum Principal Stres (Pmin): SEA'da cisimde meydana gelen sıkışma streslerini ifade etmektedir.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

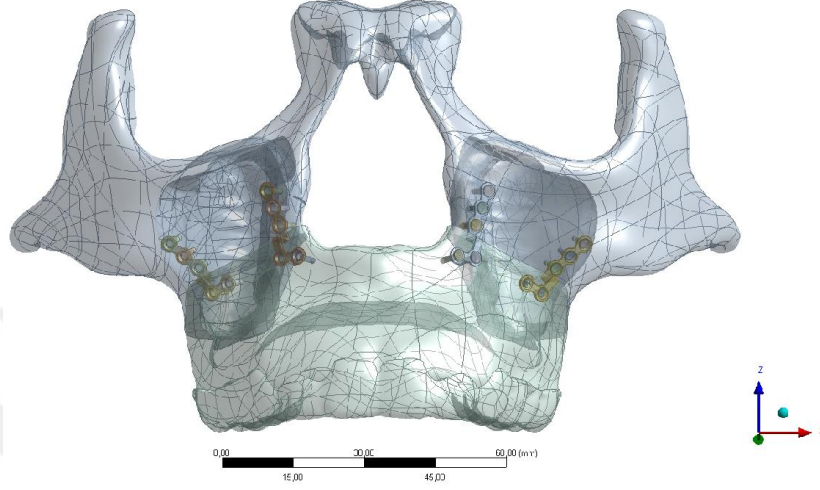
5.1. Modelleme

Çok parçalı Le Fort I osteotomileri ile oluşturulan kemik segmentlerinde ve titanyum fiksasyon sistemlerinde statik vertikal ısırma kuvvetleri altında meydana gelen stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi ile incelenmesi amacıyla yaptığımız bu çalışmada öncelikli olarak sonlu eleman analizi yönteminde kullanılacak model oluşturuldu. Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nın tedavi için fakülteye başvurmuş hastaların konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı ile alınan tomografi görüntülerinden oluşan data arşivinden, maksiller gelişim geriliği bulunan bir hastanın daha önce çekilmiş olan tomografi görüntüsü alınarak maksiller kemiğin üç boyutlu modellemesi yapıldı. Modelleme ve analizler Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü laboratuvarında yapıldı. Model 0,4 mm bölüm aralığı ve toplam 575 dilimle hasta nötral pozisyondayken, 512 x 512 pixel çözünürlüğü ile oluşturuldu. İmaj Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) formatında kaydedildi ve maksillanın kemik geometrisini elde etmek için MIMICS 12.1 3D imaj işleme yazılımına (Materialise, Leuven, Belgium) transfer edildi. Maksiller kemik kortikal ve kanselöz bölümlerden oluşan kemik maske ile kemik için önceden tanımlanmış gray eşik değeri ile oluşturuldu. Bu şekilde katı kemik modeli elde edildi. Kemiğin kanselöz parçasını daraltılmış yeni maske olarak oluşturmak amacıyla aşındırma işlemi uygulandı ve programda kemik köşelerinden üç pixel çıkarıldı. Trabeküler kemik manuel kurgu ile belirlendi. Trabeküler kemik model ile belirlendikten sonra, model boolean operasyonu ile semi-full kemik maskesinden çıkarıldı. Hastanın kortikal kemiğinden uygun kortikal kemik model oluşturuldu.

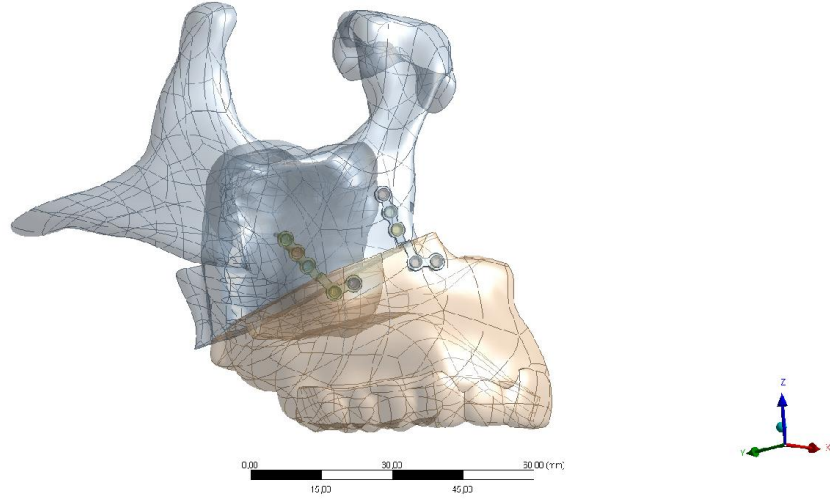
MIMICS programı kullanılarak (Materialise, Leuven, Belgium) cerrahi operasyonlar model üzerinde yapıldı.

Araştırmada kullanılan modeller:

MODEL 1: Kontrol grubu için daha önce SARPE ile 5 mm palatinal genişletme yapılmış bir hastaya, 2. bir operasyon ile Le Fort I ilerletme operasyonu yapılarak maksilla 5 mm ileri alındı. (Resim 15, Resim 16)



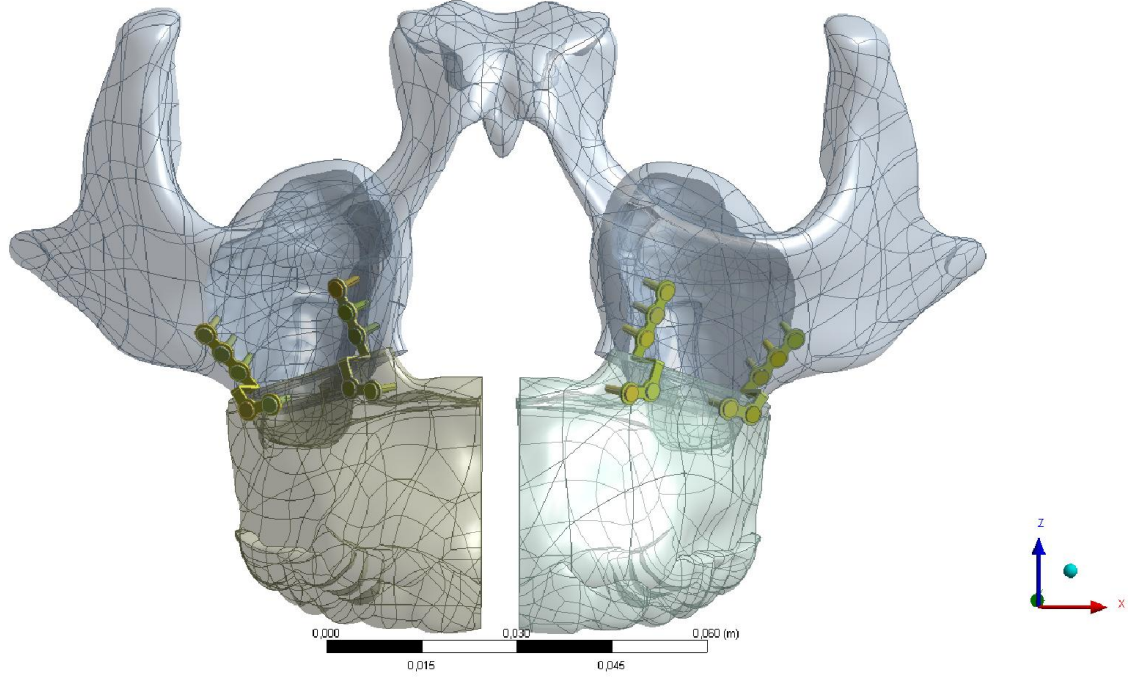
Resim 15. Kontrol grubu frontal düzlem görünümü.



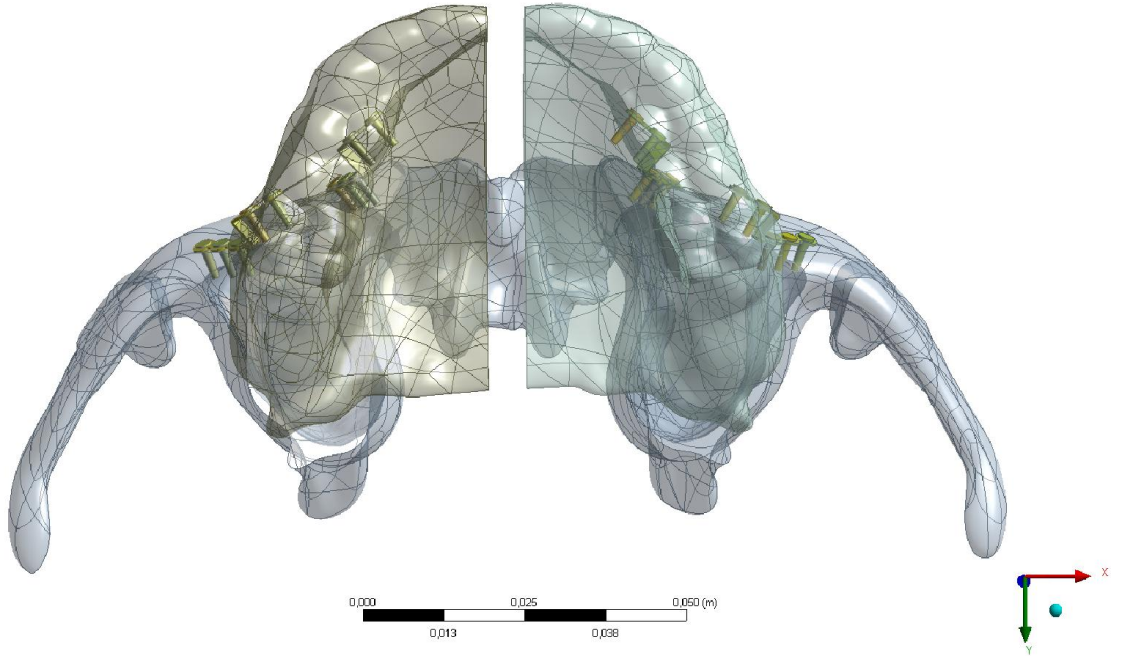
Resim 16. Kontrol grubu sagittal düzlem görünümü.

Deney grubu için 2, 3 ve 4 parçalı Le Fort I osteotomi teknikleri uygulanarak maksiller genişletme ve ilerletme yapıldı.

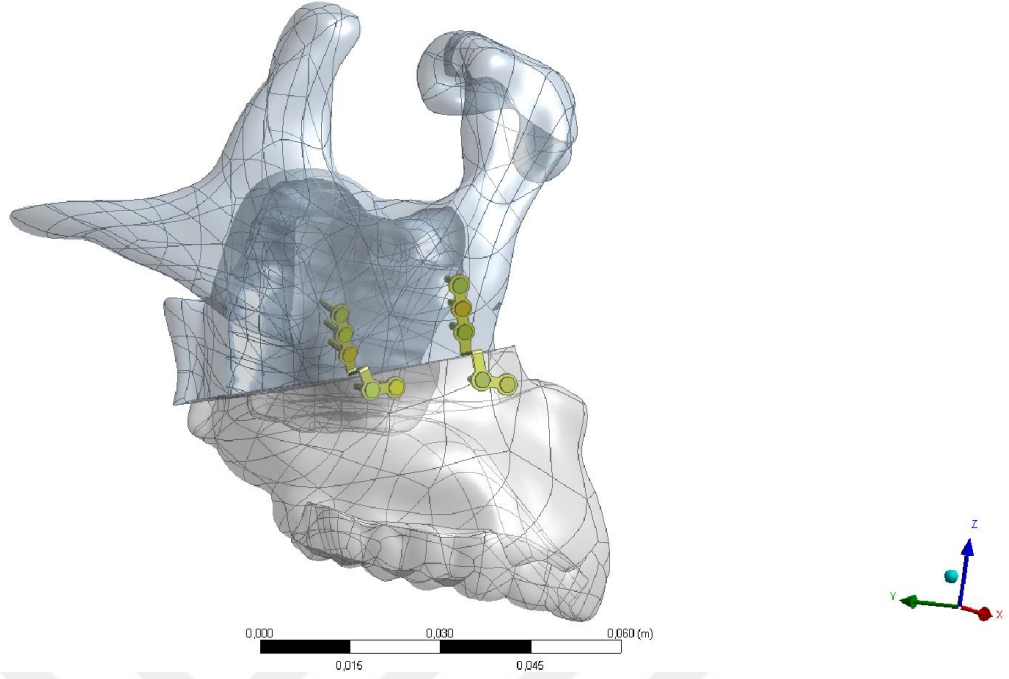
MODEL 2: 2 parçalı teknikte maksilla insizallerin arasından orta hattın ayılarak 5 mm maksiller genişletme, 5 mm ilerletme yapıldı. (Resim 17, 18 ve 19)



Resim 17. 2 Parçalı Le Fort I kesi modeli frontal görünümü.

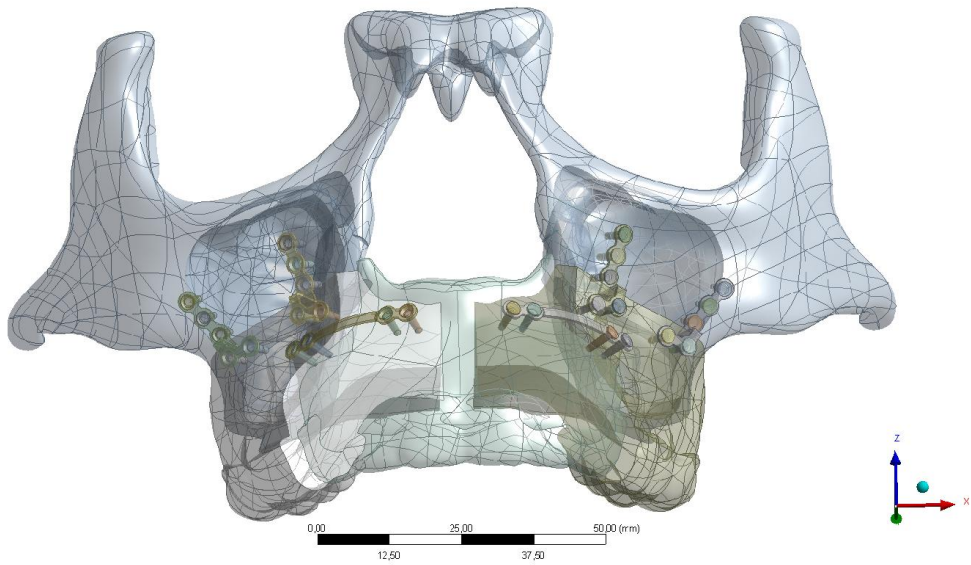


Resim 18. 2 Parçalı Le Fort I kesi modeli palatinal görünümü.

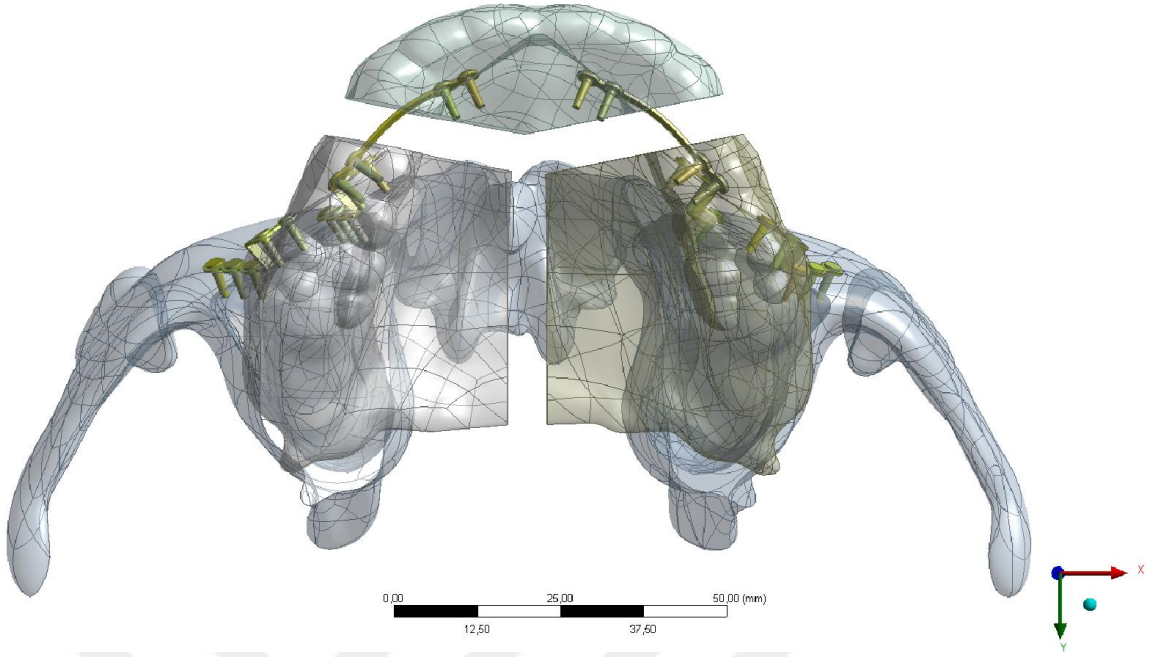


Resim 19. 2 Parçalı Le Fort I kesi modeli sagittal görünümü.

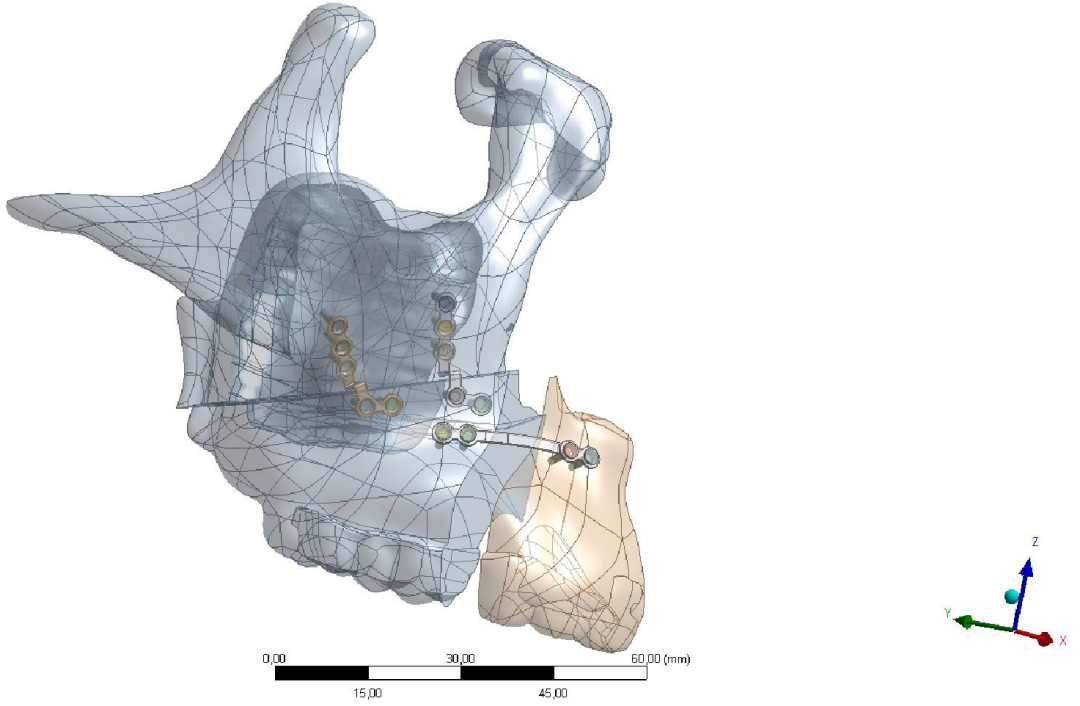
MODEL 3: 3 parçalı Le Fort I kesisi için çift taraflı kanin ve 1. premolar dişler arasından interdental kesi yapıldı. Bu kesi hatları palatinada orta hatta birleştirilerek ve kesi hattı palatinal posterior bölgeye uzatılarak premaksilla serbestleştirildi, ardından palatinada 5 mm maksiller genişletme ve 5 mm premaksiller ilerletme yapıldı (Resim 20, 21 ve 22).



Resim 20. 3 Parçalı Le Fort I kesi modeli frontal görünümü.

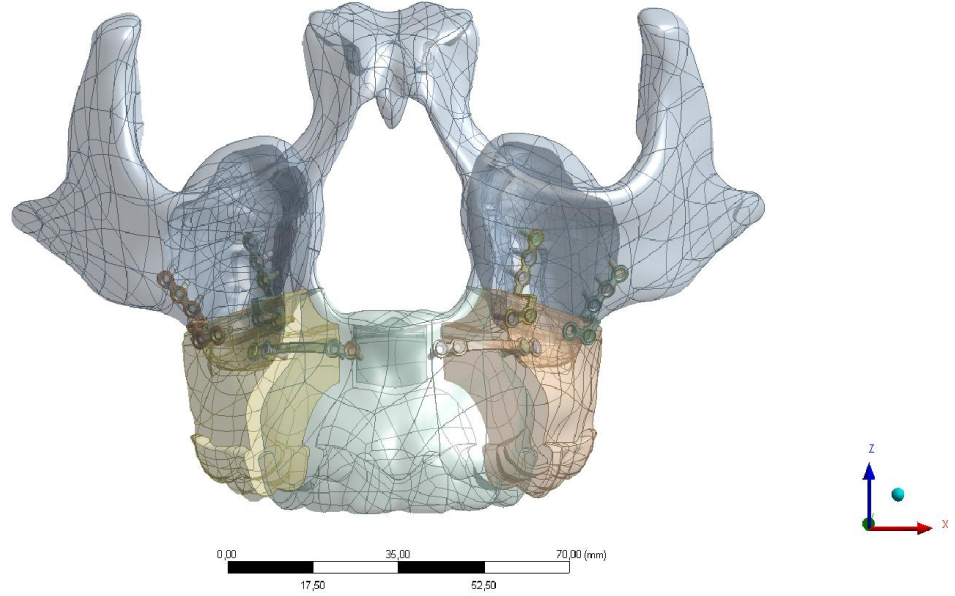


Resim 21. 3 Parçalı Le Fort I kesi modeli palatinal görünümü.

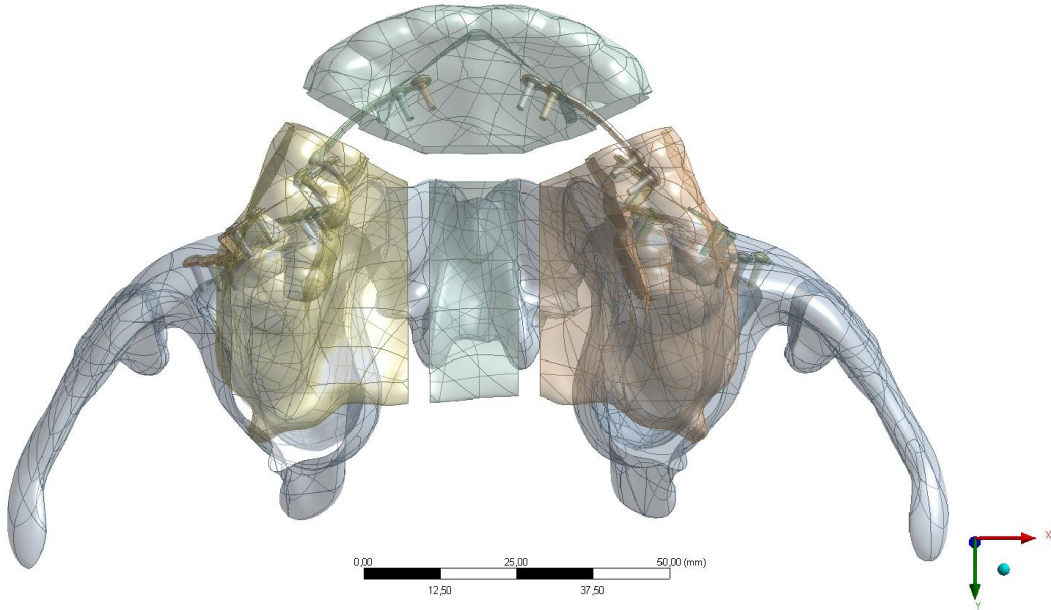


Resim 22. 3 Parçalı Le Fort I kesi modeli sagittal görünümü.

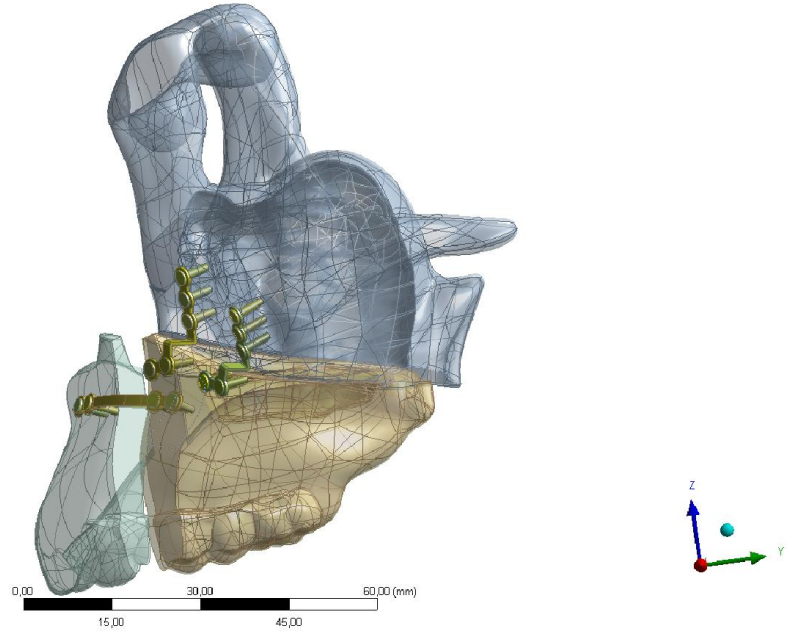
MODEL 4: 4 parçalı Le Fort I kesisi de yine kanin ve 1. premolar dişler arasından interdental kesi yapılarak bu kesiler palatinada orta hatta paralel olacak şekilde palatinanın posterioruna uzatıldı. Premaksiller bölgeyi serbestleştirecek şekilde palatinadaki kesiler ekstra bir kesi ile birleştirildi, palatinada 5 mm genişletme ve premaksilla da 5 mm ilerletme yapıldı. (Resim 23, 24 ve 25)



Resim 23. 4 Parçalı Le Fort I kesi model frontal görünümü.



Resim 24. 4 Parçalı Le Fort I kesi modeli palatinal görünümü.



Resim 25. 4 Parçalı Le Fort I kesi modeli sagittal görünümü.

Geomagic Studio 10 yazılımları kullanılarak kortikal ve trabeküler kemiğin yüzey pürüzlülüğü düzeltildi (Raindrop Geomagic Inc., USA) ve imajlar IGES formatında SolidWorks yazılım programına taşındı (Dassault Systems SolidWorks Corp., Waltham, MA, USA)

1,7 mm kalınlığındaki standart 5 delikli titanyum L plakların, 4 delikli düz plakların ve vidaların üç boyutlu modelini çıkarmak için tekrar SolidWork yazılım programı kullanıldı. Plak ve vidalar maksillanın Le Fort I osteotomi modellerine kesit konfigürasyonları tanımlanarak ve SolidWorks yazılımı kullanılarak fiilen yerleştirildi.

5.2. Materyal Özellikleri

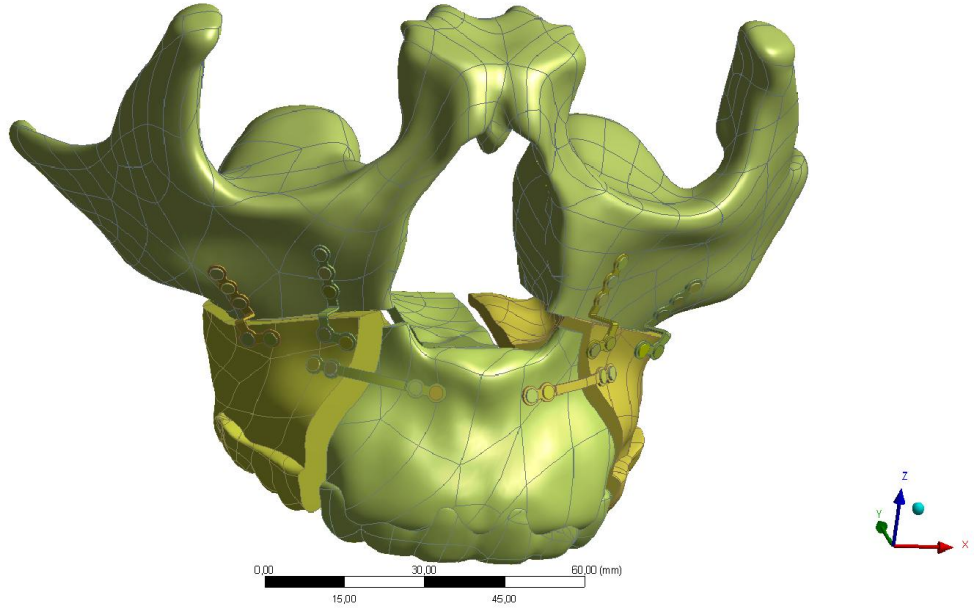
Kortikal ve kanselöz kemik modelleri ile vida ve plakların homojen, linear, elastik ve izotropik olduğu kabul edildi. İmplantlar Ti6Al4V titanyum alaşımından modellendi. Materyallerin elastik modül ve Poisson oranı Maurer ve ark. (119) literatürde yayınladığı değerlerden elde edildi (Tablo 1).

Tablo 1. Materyallerin elastik modülü ve Poisson oranı (119).

Materyal	Elastik modül (E) (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	8700	0.33
Kanselöz kemik	500	0.30
Titanyum alaşım (Ti-6Al-4V)	110.000	0.34

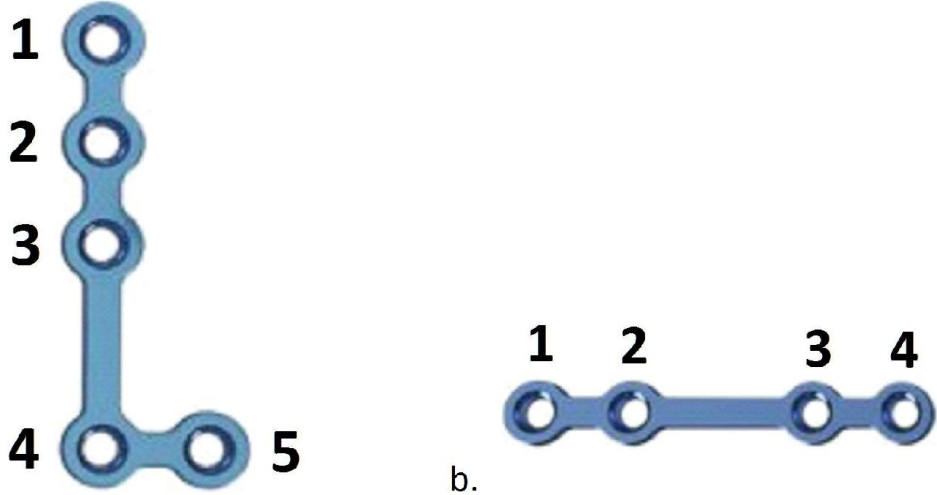
5.3. Plak ve Vida Konfigurasyonları

5 mm maksiller ilerletme Le Fort I osteotomisi ve 5 mm maksiller genişletme sonlu eleman analizi kullanılarak yapıldıktan sonra zigomatikomaksiller destek bölgesinden ve apertura piriformis bölgesinden 2 adet 1.7 mm kalınlığında standart 5 delikli L plak ve premaksillar ayırma kesisinin yapıldığı, kanin -1. premolar dişlerin vestibülünden diş köklerine denk gelmeyecek şekilde 4 delikli düz plak yerleştirildi. Bu şekilde çalışmada 4 grup elde edildi. Bu gruplar; kontrol grubu ile 2, 3 ve 4 parçalı segmental Le Fort I osteotomisi uygulanan gruplardır. Plakların kemiğe fiksasyonu için ise standart 5 mm uzunluğunda ve 1,6 mm çapında vidalar kullanıldı (Resim 26).



Resim 26. Kullanılan 5 delikli L plak, 4 delikli düz plak ve vidalar.

Kullanılan vidalar analizlerin daha rahat yorumlanabilmesi açısından Resim 27'deki gibi numaralandırıldı.



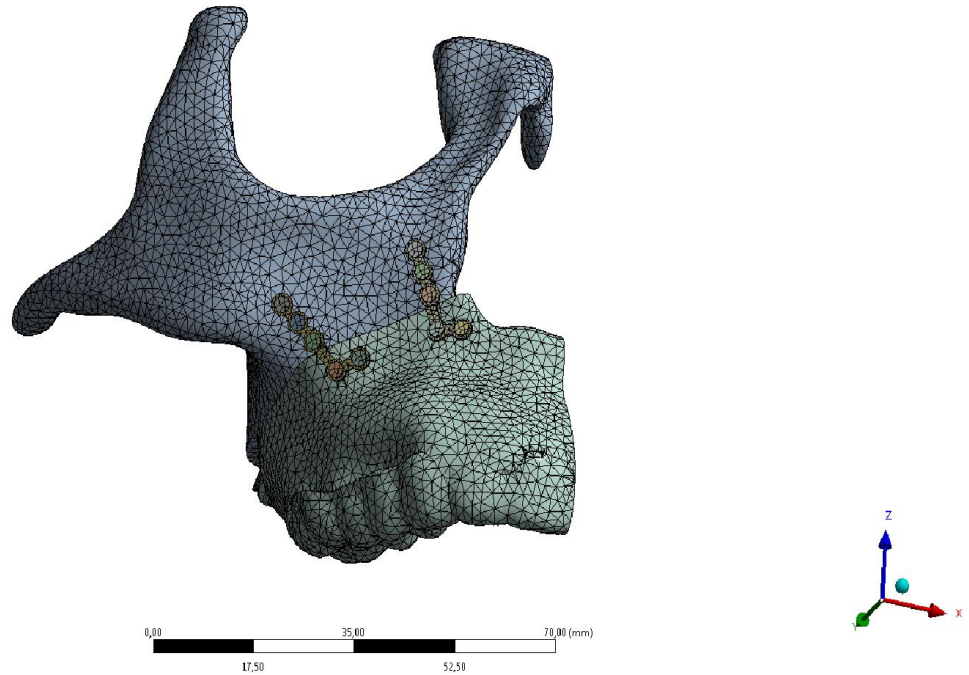
Resim 27. Plakların numaralandırılması.

- Standart 5 delikli L plağın numaralandırılması.
- Standart 4 delikli düz plağın numaralandırılması.

Bu çalışmada, kortikal kemik ile spongiöz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları varsayıldı. Vidalar ile destek dokular ve vidalar ile mini plaklar arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlandı. Vidaların çevre kemik dokusu ile %100 osseointegre olduğu kabul edildi.

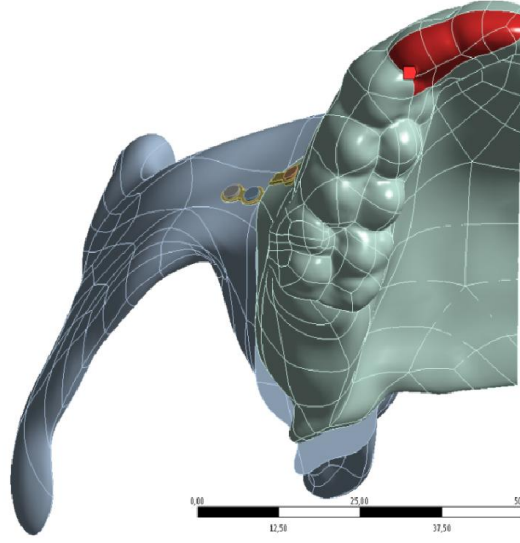
5.4. Kuvvet Yükleme ve Kontak Durumları

Modeller maksillanın molar ve kesici dişler bölgesinden çiğneme kuvvetlerinin gelişini simüle etmek amacıyla sonlu eleman analizi programına (ANSYS Workbench 16.0) taşındı. Modellerin sırasıyla implantlar için 1 mm ve kemikler için 2 mm'lik üç boyutlu kareli tetrahedral elemanlar kullanılarak ağ yapısı oluşturuldu (Resim 27). Temas noktaları, osteotomi yüzeyleri hariç tutularak kemik doku ve implantlar arasında olacak şekilde tanımlandı. Çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için molarlar bölgesinden 250 N ve kesici dişler bölgesinden 125 N olacak şekilde statik vertikal kuvvetler uygulandı (Resim 28) (Resim 29). Bu kuvvetler çiğneme kuvvetlerinin 75 N – 300 N aralığında olduğunu belirten literatürler temel alınarak belirlendi (120-123).



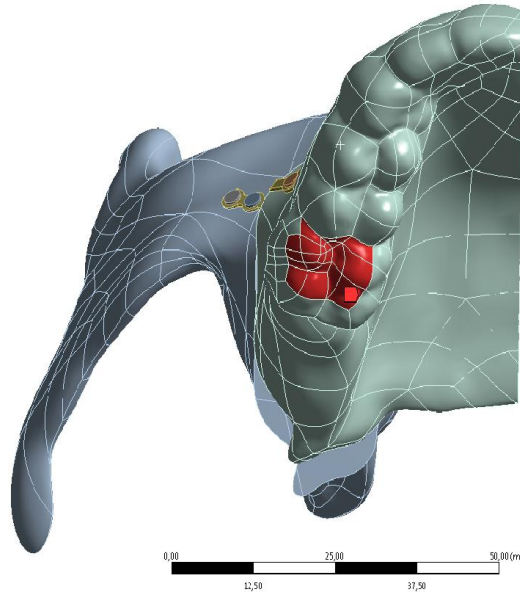
Resim 27. Sırasıyla implantlar için 1 mm ve kemikler için 2 mm'lik üç boyutlu kareli tetrahedral elemanlar kullanılarak oluşturulan ağ (mesh) model.

E-Static Structural
Force
Time: 1 s
20.10.2016 15:24
Force: 125, N
Components: 0,0; 125, N



Resim 28. Kesici dişler bölgesinden uygulanan 125 N'luk statik vertikal kuvvet.

E-Static Structural
Force
Time: 1 s
20.10.2016 15:34
Force: 250, N
Components: 0,0; 250, N



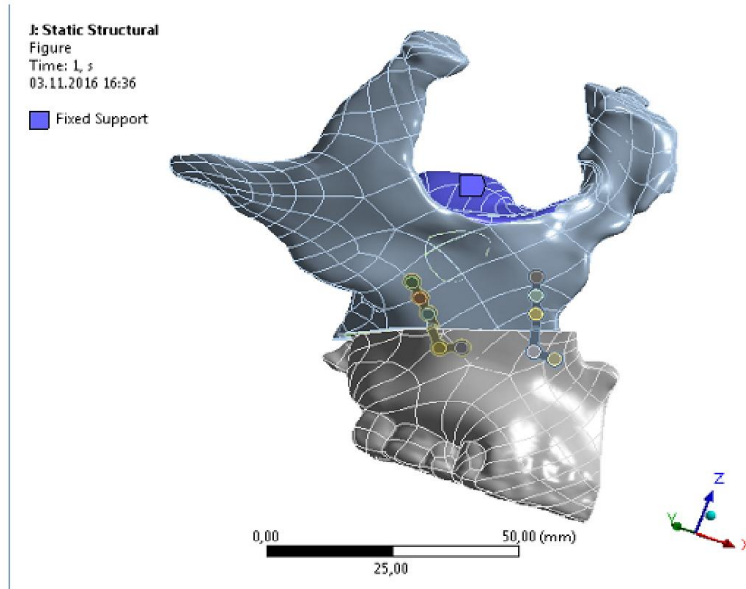
Resim 29. Molar dişler bölgesinden uygulanan 250 N'luk statik vertikal kuvvet.

5.5. Stres Analizleri

Her model için segmentlerin ortak düzlemdeki total deplasman miktarına, titanyum mini plaklardaki Von Mises (VM) stresine ve kemikteki Maksimum Principal (Pmax) stres ile Minimum Principal (Pmin) strese bakılmıştır.

5.6. Modellerin Sabitlendiği Destek Noktaları

Oluşturulan modeller üç boyutlu uzayda serbest konumdadır. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan fikse edilmesi gerekmektedir. Bu çalışmadaki fiksasyon destek noktası Resim 30’ da gösterilmiştir.

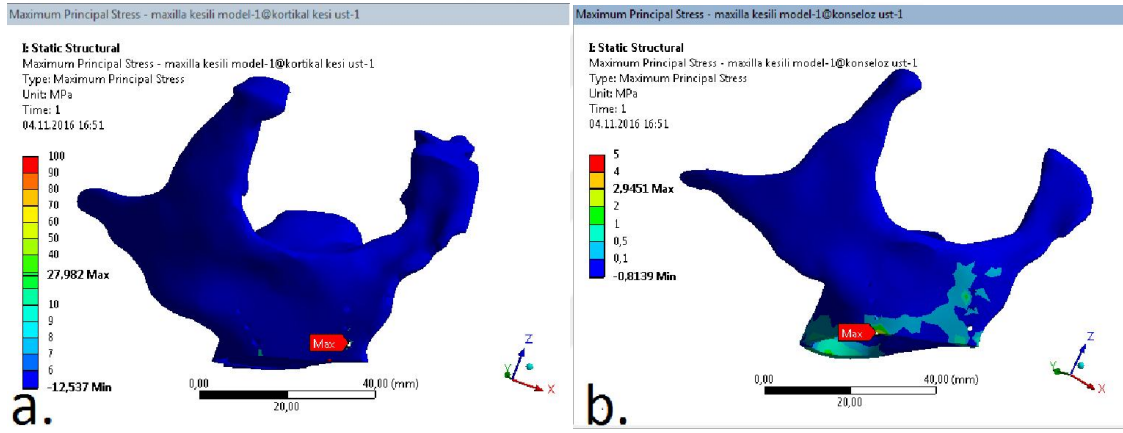


Resim 30. Sabitleme destek bölgesi.

6. BULGULAR

6.1. Ön ısırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Maksimum Principal Stresler

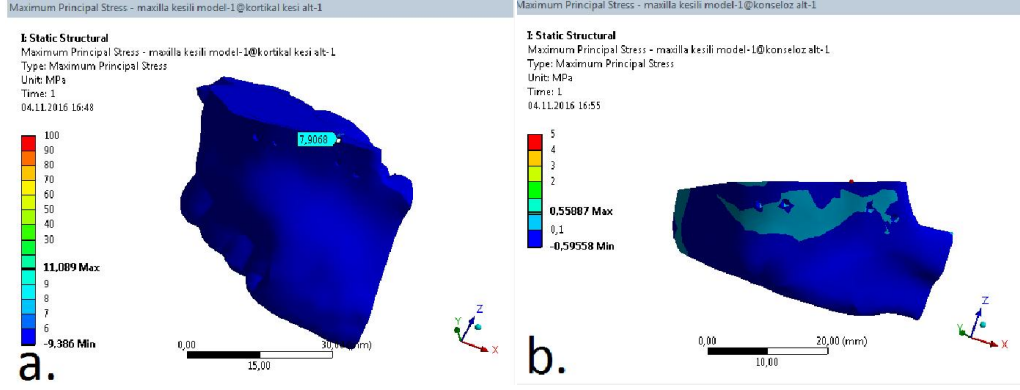
Model 1’de (kontrol modeli) ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 31 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 3. vidası bölgesinde 27,9 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattına değdiği bölgede 2,9 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 31.

- Model 1’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 1’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 1’de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 32 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattında kemiğe değdiği bölgede 11 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 5. Vida bölgesinde 0,5 MPa olarak ölçülmüştür.

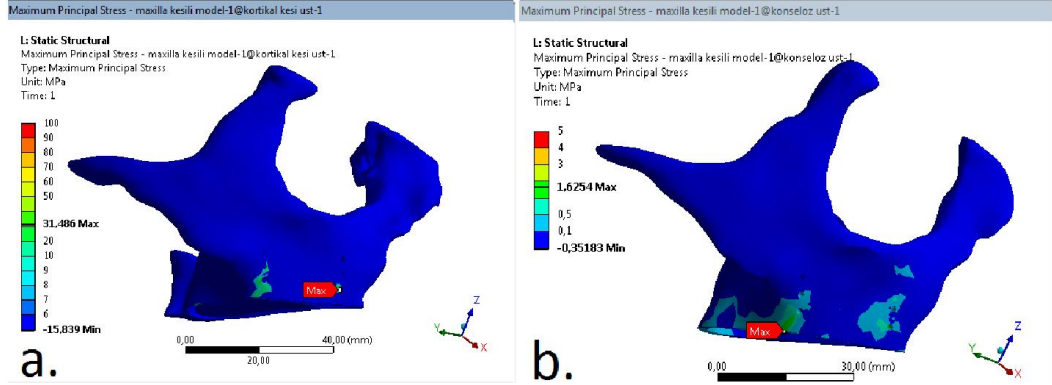


a.

Resim 32.

- Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 2'de (2 parçalı maksilla) ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 33 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde 31,4 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi hattında kemiğe değdiği bölgede 1,6 MPa olarak ölçülmüştür.



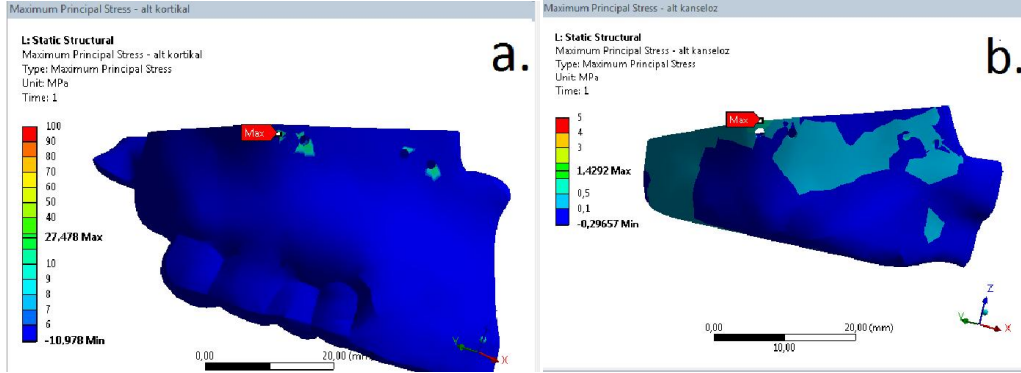
a.

Resim 33.

- Model 2'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 2'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 2'de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 34 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 4. vida bölgesinde 27,4 MPa

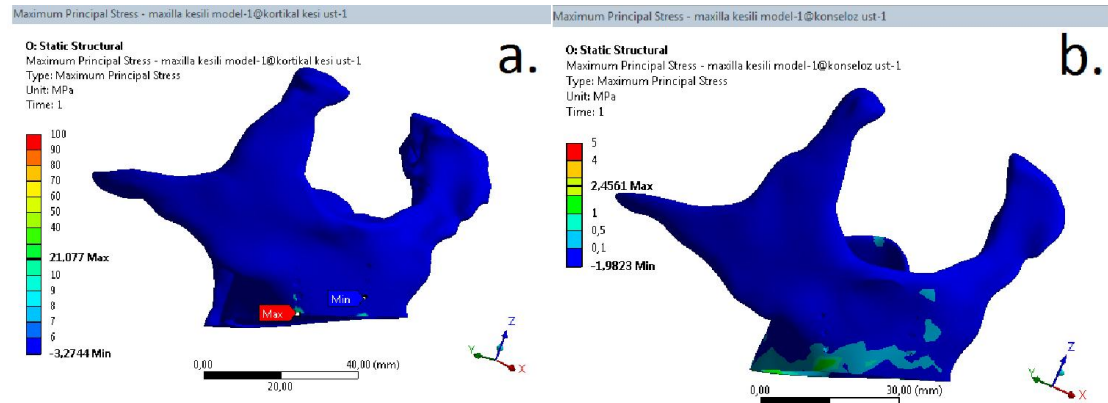
ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 4. vida bölgesinde 1,4 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 34.

- Model 2'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 2'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 3'de (3 parçalı maksilla) ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 35 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinin hemen altında 21 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinin hemen altında 2,4 MPa olarak ölçülmüştür.

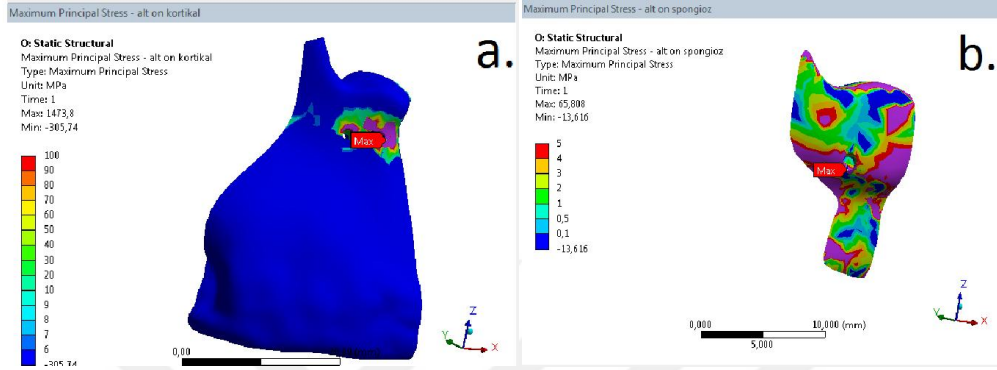


Resim 35.

- Model 3'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 3'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

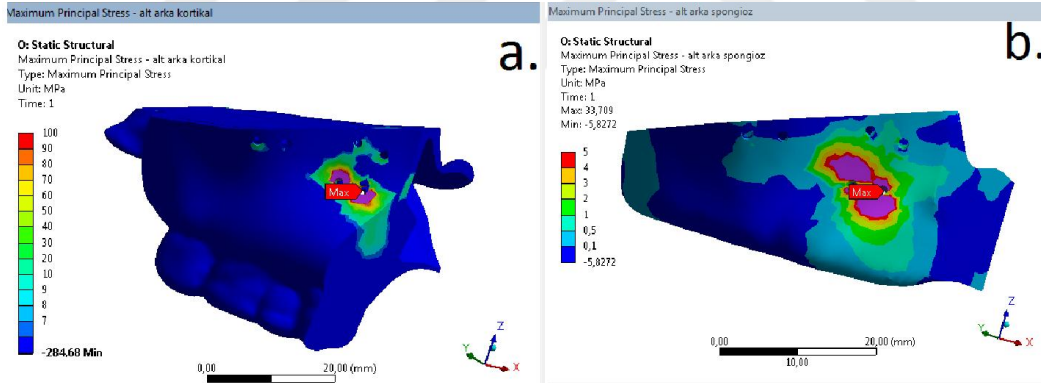
Model 3'de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 36 a ve b ile Resim 37 a ve b'de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte en yüksek

Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinde 1473,8 MPa, alt arka kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 2. vida bölgesinde 1042,4 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinde 65,8 MPa alt arka kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 2. vida bölgesinde 33,7 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 36.

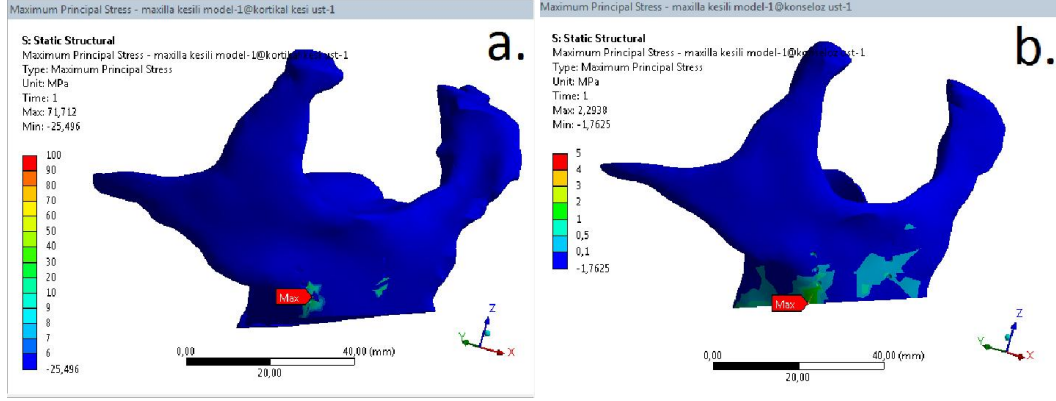
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.



Resim 37.

- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

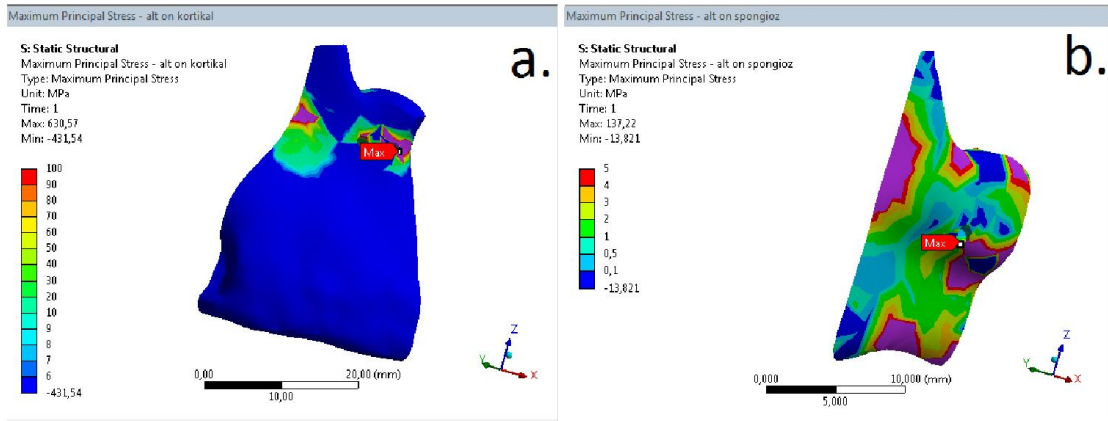
Model 4’de (4 parçalı maksilla) ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 38 a ve b’de gösterilmiştir. Üst kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde 71,7 MPa ve üst kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinin altında 2,2 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 38.

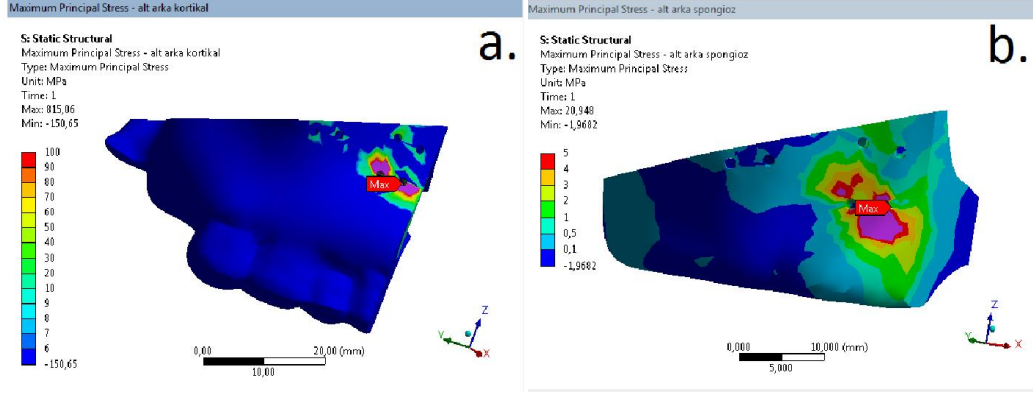
- Model 4’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 4’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 4’de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 39 a ve b ile Resim 40 a ve b’de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4.vida bölgesinde 630,5 MPa, alt arka kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 2. vida bölgesinde 815 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinde 137,2 MPa alt arka kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 2. vida bölgesinde 20,9 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 39.

- Model 4’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 4’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

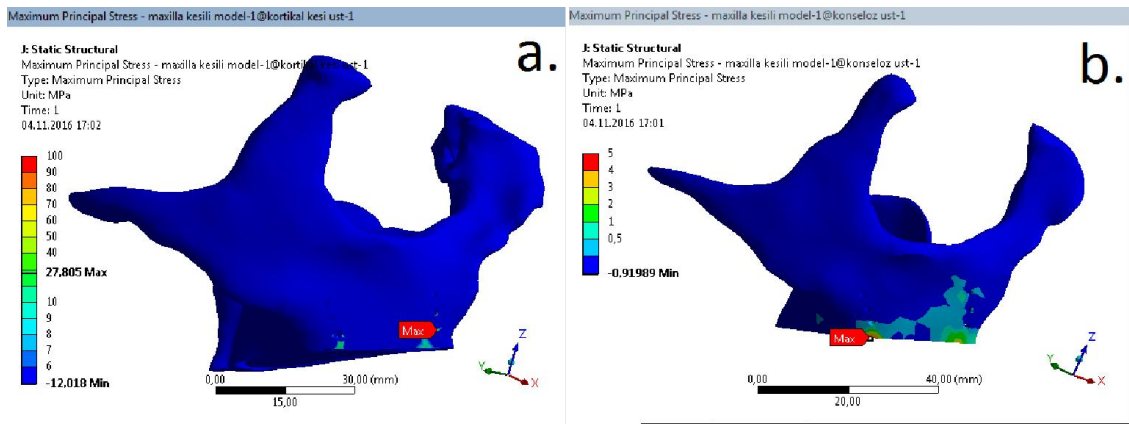


Resim 40.

- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kancellöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

6.2. Arka Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Maksimum Principal Stresler

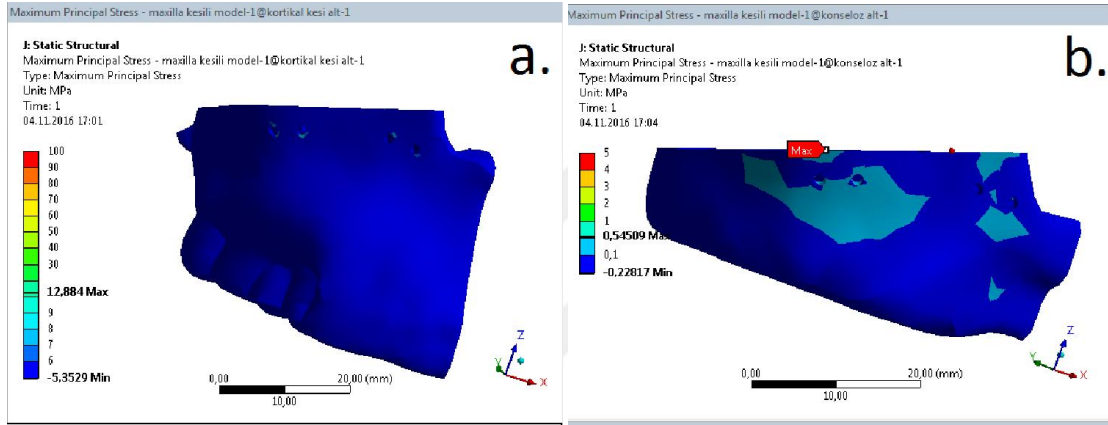
Model 1'de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 41 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 3. vidası bölgesinde 27,8 MPa ve kancellöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattına değdiği bölgede 5,1 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 41.

- Model 1'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 1'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kancellöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

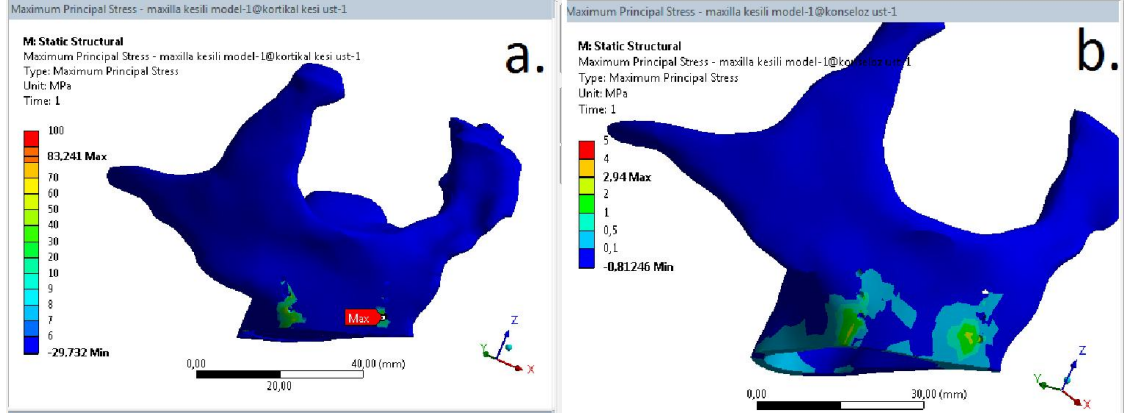
Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 42 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 5. vidası bölgesinde 12,8 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattına değdiği bölgede 0,5 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 42.

- a. Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- b. Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

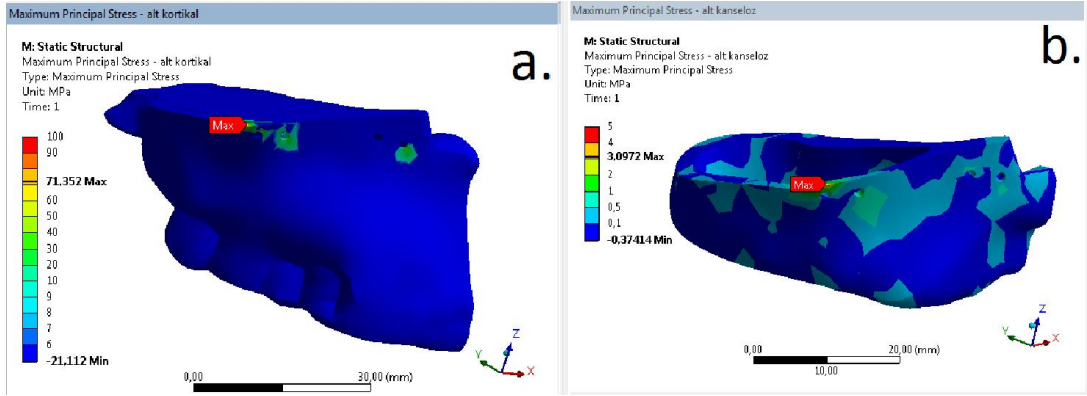
Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 43 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 3. vidası bölgesinde 83,2 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde 2,9 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 43.

- Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

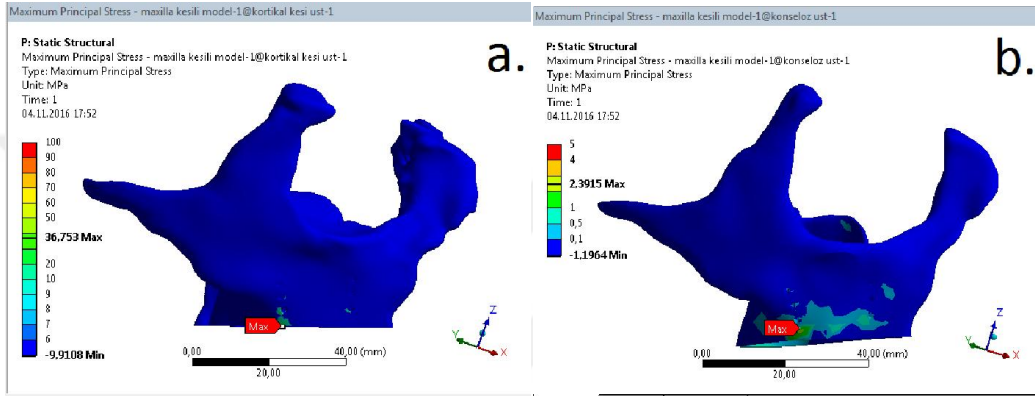
Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 44 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 4. vidası bölgesinde 71,3 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 4. vida bölgesinde 3 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 44.

- Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

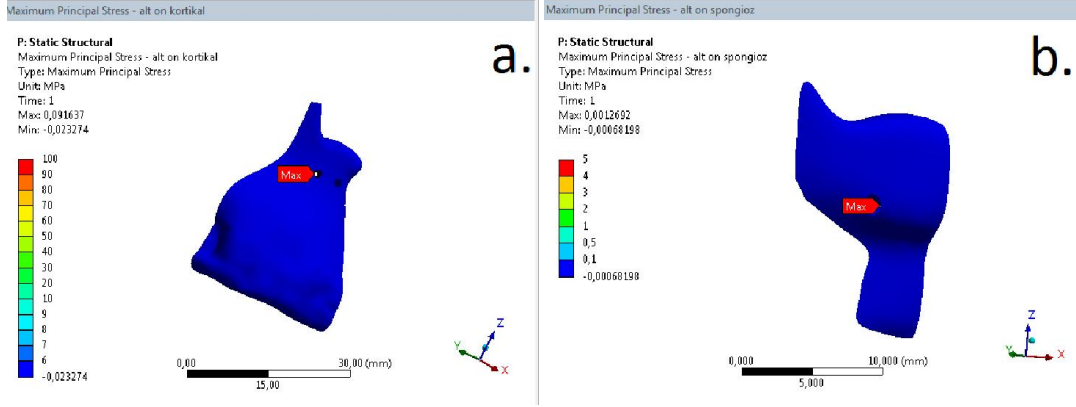
Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 45 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinin hemen altında 36,7 MPa ve kancellöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinin hemen altında 2,3 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 45.

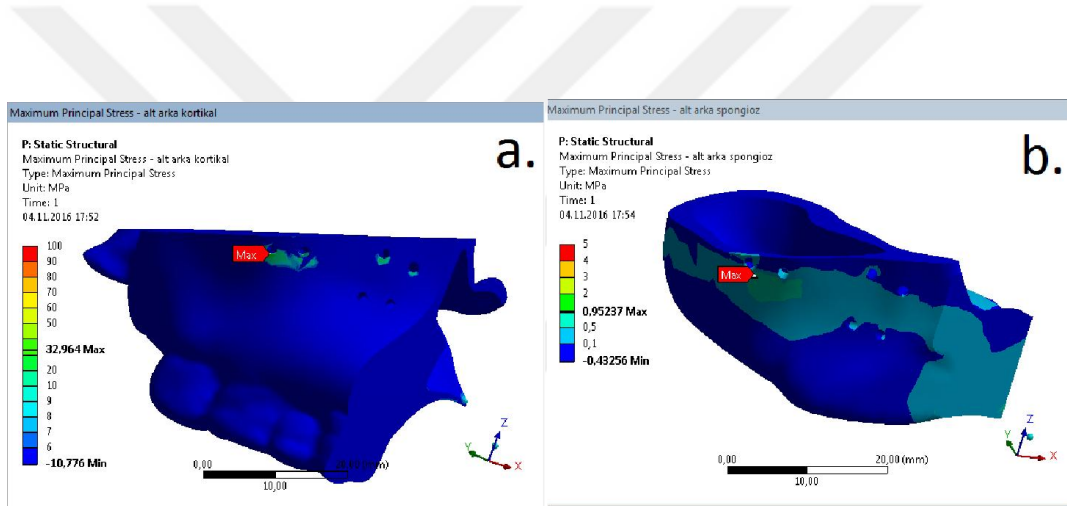
- Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kancellöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 46 a ve b ile Resim 47 a ve b’de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 3. vida bölgesinde 0,09 MPa, alt arka kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinde 32,9 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kancellöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 3. vida bölgesinde 0,001 MPa alt arka kancellöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinde 0,9 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 46.

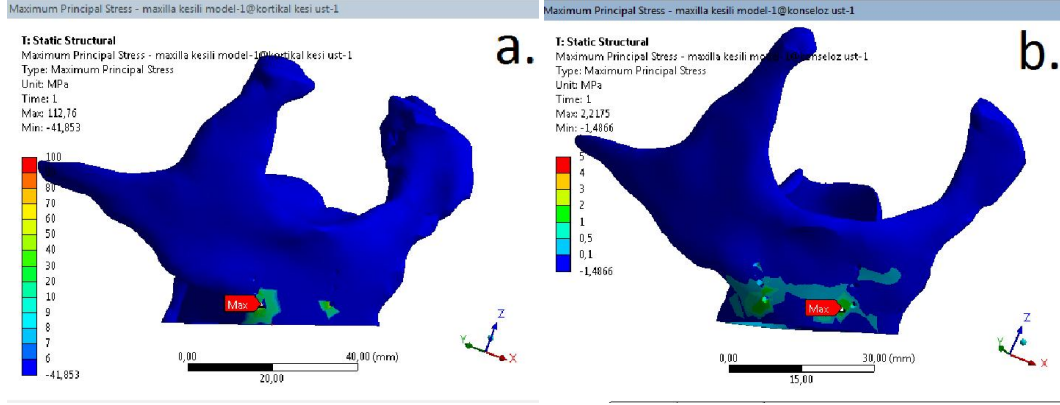
- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kancellöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.



Resim 47.

- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kancellöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

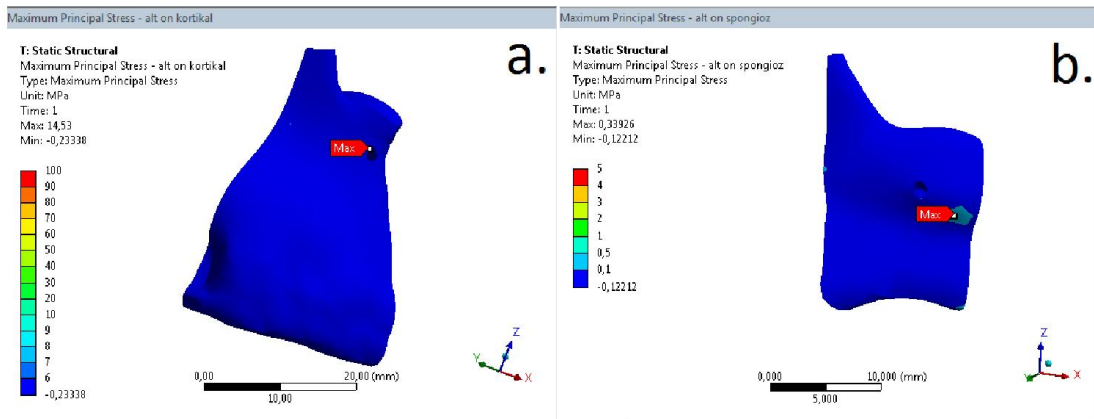
Model 4'de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 48 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde 112,7 MPa ve kancellöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde 2,2 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 48.

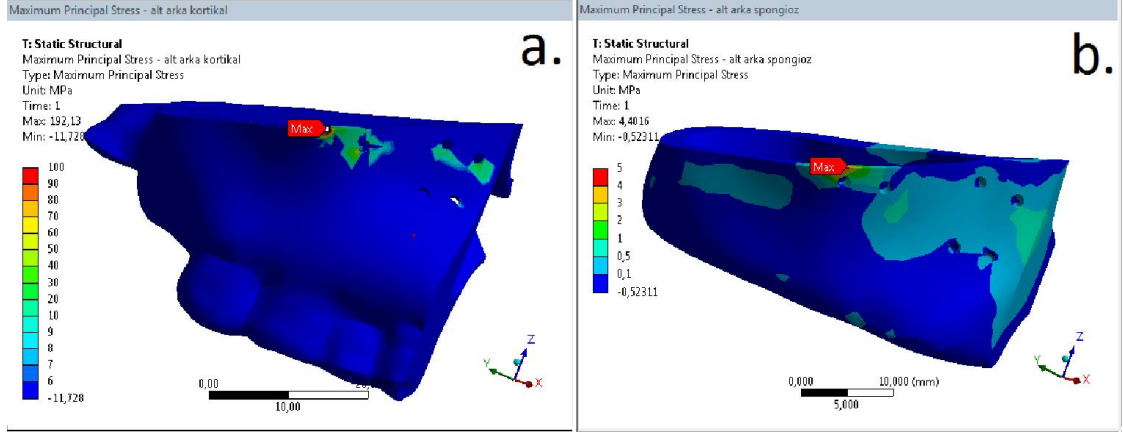
- Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmax değeri Resim 49 a ve b ile Resim 50 a ve b’de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinde 14,5 MPa, alt arka kortikal kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 4. vida bölgesinde 192,1 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri düz plağın 4. vida bölgesinin altında 0,3 MPa alt arka kanselöz kemikte en yüksek Pmax değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 4. vida bölgesinde 4,4 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 49.

- Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kanselöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

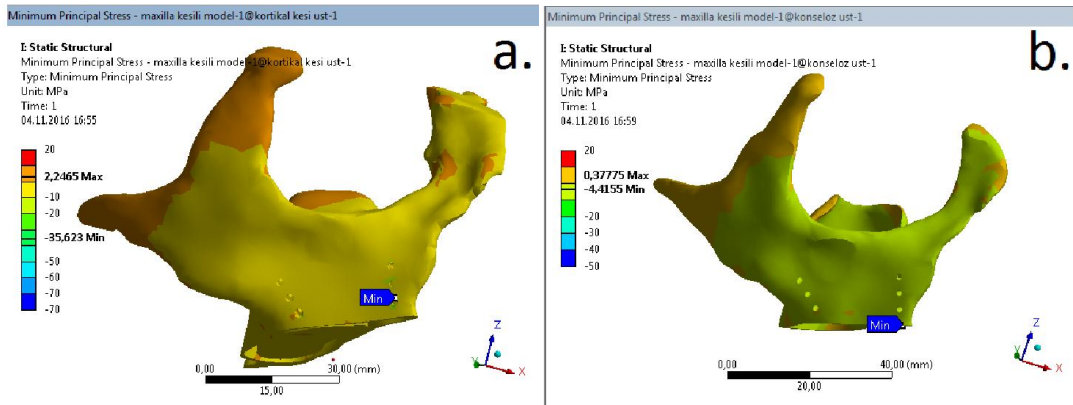


Resim 50.

- Model 4'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmax değeri.
- Model 4'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kancellöz kemikte meydana gelen Pmax değeri.

6.3. Ön Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Minimum Principal Stresler

Model 1'de (Kontrol Modeli) ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 51 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 3. vidası bölgesinde -35,6 MPa ve kancellöz kemikte en yüksek Pmin değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattına değdiği bölgede -4,4 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 51.

- Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kancellöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

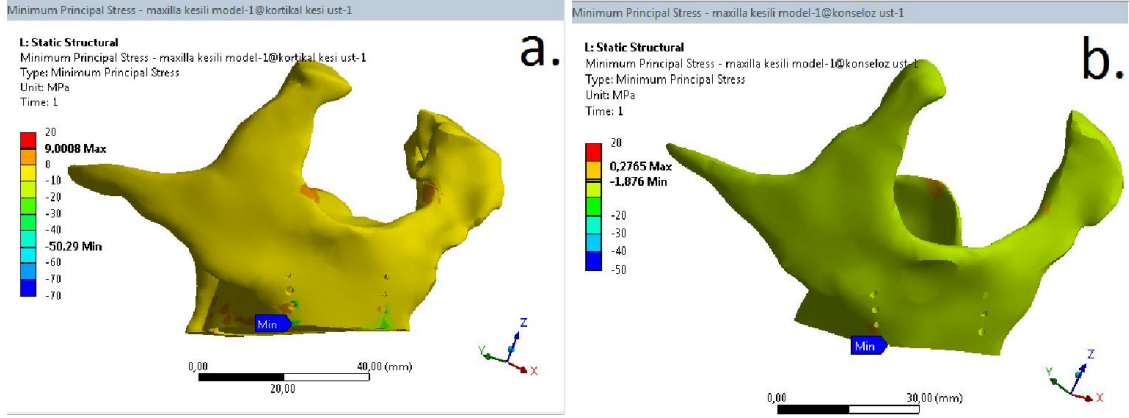
Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 52 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi hattına denk gelen kemikte -17,8 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmin değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi hattına denk gelen kemikte -1,2 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 52.

- a. Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- b. Model 1'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

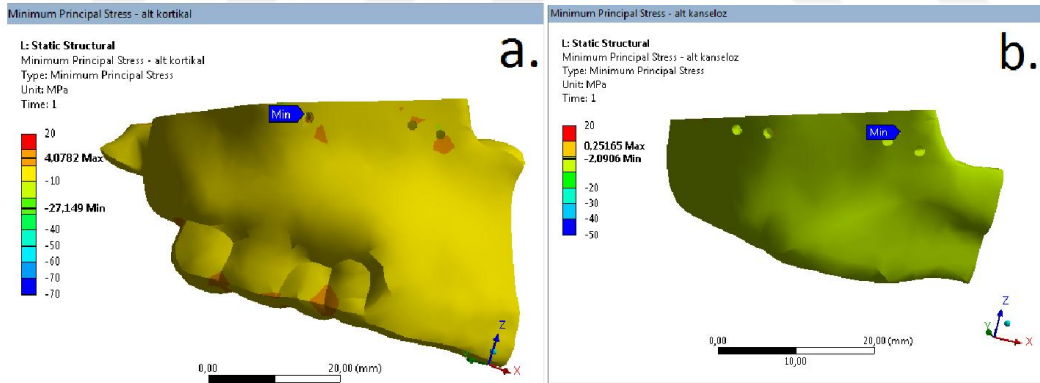
Model 2'de ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 53 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattına değdiği bölgede -50 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi kesi hattına değdiği bölgede -1,8 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 53.

- Model 2’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 2’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

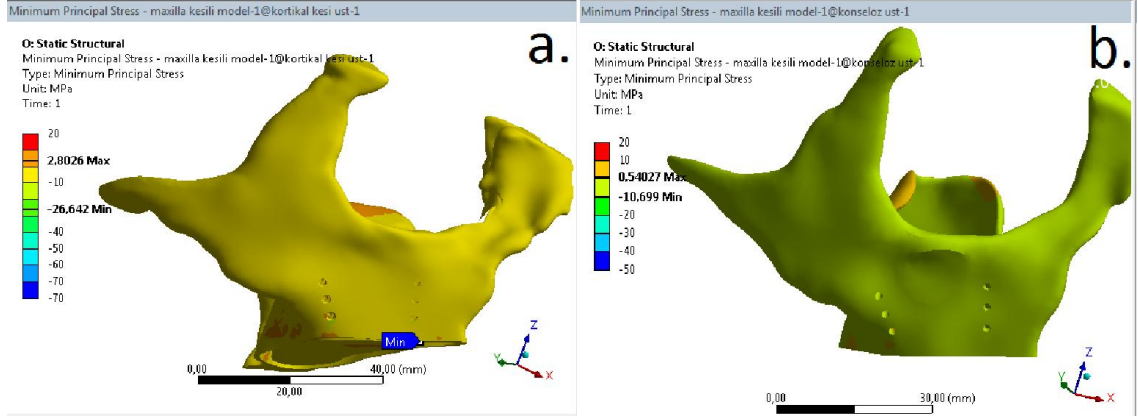
Model 2’de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 54 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 5. vida bölgesinde -27 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmin değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 4. vida bölgesinde -2 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 54.

- Model 2’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 2’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

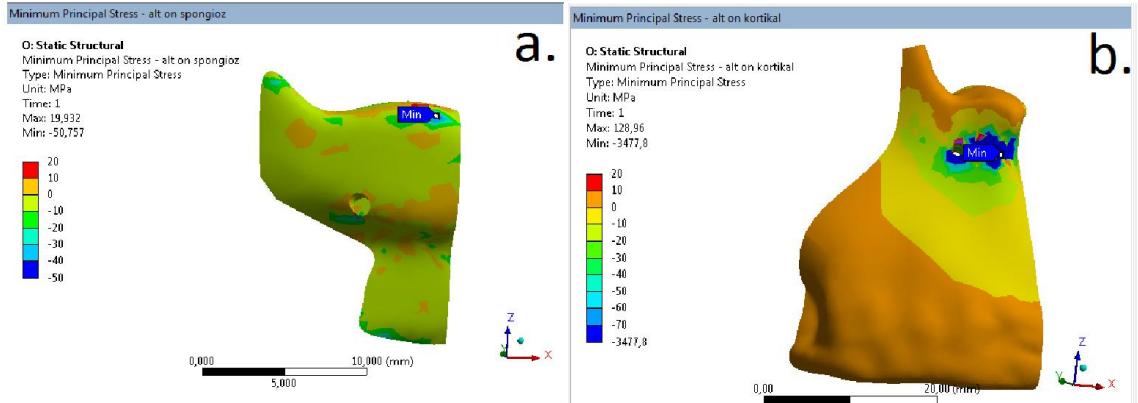
Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 55 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın osteotomi hattına denk gelen kemik bölgesinde -26,6 MPa ve kanselöz kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde -10,6 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 55.

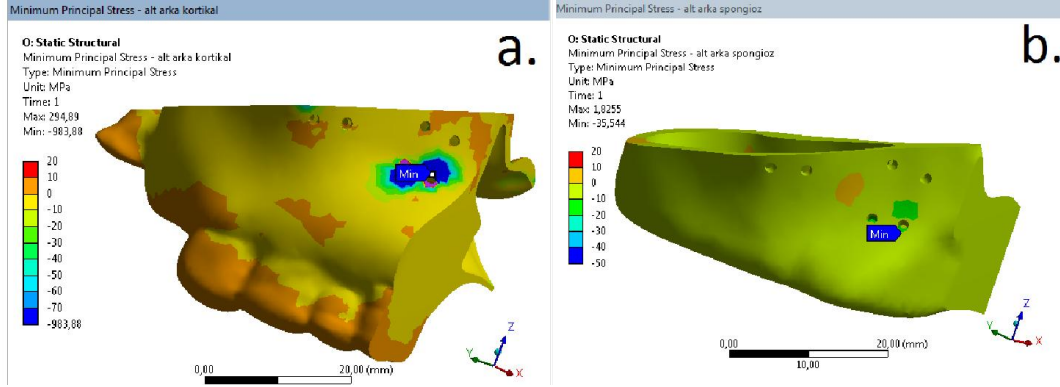
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 56 a ve b ile Resim 57 a ve b’de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte Pmin değeri düz plağın 4. vida bölgesinde -3477,8 MPa, alt arka kortikal kemikte Pmin değeri düz plağın 2. vida bölgesinde -983,8 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kanselöz kemikte Pmin değeri düz plağın 4. vida bölgesinin yukarisına denk gelecek bölgede -50,7 MPa alt arka kanselöz kemikte Pmin değeri düz plağın 2. vida bölgesinde -35,5 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 56.

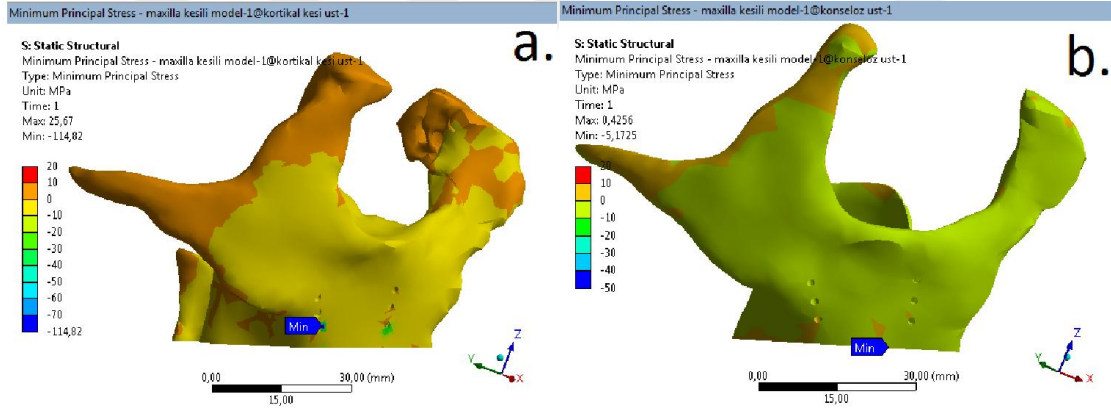
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 3’de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.



Resim 57.

- Model 3'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 3'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kancellöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 58 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -114,8 MPa ve kancellöz kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -5,1 MPa olarak ölçülmüştür.

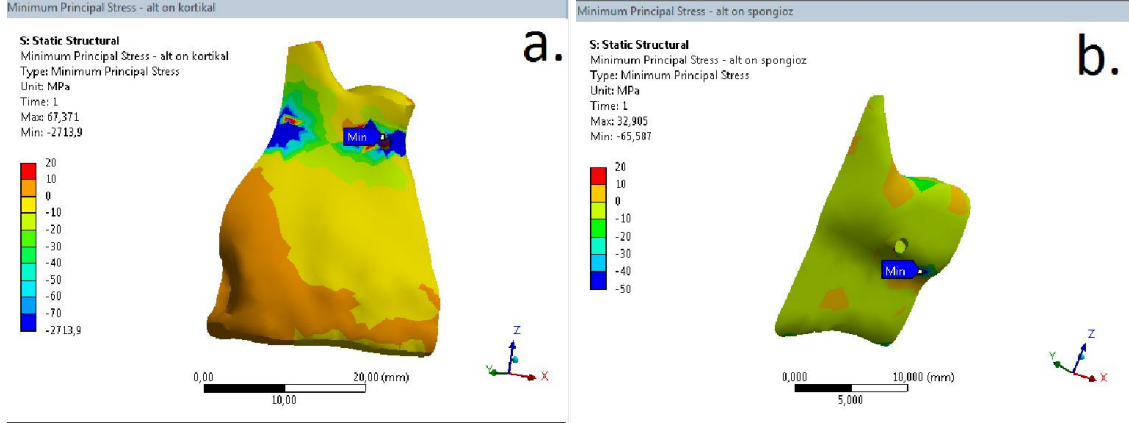


Resim 58.

- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda üst kancellöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

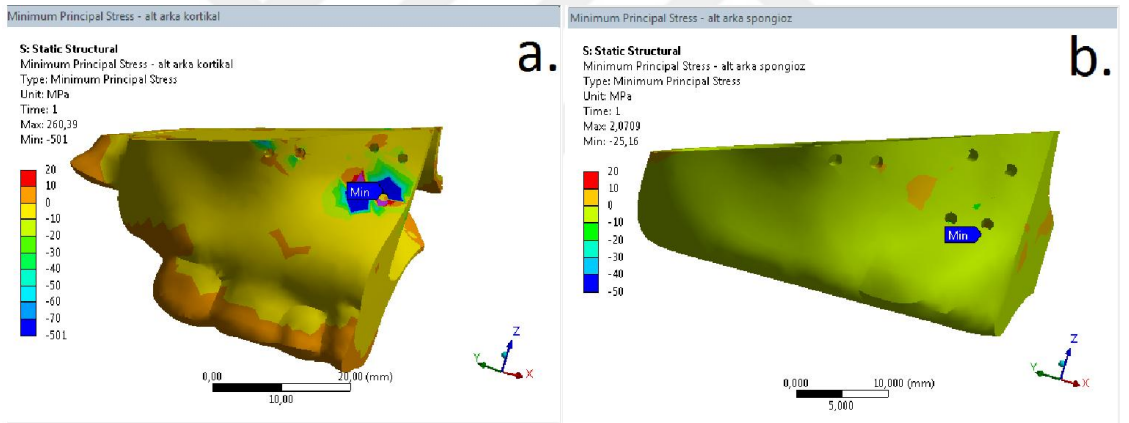
Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 59 a ve b ve Resim 60 a ve b'de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte Pmin değeri düz plağın 4. vida bölgesinde -2713,9 MPa, alt arka kortikal kemikte Pmin değeri düz plağın 2. vida bölgesinde -501 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kancellöz kemikte Pmin değeri düz plağın 4. vida bölgesinin aşağısına denk gelecek bölgede -65,5 MPa

alt arka kanselöz kemikte Pmin değeri düz plağın 2. vida bölgesinde -25,1 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 59.

- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

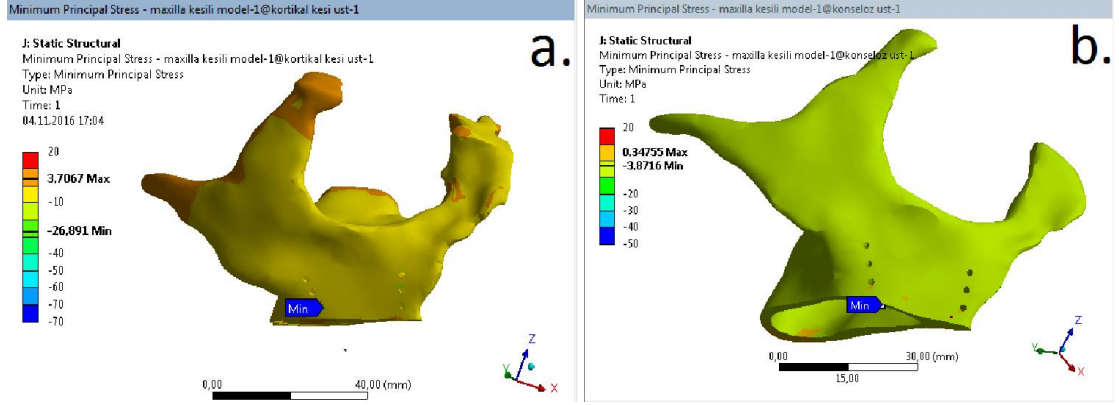


Resim 60.

- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 4'de ön ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

6.4. Arka Isırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Minimum Principal Stresler

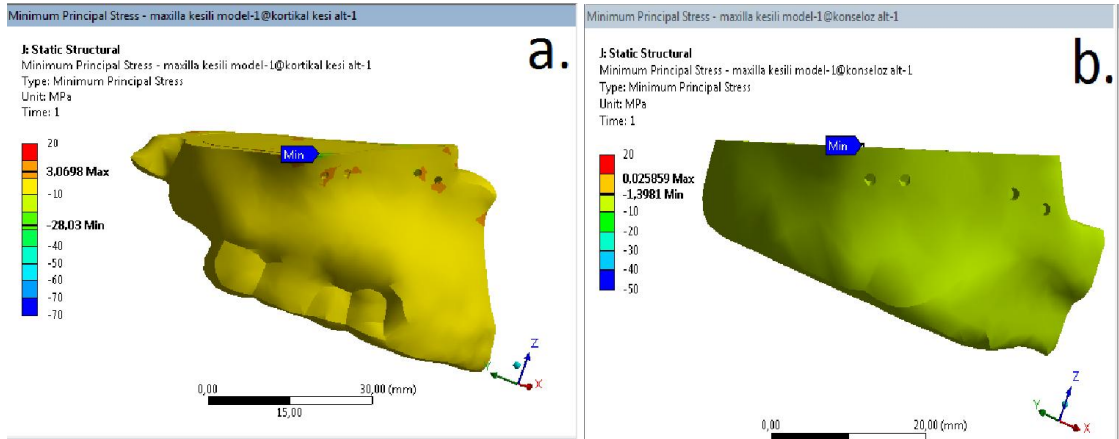
Model 1'de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 61 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -26,8 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -3,8 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 61.

- Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 62 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın osteotomi hattına denk gelen bölgede -28 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın osteotomi hattına denk gelen bölgede -1,3 MPa olarak ölçülmüştür.

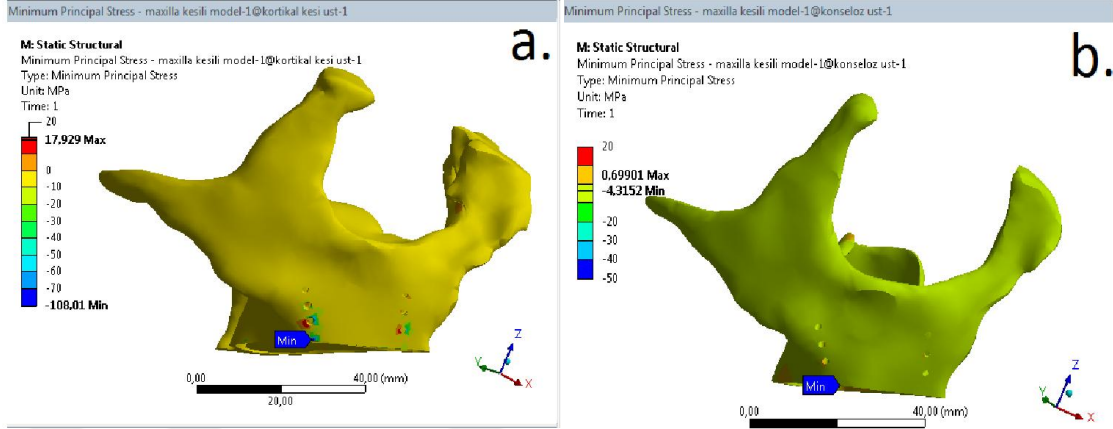


Resim 62.

- Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 1’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

Model 2’de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 63 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -108 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek

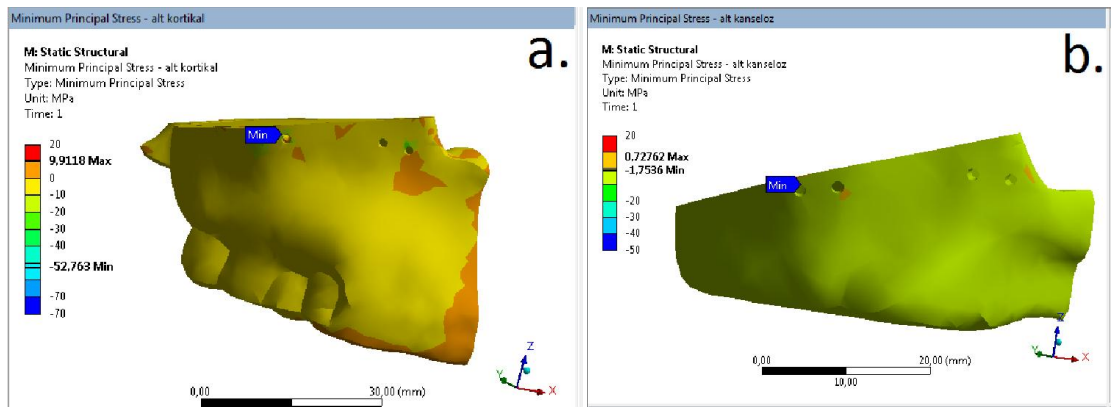
Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -4,3 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 63.

- Model 2'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 2'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

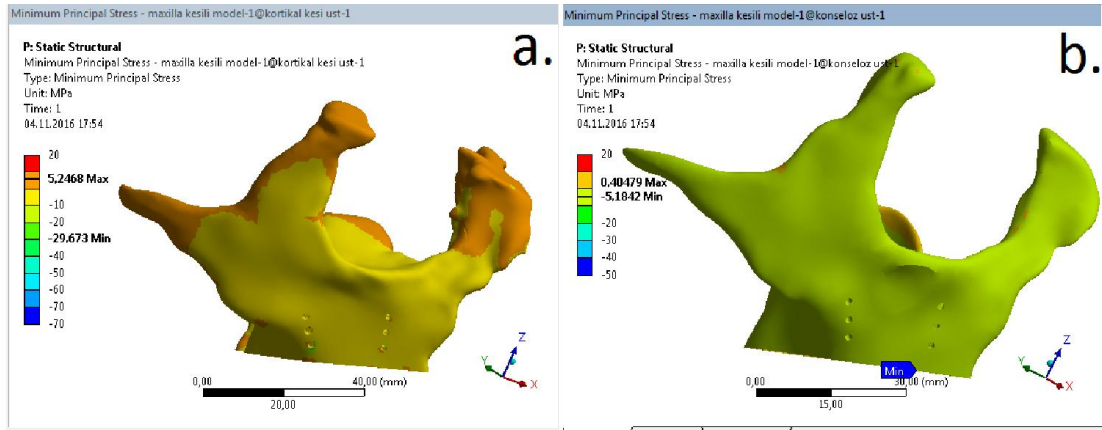
Model 2'de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 64 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 5. vida bölgesinde -52,7 MPa ve kanselöz kemikte en yüksek Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 4. vida bölgesinde -1,7 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 64

- Model 2'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 2'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

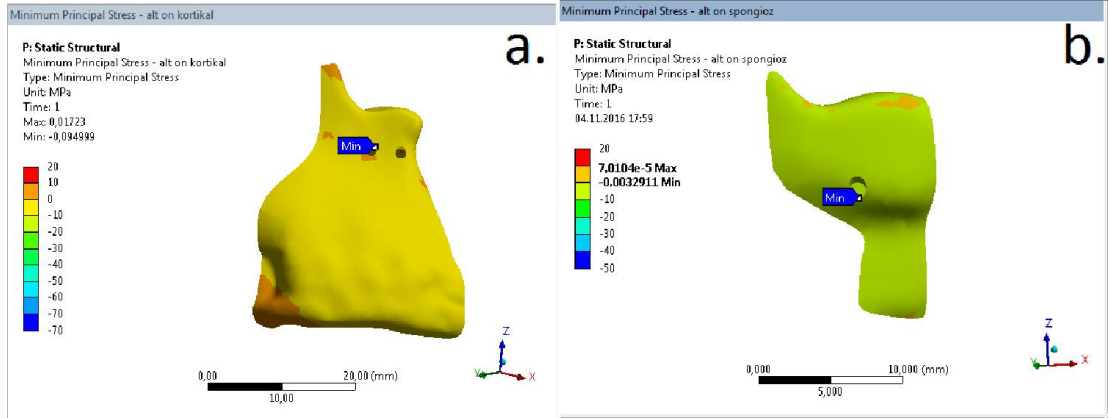
Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 65 a ve b’de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 3. vida bölgesinde -29,6 MPa ve kanselöz kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde -5,1 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 65.

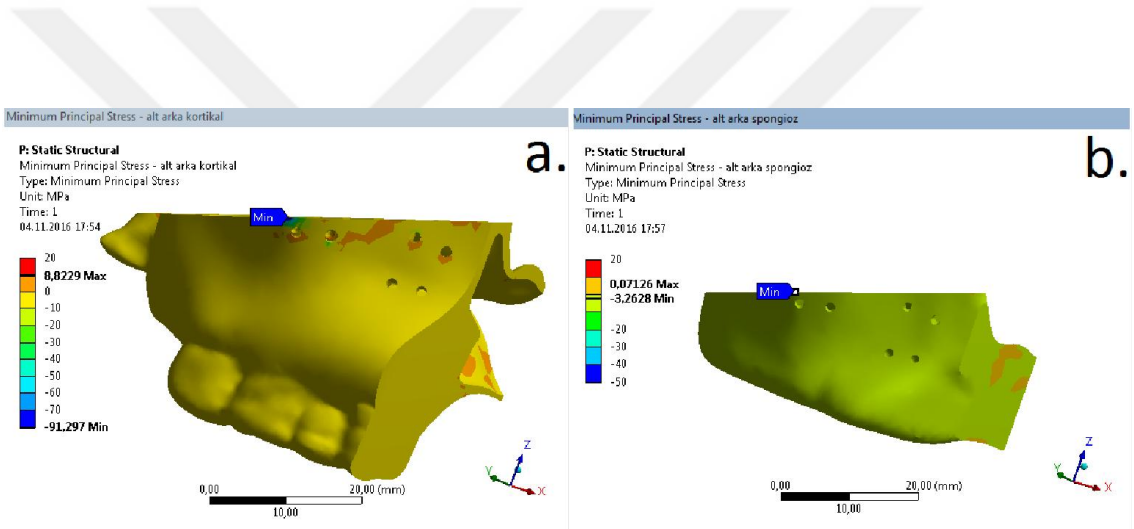
- a. Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- b. Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

Model 3’de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 66 a ve b ile Resim 67 a ve b’de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte Pmin değeri düz plağın 3. vida bölgesinde -0,09 MPa, alt arka kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 4. vida bölgesinde -91,2 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kanselöz kemikte Pmin değeri düz plağın 3. vida bölgesinin yukarisına denk gelecek bölgede -0,03 MPa alt arka kanselöz kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 4. vida bölgesinde -3,26 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 66.

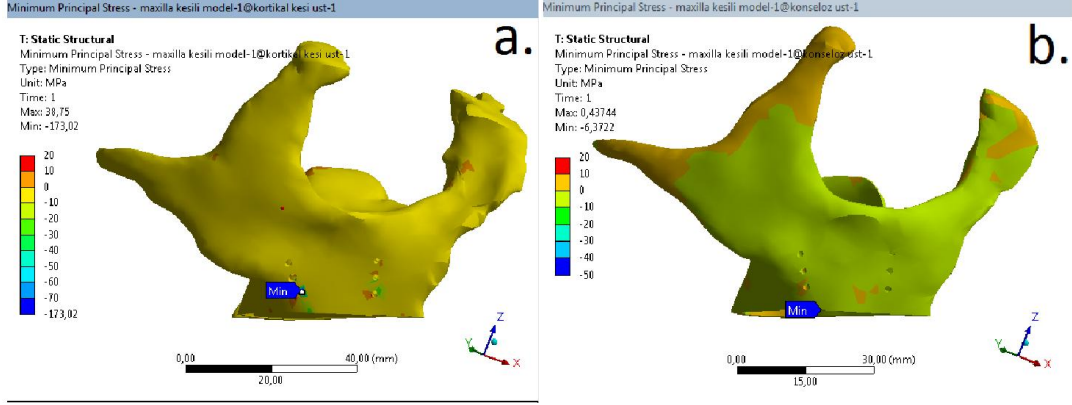
- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kancellöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.



Resim 67.

- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 3'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kancellöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

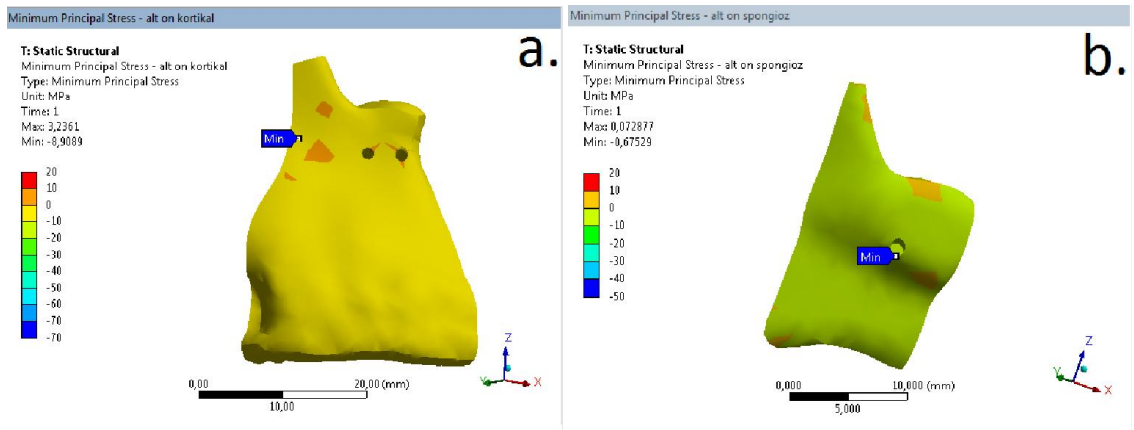
Model 4'de arka ısırma kuvvetleri sonucu üst kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 68 a ve b'de gösterilmiştir. Kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki pağın 3. vida bölgesinde -6,3 MPa ve kancellöz kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 3. vida bölgesinde -173 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 68.

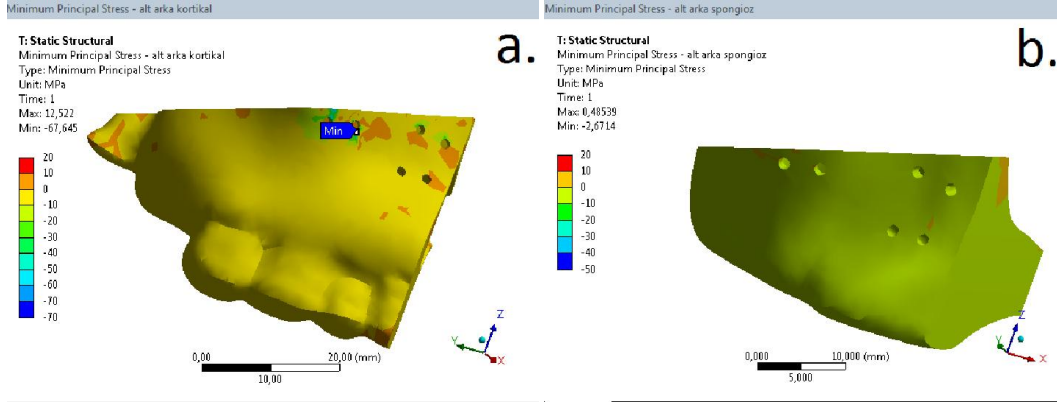
- a. Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
 b. Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda üst kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucu alt kemikte meydana gelen Pmin değeri Resim 69 a ve b ile Resim 70 a ve b’de gösterilmiştir. Alt ön kortikal kemikte Pmin değeri düz plağın 3. vida bölgesinde -8,9 MPa, alt arka kortikal kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki 5. vida bölgesinde -67,6 MPa olarak ölçülmüştür. Alt ön kanselöz kemikte Pmin değeri düz plağın 3. Vida bölgesinin yukarısına denk gelecek bölgede -0,6 MPa alt arka kanselöz kemikte Pmin değeri zigomatikomaksiller destek bölgesindeki plağın 4. vida bölgesinde -2,6 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 69.

- a. Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
 b. Model 4’de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt ön kanselöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

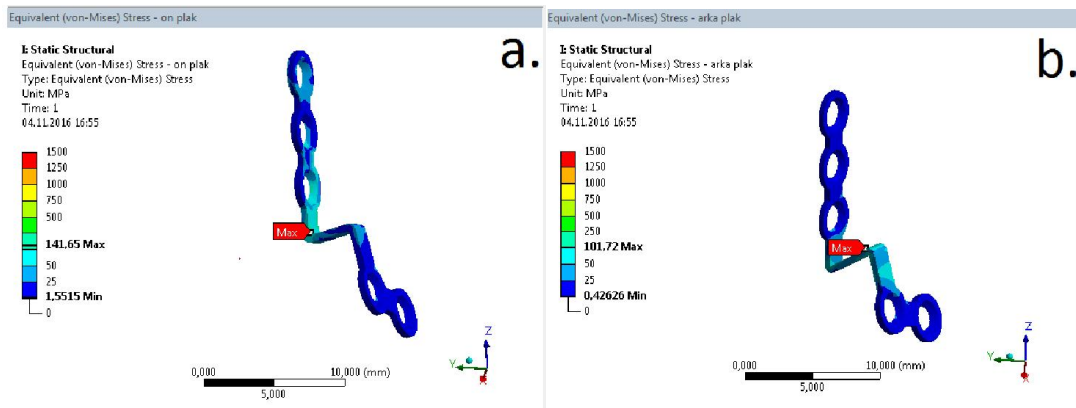


Resim 70.

- Model 4'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kortikal kemikte meydana gelen Pmin değeri.
- Model 4'de arka ısırma kuvvetleri sonucunda alt arka kancellöz kemikte meydana gelen Pmin değeri.

6.5. Ön ısırma Kuvvetlerinde Titanyum Plak ve Vida Sistemlerinde Meydana Gelen Von Mises Stresleri

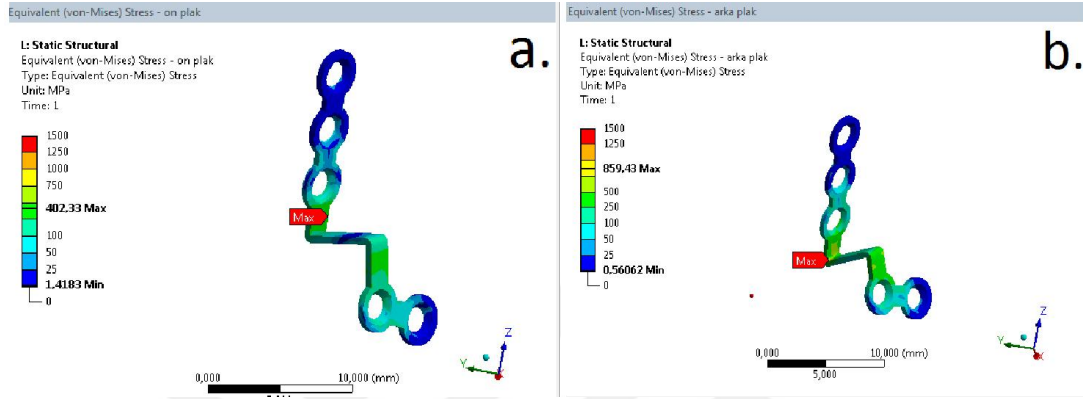
Model 1'de ön ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 71 a ve b'de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm noktasında 141,6 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 2. büküm yerinde 101,2 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 71.

- Model 1'de ön ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 1'de ön ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.

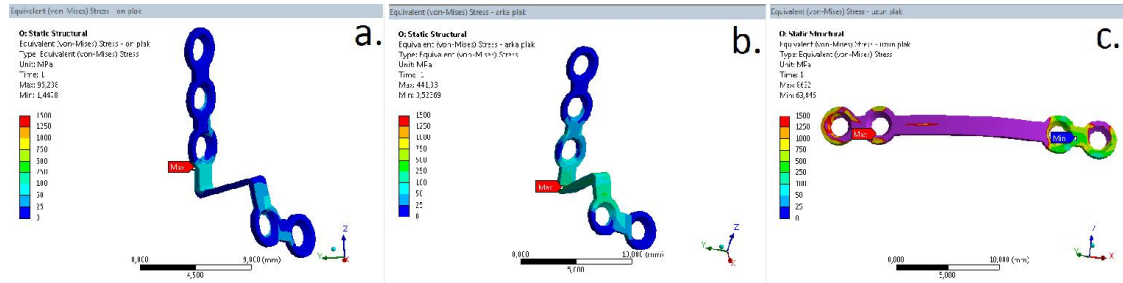
Model 2’de ön ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 72 a ve b’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm noktasında 402,3 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 859,5 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 72.

- Model 2’de ön ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 2’de ön ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.

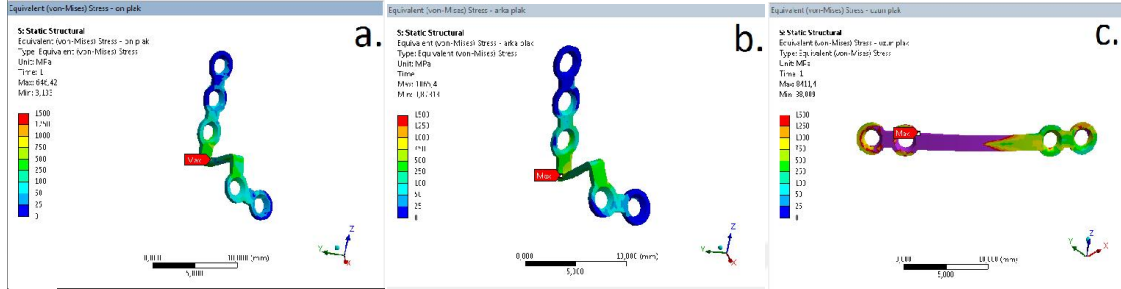
Model 3’de ön ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 73 a, b ve c’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 3. vida bölgesinde 95,2 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 441,3 MPa, düz plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 2. vida bölgesinde 8632 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 73.

- Model 3’de ön ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 3’de ön ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 3’de ön ısırma kuvvetlerinde düz plakta meydana gelen Von Mises stresi.

Model 4’de ön ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 74 a, b ve c’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 646,4 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 1065,4 MPa, düz plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 2. vida bölgesinde 8411 MPa olarak ölçülmüştür.

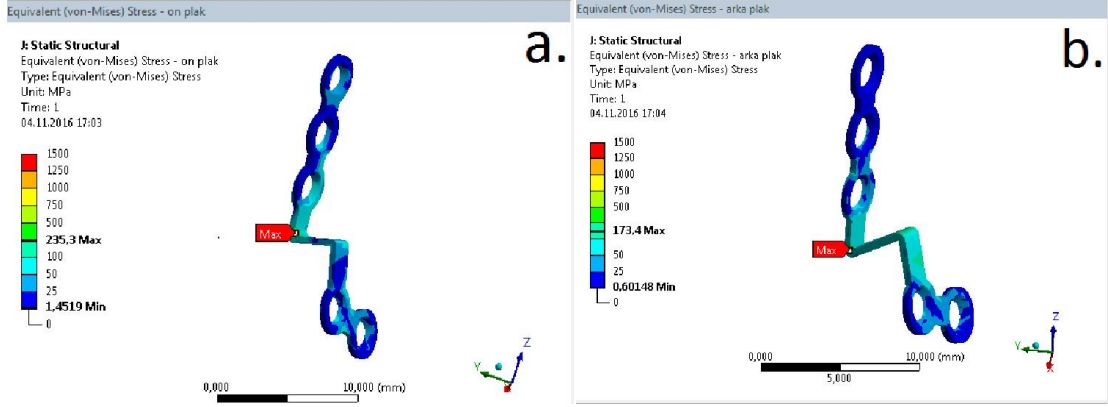


Resim 74.

- a. Model 4’de ön ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- b. Model 4’de ön ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- c. Model 4’de ön ısırma kuvvetlerinde düz plakta meydana gelen Von Mises stresi.

6.6. Arka Isırma Kuvvetlerinde Titanyum Plak ve Vida Sistemlerinde Meydana Gelen Von Mises Stresleri

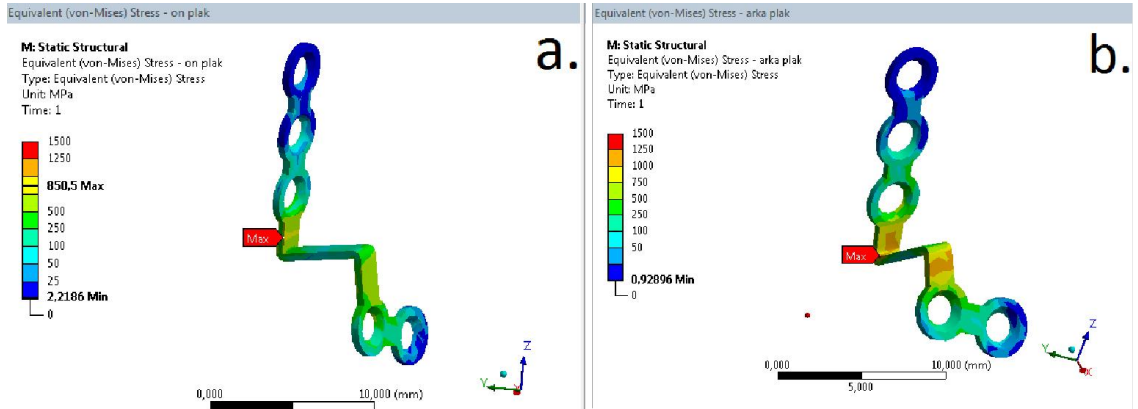
Model 1’de arka ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 75 a ve b’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm noktasında 235,3 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 173,4 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 75.

- Model 1’de arka ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 1’de arka ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.

Model 2’de arka ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 76 a ve b’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm bölgesinin üzerinde 850,5 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 1559,6 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 76.

- Model 2’de arka ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 2’de arka ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.

Model 3’de arka ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 77 a, b ve c’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 3. vida bölgesinde 345,3 MPa, arka plakta

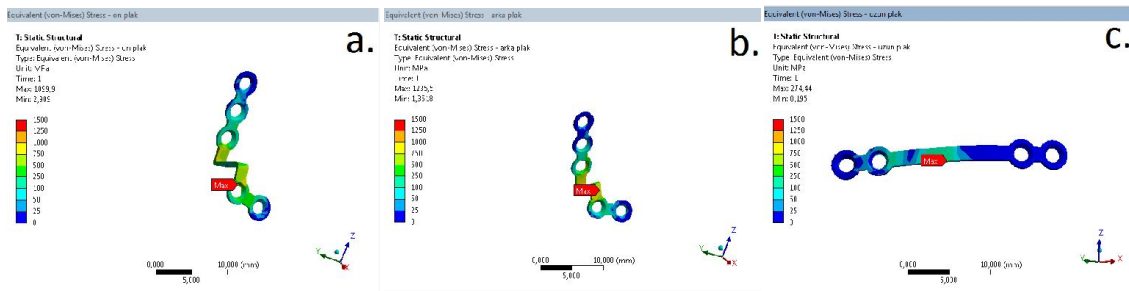
meydana gelen Von Mises stresi plağın 1. büküm yerinde 756,1 MPa, düz plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 2. vida bölgesinde 8,9 MPa olarak ölçülmüştür.



Resim 77.

- Model 3’de arka ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 3’de arka ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 3’de arka ısırma kuvvetlerinde düz plakta meydana gelen Von Mises stresi.

Model 4’de arka ısırma kuvvetlerinde titanyum plak ve vida sistemlerinde meydana gelen Von Mises stresleri Resim 78 a, b ve c’de gösterilmiştir. Ön plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 4. vida bölgesinde 1099,9 MPa, arka plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın 4. vida bölgesinin üst kısmında 1235,5 MPa, düz plakta meydana gelen Von Mises stresi plağın orta bölgesinde 274,4 MPa olarak ölçülmüştür.

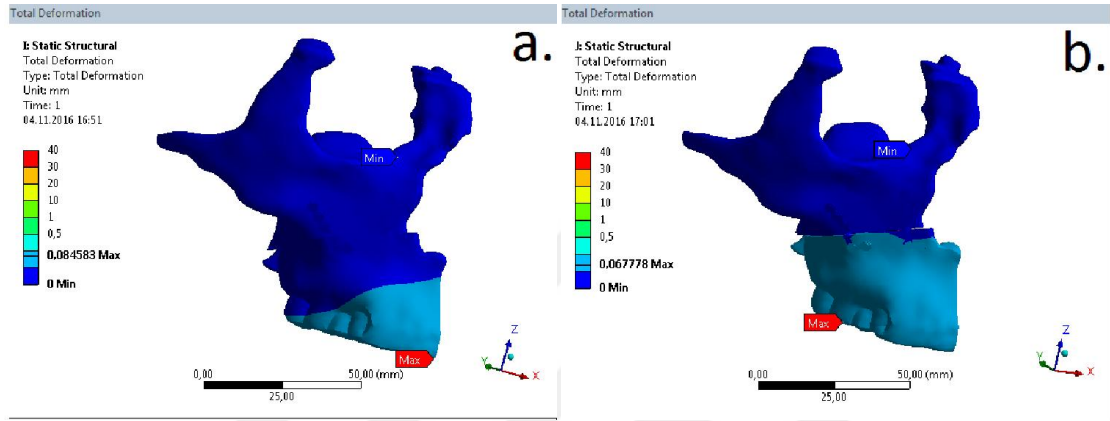


Resim 78.

- Model 4’de arka ısırma kuvvetlerinde ön plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 4’de arka ısırma kuvvetlerinde arka plakta meydana gelen Von Mises stresi.
- Model 4’de arka ısırma kuvvetlerinde düz plakta meydana gelen Von Mises stresi.

6.7. İsrırma Kuvvetlerinde Meydana Gelen Total Deformasyon

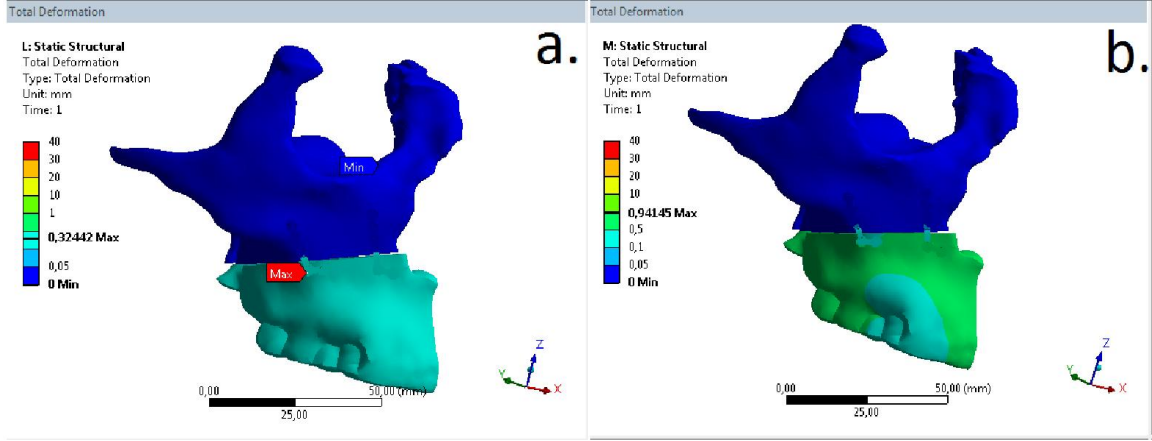
Resim 79 a ve b’de ön ve arka ısırma kuvvetlerinde Model 1’de meydana gelen total deformasyon ölçümleri görülmektedir. Ön ısırma kuvvetlerinde maksimum total deformasyon değerinin 0,08 mm ile ön kesici dişlerin kesici kenarlarında, arka ısırma kuvvetlerinde ise 0,06 mm ile 1. molar diş hizasında ölçülmüştür.



Resim 79.

- a. Model 1’de ön kuvvette meydana gelen total deformasyon.
- b. Model 1’de arka kuvvette meydana gelen total deformasyon.

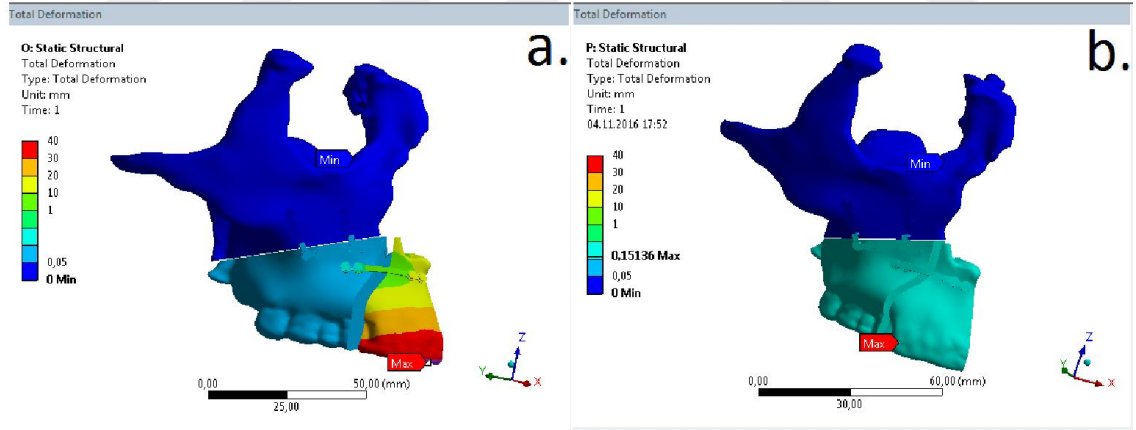
Resim 80 a ve b’de ön ve arka ısırma kuvvetlerinde Model 2’de meydana gelen total deformasyon miktarının ölçümleri görülmektedir. Ön ısırma kuvvetlerinde maksimum total deformasyon değeri 0,32 mm ile zigomatikomaksiller destek bölgesine yerleştirilen plağın 4. ve 5. vidaları bölgesinde, arka ısırma kuvvetlerinde ise 0,9 mm ile apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın 5. vida bölgesinin ön tarafında osteotomi hattına yakın bölgede ölçülmüştür.



Resim 80.

- a. Model 2’de ön kuvvette meydana gelen total deformasyon.
- b. Model 2’de arka kuvvette meydana gelen total deformasyon.

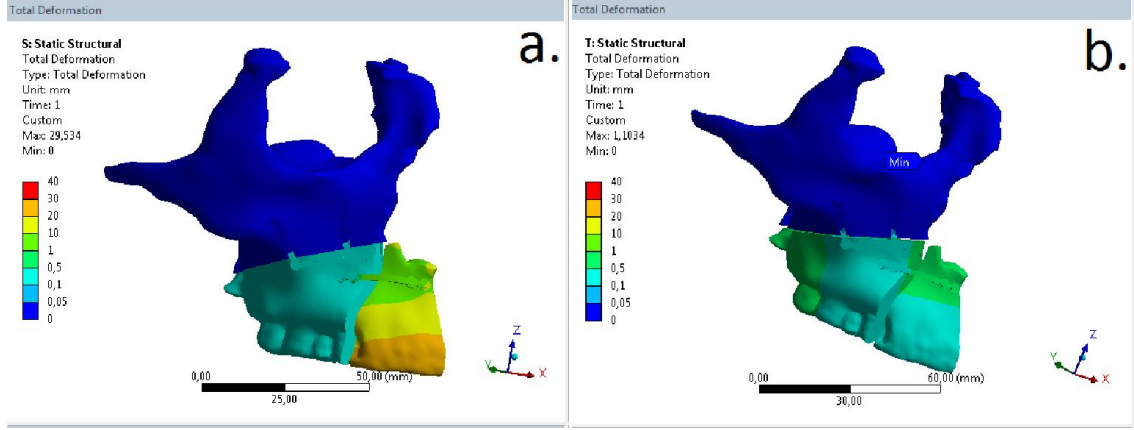
Resim 81 a ve b’de ön ve arka ısırma kuvvetlerinde Model 3’de meydana gelen total deformasyon miktarının ölçümleri görülmektedir. Ön ısırma kuvvetlerinde maksimum total deformasyon değeri 40,6 mm ile ön kesici dişlerin kesici kenarlarında, arka ısırma kuvvetlerinde ise 0,15 mm ile kanin diş hizasında ölçülmüştür.



Resim 81.

- a. Model 3’de ön kuvvette meydana gelen total deformasyon.
- b. Model 3’de arka kuvvette meydana gelen total deformasyon.

Resim 82 a ve b’de ön ve arka ısırma kuvvetlerinde Model 4’de meydana gelen total deformasyon miktarının ölçümleri görülmektedir. Ön ısırma kuvvetlerinde maksimum total deformasyon değeri 29,5 mm ile ön kesici dişlerin kesici kenarlarında, arka ısırma kuvvetlerinde ise 1,1 mm ile osteotomi hattı altında kalan maksillanın ön parçasında apertura priformis sınırında ölçülmüştür.



Resim 82.

- a. Model 4’de ön kuvvette meydana gelen total deformasyon.
b. Model 4’de arka kuvvette meydana gelen total deformasyon.

4.8. Pmax, Pmin, VM ve Total Deformasyon Analiz Tabloları

Tablo 2. Kortikal kemikteki maksimum principal stres (Pmax) değerleri. (MPa)

Pmax		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Ön Kuvvet	Üst Kortikal	27,9	31,4	21	71,7
	Alt Ön Kortikal	0	0	1473,8	630
	Alt Arka Kortikal	11	27,4	1042,4	815
Arka Kuvvet	Üst Kortikal	27,8	83,2	36,7	112,7
	Alt Ön Kortikal	0	27	0,09	14,5
	Alt Arka Kortikal	12,8	71,3	32,9	192,1

Tablo 3. Kanselöz kemikteki maksimum principal stres (Pmax) değerleri. (MPa)

Pmax		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Ön Kuvvet	Üst Kanselöz	2,9	1,6	2,4	2,2
	Alt Ön Kanselöz	0	0	65,8	137,2
	Alt Arka Kanselöz	0,5	1,4	33,7	20,9
Arka Kuvvet	Üst Kanselöz	5,1	2,9	2,3	2,2
	Alt Ön Kanselöz	0	0	0,001	0,3

Tablo 4. Kortikal kemikteki minimum principal stres (Pmin) değerleri. (MPa)

Pmin		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Ön Kuvvet	Üst Kortikal	-35,6	-50,2	-26,6	-114,8
	Alt Ön Kortika	0	0	-3477,8	-2713,9
	Alt Arka Kortikal	-17,8	-27,1	-983,8	-501
Arka Kuvvet	Üst Kortikal	-26,8	-108	-29,6	-173
	Alt Ön Kortikal	0	0	0,09	-8,9
	Alt Arka Kortikal	-28	-52,7	-91,2	-67,6

Tablo 5. Kanselöz kemikteki minimum principal stres (Pmin) değerleri. (MPa)

Pmin		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Ön Kuvvet	Üst Kanselöz	-4,4	-1,8	-10,6	-5,1
	Alt Ön Kanselöz	0	0	-50,7	-65,5
	Alt Arka Kanselöz	-1,2	-2	-35,5	-25,1
Arka Kuvvet	Üst Kanselöz	-3,8	-4,3	-5,1	-6,3
	Alt Ön Kanselöz	0	0	-0,03	-0,6
	Alt Arka Kanselöz	-1,3	-1,7	-3,26	-2,6

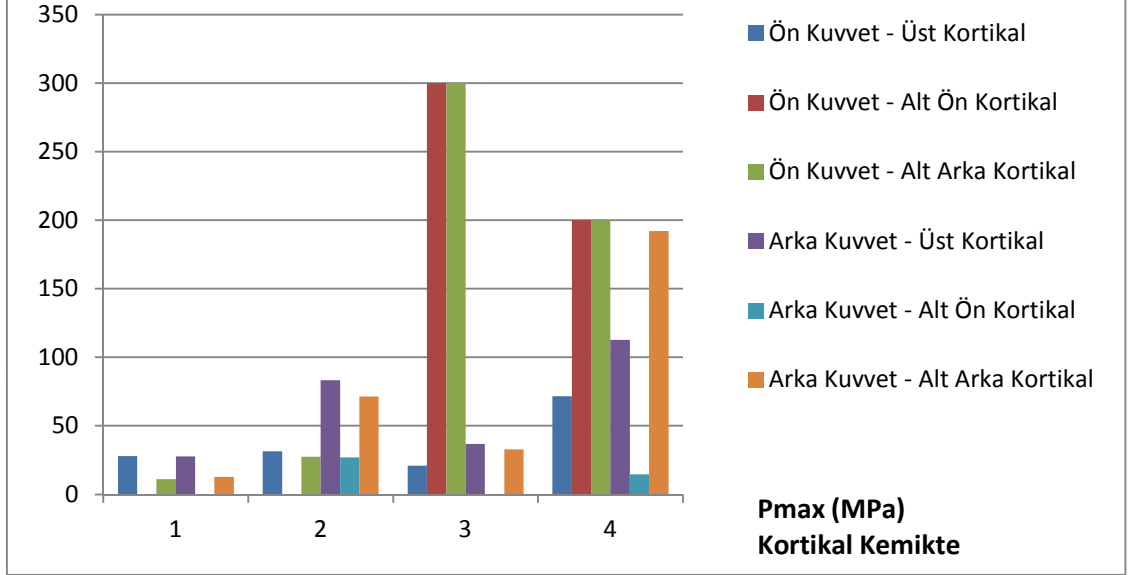
Tablo 6. Von Mises (VM) stres değerleri. (MPa)

Von Mises		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Ön Kuvvet	Ön Plak	141	402	95	646
	Arka Plak	101	859	441	1060
	Düz Plak	0	0	8632	8411
Arka Kuvvet	Ön Plak	235	850	345	1099
	Arka Plak	173	1559	756	1235
	Düz Plak	0	0	8	274

Tablo 7. Total deformasyon değerleri. (mm)

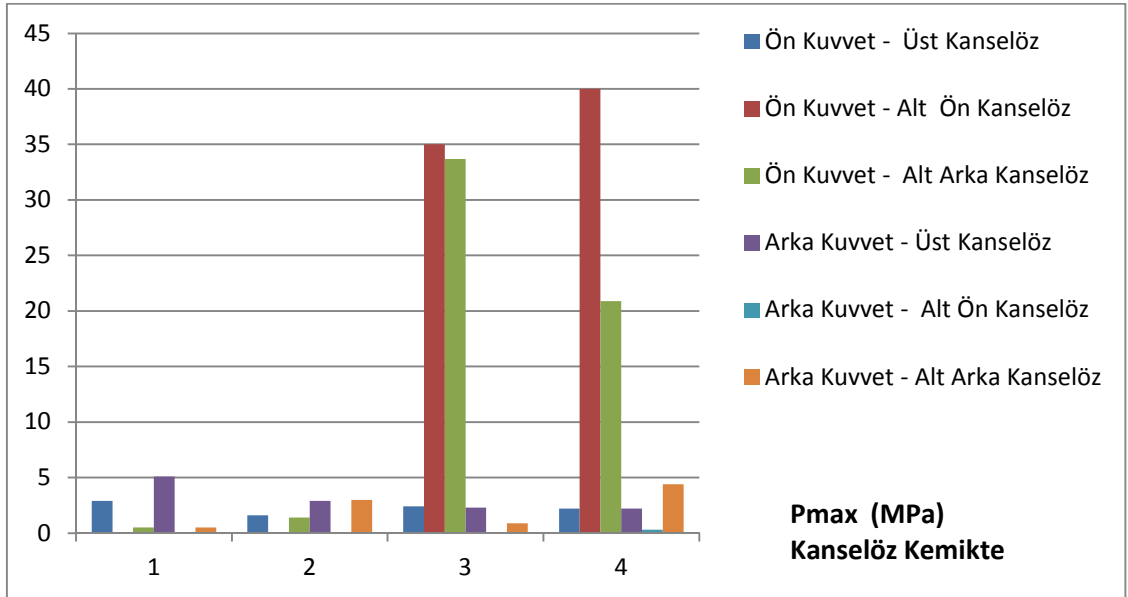
Total	Model	Model	Model	Model
Deformasyon	1	2	3	4
Ön Kuvvet	0,08	0,32	40,6	29,5
Arka Kuvvet	0,06	0,9	0,15	1,1

4.9. Pmax, Pmin, VM ve Total Deformasyon Analiz Grafikleri



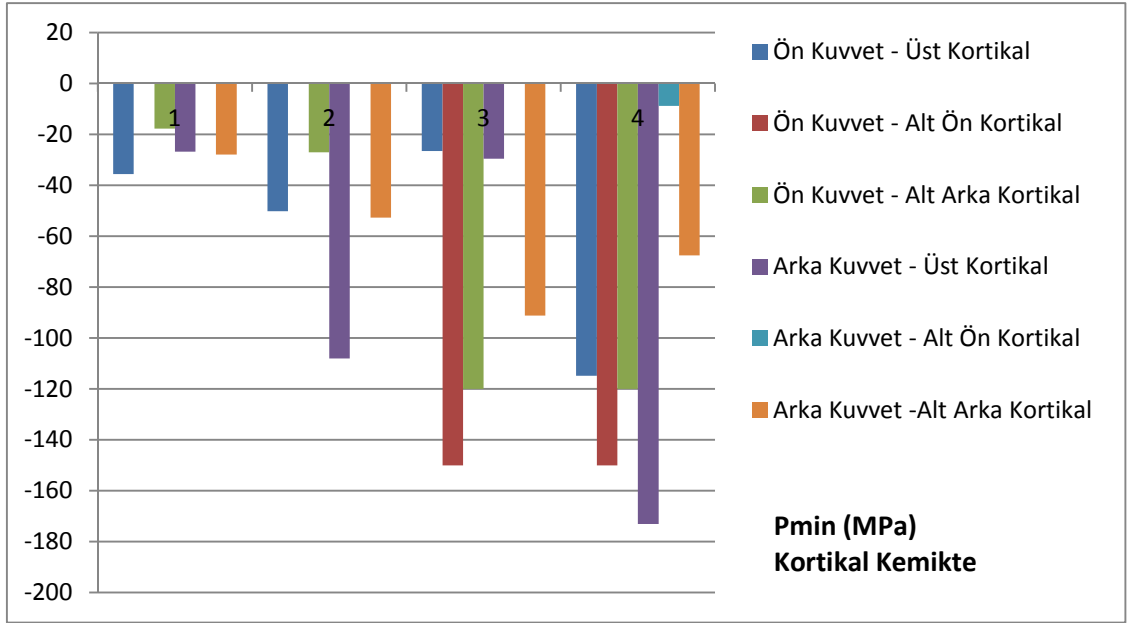
Şekil 1. Kortikal kemikte Pmax değeri grafiği

* Ön Kuvvet-Alt Ön Model 3'de 1473,8; Model 4'de 630 / Ön Kuvvet-Alt Arka Model 3'de 1042,4; Model 4'de 815'dir.



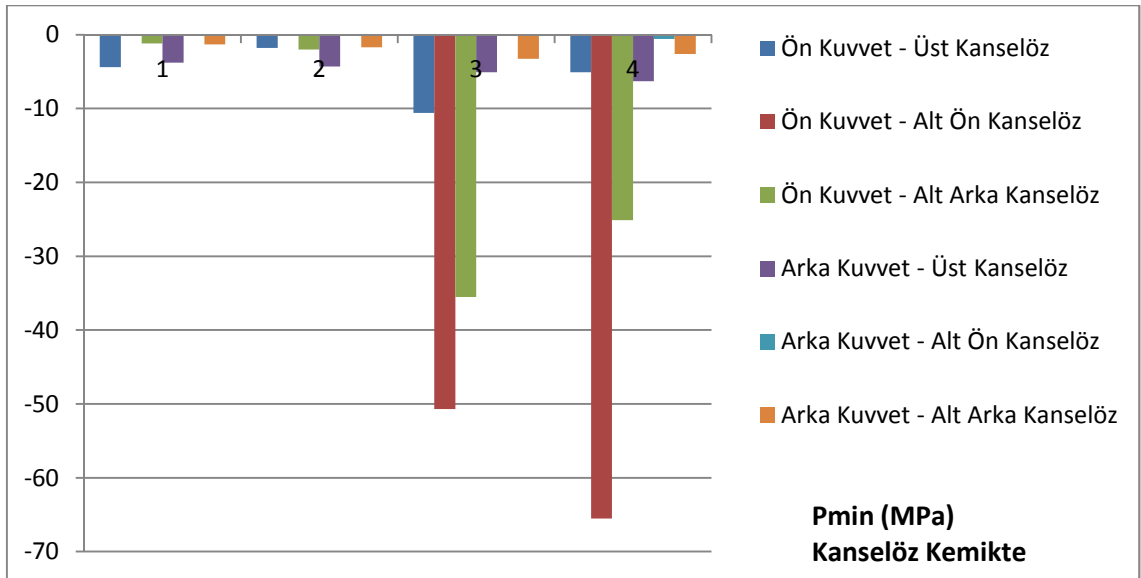
Şekil 2. Kancelöz Kemikte Pmax değeri grafiği.

*Alt ön kancellözde Model 3 verisi 65,8; Model 4 verisi 137,2'dir.

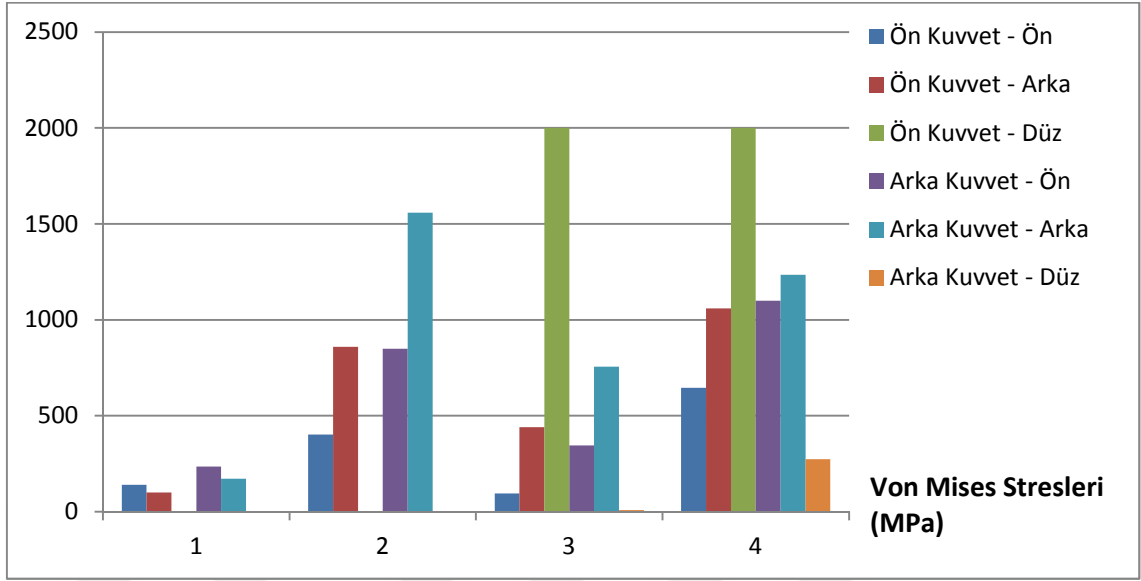


Şekil 3. Kortikal Kemikte Pmin değerleri grafiği.

*Ön kuvvet- Alt ön Model 3'de -3477,8; Model 4'de 630; Ön kuvvet-Alt arka Model 3'de -983,8; Model 4'de -501'dir.

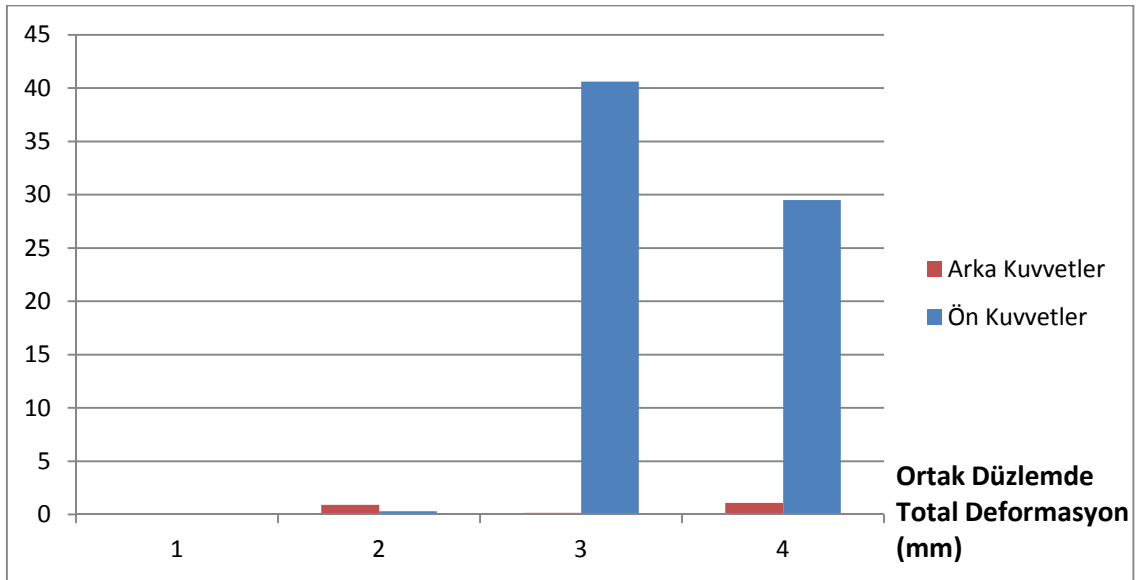


Şekil 4. Kancelöz kemikte Pmin değerleri grafiği.



Şekil 5. Von Mises stresleri grafiği.

*Ön Kuvvet – Düz: Model 3’de 8632, Model 4’de 8411



Şekil 6. Total deformasyon değerleri grafiği.

7. TARTIŞMA

Le Fort I osteotomi tekniği ilk defa dentofasial deformite onarımı için 1921 yılında, Hermann Wassmund tarafından intraoperatif mobilizasyon yapmadan gerçekleştirilmiştir, maksillanın istenen pozisyona getirilmesi için daha sonra elastik kuvvetler ile ortopedik traksiyon yapılmıştır (70-72).

Le Fort I cerrahisinin temel amacı maksillanın alt tarafı ile üst tarafını birbirinden ayırıp alt maksillayı olması gereken konudan yeniden fikse etmektir. Le Fort operasyonları içerisinde en sık yapılanı ve tekniği en kolay olanıdır. Endikasyonları oldukça geniştir. Orta yüz deformitelerinin, asimetrielerin, açık kapanış ve derin kapanış tedavilerinin, yarık damak dudak tedavisinin ve uyku apnesinin tedavisi için kullanılan yaygın bir tekniktir (31). Artan tecrübe ve geliştirilen teknikler ile ortognatik cerrahi günümüzde çeşitli dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde güvenle uygulanmaktadır (124).

Le Fort I osteotomisi gibi tekniklerin araştırılmasında canlı doku ve organların kullanılması ve üzerlerinde analizler yapılması oldukça zordur. Hem standardizasyonun sağlanmasının zorluğu hem de etik sebeplerle bu tür araştırmaların sanal modeller oluşturularak bilgisayar ortamında yapılması çok daha kolay ve hızlı olmaktadır. Sonlu eleman analizi (SEA) günümüzde birçok problemin pratik çözümü için kullanılan en iyi yöntemlerdendir. Problem basit alt birimlere ayrılır ve her biri kendi içinde çözüme ulaştırılarak problemin tamamı çözülür. Sonlu elemanlar analizi kompleks mühendislik problemlerinin hassas olarak bilgisayar ortamında çözülmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Karmaşık geometriye sahip yapılarda meydana gelen yer değiştirmeler, gerilme stresi ve sıkışma stresinin hassas bir şekilde incelenmesine imkan veren bu yöntem, asıllarına en yakın biçimde analizi yapılacak yapıların modellenmesi ve fiziksel özelliklerinin bu modellere gerçeğe en uygun şekilde yansıtılması ile oluşan stres değerlerinin hesaplanabilmesine olanak sağlamaktadır (103).

SEA yönteminde kullanılacak modeller, gerçek doku ve organlara ne kadar benzerse ve modellere binecek yükler ne derece doğru şekilde belirlenirse yapılacak analizler sonrası elde edilen sonuçlar o derece gerçeğe uygun olmaktadır.

SEA çeşitli mühendislik dallarının yanı sıra çene cerrahisi, ortopedi, kalp damar cerrahisi, plastik cerrahi gibi tıp dallarında da kullanılmaktadır (102).

Diş hekimliğinde dental materyallerin geliştirilmesi ile ağız-diş ve çene cerrahisinde, ortodontide, protetik diş tedavisinde, endodontide SEA yönteminin kullanımı son yılda giderek artmıştır (125-133).

SEA'nın gerçek klinik durumların karmaşıklık seviyesindeki stres davranışlarını çözümleyip analiz edebilme yeteneği, onu yüz kırık tedavileri ve plaklama teknikleri açısından kullanışlı bir araç yapmıştır (119, 134, 135).

Le Fort I osteotomisinde SEA'yı ilk olarak Nagasao ve ark. (134), 2007 yılında fiksasyon vidalarının çapları ve stabilite arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalarında kullanmışlardır.

Yıldız ve ark. (136) farklı fiksasyon yöntemlerinin stres dağılımları ve optimal mini plak kullanımını belirleyebilmek için L ve Le Fort plaklarından oluşan 2'li ve 4'lü plak sistemlerinin kullanıldığı bilgisayar modelleri oluşturmuştur ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak karşılaştırmışlardır. Bu çalışma, Le Fort I osteotomisiyle maksiller ilerletme operasyonlarında yapılan fiksasyonlarda 4'lü plak sistemlerinin kullanmasının daha güvenilir bir yöntem olduğunu göstermiştir; 2'li plak sistemlerinin kullanılacağı durumlarda L plak yerine Le Fort plağı kullanmanın göreceli daha iyi olduğu, 4'lü plak sistemlerindeyse L ve Le Fort plağı kullanılması arasında belirgin bir fark oluşmadığını göstermiştir.

Coşkunes ve ark. (137) yaptığı hazır bükümlü mini plaklar yardımıyla Le Fort I osteotomisi sonrasında maksiller ilerletmenin fiksasyon sistemi ve kemik üzerindeki stresleri SEA metodu ile inceledikleri çalışmada, bir hastanın bilgisayarlı tomografi görüntüsünden faydalanılarak üç boyutlu maksilla modeli oluşturulmuştur, geleneksel Le Fort I ilerletme operasyonu simüle edilerek maksilla kortikal ve trabeküler kemik olarak 5 mm ve 10 mm ileri alınmıştır. 1,7 mm'lik Leibinger standart titanyum ortognatik 5 delikli L mini plak ve 1,7 mm'lik titanyum 11 delikli ortognatik ilerletme hazır bükümlü miniplak ile (apertura priformis bölgesinden) segmentlerin fiksasyonu yapılmıştır. İnsizal bölgeden 125 N, molar bölgeden 250 N'luk statik vertikal eksenli çiğneme kuvvetleri simüle edilerek modellere uygulanmıştır. Daha sonrasında her model için segmentlerin deplasman miktarına titanyum mini plaklardaki Von Mises (VM) stresine ve kemikteki Maksimum Principal Strese (Pmax) bakılmıştır. Çalışmanın sonucunda, ilerletmenin 5 mm'yi aşmadığı durumlarda hazır bükümlü miniplakların geleneksel 2 plaklı sisteme iyi bir alternatif olabileceği, ilerletmenin 5 mm'yi aştığı

durumlarda ve vertikal pozisyon değişikliklerinde durumun tartışmalı olduğu ve ek çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmüştür.

Uçkan ve ark. (123) maksiller ilerletme cerrahisi sonrası kullanılan rezorbe olan ve titanyum fiksasyon sistemlerinin stabilitelelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında üç boyutlu maksiller modelde geleneksel Le Fort I ilerletme operasyonu ile 5 mm ilerletme simüle edilmiştir. İnsizal bölgeden 44 N, 125 N ve molar bölgeden 250 N ısırma kuvveti verilerek modellerdeki deplasman miktarı, principal stresler ve principal elastik gerilmeler SEA yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. Titanyum mini plaklar ile fikse edilen Le Fort I ilerletme operasyonları tüm kuvvetler altında stabilitesini korurken, rezorbe olabilen sistemler ile fikse edilen modellerde 44 N'nun üzerindeki ısırma kuvvetlerinde plakların kırılması, vida deformasyonu ve başarısızlığı riskinin büyük olduğu görülmüştür. 125 N insizal ısırma kuvvetlerinde rezorbe olan fiksasyon sistemlerinin kullanıldığı modellerdeki deplasman miktarı titanyum fiksasyon sistemlerin kullanıldığı modellerden 6 kat fazla ve deformasyon miktarını belirten maksimum principal stres miktarı 8 kat fazla bulunmuştur. Anterior ısırma kuvvetlerinin maksillada rotasyonel harekete sebep olduğu ve posteriordaki plaklarda yüksek streslere neden olduğu; posterior ısırma kuvvetleri altında da maksillanın anteriora hareket ettiği ve bu durumun da anterior plaklarda yüksek stres değerlerine neden olduğu görülmüştür. Titanyum ve rezorbe olabilen fiksasyon sistemleri biyomekanik olarak karşılaştırıldığında titanyum sistemlerinin ısırma kuvvetlerini absorbe ettiği ve bitişik kemiğe transfer etmekten kaçındığı görülmüştür. Titanyum mini plaklarda stresin düzenlendiği ve bu durumun stres sonucu görülebilecek deformasyonları engellediği, rezorbe olabilen plaklarda ise materyalin düşük yield kuvvet değeri nedeni ile stresin direkt bitişik kemiğe iletildiği, gelen kuvvetlerin plağı kolayca deforme ettiği, bu durumun da vida etrafında stres altında kalan kemiğin rezorbe olmasına neden olduğu belirtilmiştir.

Ataç ve ark. ile Erkmen ve ark. (19-21) seri halinde yaptıkları SEA araştırmalarında 2'li ve 4'lü plak fiksasyonu kullanılarak yapılan Le Fort I osteotomileri sonrası maksillanın biyomekanik davranışını ilerletme operasyonu, inferior- anterior yeniden konumlandırılması ve gömme operasyonu olarak ayrı ayrı ele almışlardır. Çalışmalarını kanselöz ve kortikal kemiğin organik özellikleri hakkında yeteri kadar bilgi olmadığını ifade ederek isotropik, homojen, ve lineer elastik olduğunu varsayarak

yürütmüşlerdir. Bir modeli çift taraflı apertura priformis bölgelerinden 2 mm'lik 2 adet L mini plak ve 4'er adet monokortikal vida ile, diğer modeli de çift taraflı apertura priformis bölgelerinden 2 mm'lik 2 adet L miniplak ve zigomatik destek bölgelerinden 2 mm'lik 2 adet düz mini fiksasyon plağı ve 4'er adet monokortikal vida ile fikse edecek şekilde her çalışma için ikişer model oluşturmuşlardır. Kemikteki, mini plaklardaki ve vidalardaki stres alanları her model için bilgisayar ortamında ortaya konulmuştur. Molar ve premolar bölgelerden çiğneme kuvvetlerinin posterior okluzal yüklemesi üç yönde de (vertikal, horizontal, oblik) simüle edilmiştir. Özellikle oblik ve horizontal kuvvetler uygulandığı durumlarda, her 2 model için plaklardaki Von Mises (VM) streslerine ve kemikteki Maksimum Prinsipal Strese bakılmıştır. İlerletme yapılan modellerde, 2 plaklı modelde (ADV-2) özellikle oblik kuvvetler altında plak ve kemikte en yüksek Von Mises ve Maksimum Prinsipal Stres saptanmıştır. Her durumda 4 plakla fiksasyonu yapılan modelde (ADV-4) daha az VM ve Pmax görülmüştür. Gömme operasyonunda maksilla bilgisayar simülasyonu ile 4 mm superiora yeniden konumlandırılmıştır, bu değer ortalama bir hareketlendirme olarak seçilmiştir. Modellerdeki Pmax ve VM değerlerine bakılmıştır. Sonuç olarak 4 plaklı modelde tüm stres değerleri 2 plaklı modelininkine göre daha düşük çıkmıştır ve uzun süreli iskeletsel stabilitenin korunması açısından 4 plaklı rigid sistemin kullanılmasının önemi vurgulanmıştır. Inferior- anterior yeniden pozisyonlandırma operasyonu simüle eden INF-2 ve INF-4 modellerinde ise 5 mm maksiller ilerletme ve 4 mm inferior yeniden konumlandırma durumunda vertikal, horizontal ve oblik çiğneme kuvvetlerinin posterior bölgeden modellere uygulanması sonucu oblik ve horizontal kuvvet altında en yüksek stres değerlerinin INF-2 modelinde görüldüğünü ortaya koymuşlardır.

SEA'nın avantajları olduğu gibi dezavantajları da vardır. SEA'nın lineer elastik bir stres analizi yöntemi olması, yapıların stres altındayken belli bir dereceye kadar elastik, daha sonrasında ise plastik deformasyon gösteriyor oluşu göz önünde bulundurulduğunda bir dezavantaj olarak düşünülebilir. Diş hekimliğinde uygulanan kuvvetler, sadece elastik deformasyon oluşturabilecek düzeydeki kuvvetlerdir (105, 138).

SEA modellemeleri materyal karakteristiklerine ilişkin çok fazla varsayım içermektedir ve bunlar normal klinik şartlardan biraz farklı olabilirler. Örnek olarak gerçekte kemiğin homojen ve isotropik olmamasına rağmen kolaylık olması açısından

ve kemiğin gerçek davranış özellikleri tam olarak bilinmediği için, bu araştırmada olduğu gibi birçok çalışmada homojen ve isotropik olduğu varsayılmıştır (133, 137). Yine aynı sebeplerle bu araştırmada, normal klinik şartlarda kemik ve plaklar arasında %100 temas mümkün olmamasına rağmen, literatürdeki benzer çalışmalardaki gibi %100 uyumlu olduğu varsayılmıştır (123, 137). Araştırmada kullanılan SEA modeli, maksillanın düzeltilmiş bilgisayarlı tomografi modelinden oluşturulmuştur ve osteotomi hattının düzenli bir hat olduğu varsayılarak ideal şartlarda istenilen ve stabil sonuç için mümkün olan en fazla kemik temasını sağlaması bir başka avantajdır. SEA'nın dezavantajları olmasına rağmen osteotominin simüle edilebilmesi ve pre-operatif tahminlerin güvenilir olarak yapılabilmesi açısından büyük avantajlar taşımaktadır.

İskeletsel maturasyonunu tamamlamış erişkin hastalarda tek başına ortodontik tedavi maksillanın transversal yetersizliklerinin tedavisinde işe yaramamaktadır. Ortodontik apareyler ile iskeletsel düzeltme yapılması en geç 14-15 yaşa kadar mümkün olabilmektedir. Bu yaştan sonra maksiller genişletme yapmak için ortodontik tedavi ve cerrahi birlikte uygulanmalıdır (82). Bu tür hastalara uygulanacak prosedür 3 grupta toplanabilir; 1. grup cerrahi destekli ve dişlerden destek alan apareylerin kullanıldığı (Hyrax) maksiller genişletme (SARME-Dental), 2. grup cerrahi destekli ve kemikten destek alan apareylerin kullanıldığı maksiller genişletme (SARME-Kemik) (66, 139, 140), 3. grup bu araştırmada da tercih edilen segmental Le Fort I osteotomisi (16, 141-143). Vandersea ve ark. (144) segmental Le Fort I osteotomisi yapma kriterlerini molarlar arası 7 mm'den az transversal maksiller yetersizlik ile birlikte maksillanın sagittal ve vertikal pozisyonlandırılma gerekliliği; apertognati ile birlikte maksiller spee eğrisinin aşırı olması ve ön açık kapanış varlığı ile bu durumun parçalı olarak cerrahi esnasında seviyelenmesinin gerekliliği olarak bildirmişlerdir. SARPE yapma kriterlerini ise vertikal ve sagittal düzlemde düzeltme gerektirmeyen transversal yön yetersizlikleri; molarlar arası 7 mm ve daha fazla olan transversal yön yetersizlikleri ve daha önce başarısız olmuş ortodontik palatinal ekspansiyon tedavisinin varlığı olarak tanımlamışlardır.

Maksillanın transversal yönde yetersiz gelişmesi çoğunlukla vertikal gelişim geriliği ve Angle Sınıf 2 - Sınıf 3 maksiller anomalilerle birlikte görülmektedir (16). Le Fort I osteotomisi ile down fraktürü yapılan maksillayı parçalara ayırmak, maksillanın vertikal ve antero-posterior pozisyonlandırılması ile aynı esnada transversal yönde

geniştirilme yapılmasına olanak verir (16). Bailey ve ark. (16), transversal maksiller gelişim geriliklerinde parçalı Le Fort I operasyonunun uygulanmasını konu alan çalışmalarında, SARPE ve parçalı Le Fort I osteotomisinin benzerlikleri, farklılıkları, stabiliteleri ve endikasyonları yönünden karşılaştırmışlardır. SARPE’de segmental Le Fort I osteotomisinden farklı olarak uygulanan kuvvetlerin lateral ve superior maksiller suturler nedeniyle, median palatinal suturda posterior-superior bölge menteşe olacak şekilde anterior yönde bir açılmaya neden olduğunu ve anteriorda daha fazla açılmaya zorlanırsa damağın posterioru ve burun menteşeli bir rotasyonun görüldüğünü; segmental Le Fort I osteotomisinde ise maksillanın transversal yetersizliği hangi bölgede ise, operasyon ona göre modifiye edilebileceğini belirtmişlerdir. Yetersizlik posteriora daha fazla ise, 2 parçalı segmental Le Fort I osteotomisi kesici dişler arasından yapıldıktan sonra genişletme posteriora daha fazla olacak şekilde anterior bölge menteşeli olarak yapılabileceğini bildirmişlerdir. Bailey ve ark. (16) göre palatal mukoza, elastik olmaması sebebiyle posterior genişlemeyi sınırlandırmaktadır. Hastaların büyük çoğunluğunda 6-7 mm’den daha az posterior genişleme gereksinimi vardır ve tedavileri SARPE ile veya segmental Le Fort I osteotomisi ile gerçekleştirilebilmektedir. SEA modelleri kullanarak yaptığımız bu çalışmamızda model 1 ve model 2 karşılaştırıldığında, ön ve arka statik vertikal ısırma kuvvetlerinin her ikisinde de; kemik dokulardaki minimum principal stresler (sıkışma stresi), maksimum principal stresler (gerilme stresi) ve kullanılan fiksasyon sistemlerindeki Von Mises stresleri model 1’dekilere göre daha yüksek bulunmuştur. Model 2’de Bailey ve ark. (16) bahsettiği istenilen bölgede genişletme ve ilerletme hareketlerinin yapılabilmesine karşın; model 2’nin verileri ile daha önce SARPE yapılan model 1’in 2. aşama ilerletme cerrahisi yapıldıktan sonraki verileri karşılaştırıldığında, operasyon sonrası stabilite, kemik rezorpsiyonları ve fiksasyon sistemlerindeki gevşeme ve deformasyonlar açısından 2 parçalı maksillada daha dikkatli olunması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Anterior maksillanın genişletilmesi istenildiğinde iki seçenek vardır. Birincisi maksillayı orta hattın bölmek, ikincisi ise lateral ve kaninler arasından çift taraflı olarak parçalara ayırmaktır. Fakat oluşabilecek olası periodontal defektleri önlemek amacıyla kaninler arası genişletmenin sınırlandırılması gerekmektedir. SARPE genellikle maksillayı kanin bölgesinde segmental Le Fort I osteotomisine göre daha fazla

geniştirebilmektedir (16). Bailey ve ark. göre (16) maksillanın genişletilmesinin iki nedeni vardır; birincisi iskeletsel yetersizliğe bağlı posterior örtülü kapanışın düzeltilmesi, ikincisi ise kesici dişler arasında yer açarak sıkışıklığın giderilmesidir. Amaç kesici dişler arasında yer açmaksa süturu anterior olarak genişletmek, ön dişler için daha fazla boşluk sağlayacaktır. Farklı şekillerde genişletme yapan SARPE ve segmental Le Fort I osteotomisini kıyasladığımızda kaninler arası genişletme istenen durumlarda SARPE daha fazla kullanılmaktadır, segmental Le Fort I osteotomisine ise daha çok premolar çekimi eşlik etmektedir. Araştırmamızda anterior yer darlığının giderilebilmesi amacıyla uygulanan 2 parçalı segmental Le Fort I osteotomisi (model 2) ve 3 parçalı segmental Le Fort I osteotomisi (model 3) yapılan modellerdeki stres miktarlarını karşılaştırdığımızda model 3'ün maksilladan kesiler ile ayrılıp ilerletmesi yapılan premaksiller ön segmentte çok yüksek Pmax, Pmin ve VM stres değerleri ölçülmüştür. Özellikle model 2'de kullanılmasına gerek olmadığı için kullanılmayan, model 3'de ilerletme yapılan premaksillayı posterior maksiller segmente bağladığımız düz plaklarda çok yüksek VM streslerinin biriktiği ve total deformasyon miktarının model 3'de çok daha fazla olduğu görüldü. Bu çalışmamız ile, amacın kesici dişler arasında yer açmak olduğu durumlarda model 1 veya model 2'deki kesilerin postoperatif stabilitesinin model 3'dekine göre daha iyi ve riskinin daha düşük olacağı sonucuna ulaşılabilir. Buna karşın Bailey ve ark. (16) eğer hastada transversal genişletme sonrası ikinci bir maksiller cerrahiye ihtiyaç duyulacak ise segmental Le Fort I osteotomisi planlanması gerektiğini vurgulayarak araştırmamızın sonuçlarıyla uyumlu olmayan bir öneride bulunmuştur. Araştırmamızın sonuçlarında 3 ve 4 parçalı osteotomilerde anterior segmentin fiksasyonunda kullanılan plaklardaki aşırı stres birikimi bu operasyonlarda dikkatli olunması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

SARPE ile segmental Le Fort I osteotomisine endikasyonları yönünden baktığımızda, herhangi bir tedaviye başlamadan önce maksillada yapılması gereken genişletme miktarının mandibula ile tatmin edici bir okluzal ilişkiyi sağlayacak şekilde belirlenmesi önemlidir. Mandibula ve maksillada aynı anda iskeletsel ve ortodontik değişikliklerin planlandığı operasyonlar çok daha zor operasyonlardır.

SARPE ardından tek parçalı Le Fort I osteotomisi ile tedavi edilen hasta ve segmental Le Fort I osteotomisi yapılan hastanın tedavi süreleri kıyaslandığında, segmental Le Fort I osteotomisi için gerekli toplam tedavi süresi gereksinimi yaklaşık

24 ay olarak bildirilmesine karşın (145), SARPE ile beraber tek parçalı Le Fort I osteotomisi planlanan hastada tedavi süresinde 6 ay ek bir tedavi gereksinimi olmaktadır. Bu süre 1-2 ay genişletme için, 4-6 ay retansiyon için gerekmektedir (146).

Hastada anteroposterior ve transvers maksiller yetersizlik beraber bulunuyorsa bu durum genellikle sınıf 3 tip bir problemdir ve maksiller kesicilerin sıkışıklığı ve/veya protrüzyonu duruma eşlik eder, mandibuler premolarlarda çekim yapmaksızın maksiller premolar çekimi gerekir. Eğer üç parçalı segmental Le Fort I osteotomisi planlanıyorsa, cerraha bu bölgeden kesi yapacak boşluk bırakmak amacıyla operasyon öncesi çekim boşluğu ortodontik tedavi ile tamamen kapatılmamalıdır. Eğer segmentler arasında cerrahi seviyeleme yapma veya posteriorda diferansiyel genişletmeye gereksinim yoksa bu boşluk tamamen kapatılabilir ve transversal genişletme yapmak için santral kesici dişler arasından interdental osteotominin yapıldığı iki parçalı segmental Le Fort I osteotomisi planlanabilir (16). Uygun retansiyon ile segmental genişletme yapılan tüm vakalarda uzun süreli stabilite sağlanabilmektedir (16).

Segmental Le Fort I osteotomisinin, tek cerrahi operasyon ile eş zamanlı olarak üç düzlemde de maksiller düzeltmeye olanak sağlamasının yanında stabilitesi en az olan prosedür olduğu düşünülmektedir (147). Bu tekniğin diğer dezavantajları palatal fibromukozanın esneme kapasitesinin düşük olması nedeni ile büyük miktarlarda ekspansiyon yapılamaması, kemik segmentinin tippingi, 3 ve 4 parçalı osteotomilerde diş köklerinin zarar görme riski, geniş periost kaldırmaya bağlı premaksillada kanlanma nedeniyle nekroz riski ve kemik segmentlerinin fiksasyonunda karşılaşılan zorluklardır (147-149). En fazla zarar kanin dişlerin köklerinde oluşmaktadır, bunu lateral dişler takip etmektedir (150).

Descending palatinal arter yada diğer büyük arterlerin transeksiyonu ile intraoperatif ve postoperatif kanama riski, oroantral ve/veya oronasal fistül, maksiller fragmanların mobilitesi, kemik fragmanların fazla miktarda hızlı genişletilmesi ile gingival papil kaybı diğer komplikasyon riskleridir (147).

Ho ve ark. (90) yaptıkları çalışmada segmental Le Fort I Osteotomisi yapılan hastalarının %9'unda fiksasyon plaklarında oynama, ve %2 sinde postoperatif palatal fistul oluştuğunu bildirmişlerdir. Patel ve arkadaşları (151) segmental Le Fort I osteotomisinin down fraktürüne bağlı üstaki tüpünde disfonksiyon ve ağrı bildirmişlerdir.

Dentofasiyal deformitelerin ortognatik cerrahi ile düzeltilmesinin başarısındaki en büyük etken repozisyonlandırılmış kemik segmentlerinin stabilitesidir. Le Fort I osteotomisi ile maksiller ilerletme operasyonları nispeten stabil operasyonlardır. Stabilitesini negatif yönde etkileyen cerrahinin zayıf yapılması, mobilizasyon, yetersiz fiksasyon, stabil olmayan okluzyon, skar oluşumu sonucu retraksiyon, nazal septum interferensi gibi birçok faktör bulunmaktadır (152). Maksillanın inferior repozisyonlandırılmasındaki relaps superior repozisyonlandırıldığı duruma göre daha fazladır (153). Bu çalışmada olduğu gibi vertikal pozisyonunda bir değişiklik yapılmadan sadece ilerletme yapıldığı durumlarda ne kadar ilerletme yapıldığı önemli bir konudur. Birçok cerrahın 1 mm'den fazla maksillo-mandibular pozisyon değişikliği yapıldığı durumlarda iyi post operatif stabilite bildirmesine rağmen (147), literatür bu tür vakalarda yüksek relaps oranı olduğunu göstermektedir (154). Maksiller ilerletme cerrahisi geçirmiş ve 2 mm veya daha fazla ilerletme yapılmış hastaların %14'ünde relaps görülmüştür, iskeletsel relaps miktarı ilerletme miktarı ve inferior pozisyonlandırma miktarı arttıkça belirgin şekilde artmaktadır (153). Mandibulaya postero-superior rotasyon ve horizontal hareket ile pogoniona horizontal hareket yaptırılmış vakaların 1 yıllık takibinde %20 sinde relaps saptanmıştır (17). Fakat diğer çalışmalar mandibuler cerrahinin maksiller ilerletmenin stabilitesine bir etkisi olmadığını söylemektedirler (124, 155).

Le Fort I osteotomilerinde stabilizasyon en çok titanyum plaklar ile sağlanmaktadır (18, 156). Plaklar genel olarak nasal aperturalar boyunca ve zigomatik destek noktalarına yerleştirilmektedir. Segmental osteotomilerde anterior segmentin paranazal rejyonlara fiksasyonu ise zor olmaktadır (157). Roche ve ark. (157) bu duruma çözüm olarak alternatif bir fiksasyon yöntemi önermişlerdir. Maksiller sinüs kavitesi ile nazal kavitenin birleşim yerindeki, insizal dişlerin superioruna denk gelen bölgede kortikal kemiğin kalın olduğunu ve dişlerin köklerine zarar vermeden, nazal ve maksiller sinüs kavitelere girmeden vidaları bu bölgeye yerleştirilmesinin stabilite açısından iyi olacağını bildirmişlerdir.

Segmental Le Fort I osteotomilerini post operatif stabilite yönünden inceleyecek olursak;

Marchetti ve ark. (158) segmental Le Fort I osteotomisi ve SARPE yapılan hastaları ameliyat sonrası transversal stabilitesini incelemişlerdir. Operasyonlar sonrası

sonrası 2 yıl takip ettikleri hastalarda en yüksek relaps riskinin interkanin ve intermolar mesafesinde olduğunu bildirmişlerdir. Segmental Le Fort I osteotomisi yapılan hastalarda intermolar mesafedeki relaps miktarının, SARPE yapılan hastalardakine oranla belirgin şekilde az olduğunu, Segmental Le Fort I osteotomisinin daha uzun süreli ve stabil sonuçları olduğunu ortaya koymuşlardır.

Ön açık kapanışın segmental Le Fort I osteotomisi ile tedavi edilmesinin sonuçlarının tahmin edilmesi zordur ve yüksek relaps riski içerir (159). Kesici dişlerin vertikal relapsından sorumlu; dilin büyüklüğü ve pozisyonu, solunumsal problemleri, kondiler rezorpsiyon gibi birçok dental ve iskeletsel faktör olduğu düşünülmektedir (160-162). Relapsın engellenmesi için stabil postoperatif okluzyon ve yeterli internal fiksasyonun sağlanması önemlidir (163). Elis ve Gallo'nun (164) mandibula çevresinden geçirdikleri teli piriform aperturalara ya da spina nazalis anteriora sabitleyerek horizontal iskeletsel relapsı önlemeye çalıştıkları fiksasyon tekniği, rijit olmayan en eski fiksasyon yöntemidir. Günümüzde kullanılan okluzal splintin anterior rijit fiksasyon ile birlikte kullanılması, ameliyat sonrası erken dönemde anterior segmentteki vertikal ve horizontal değişiklik riskini azaltmaktadır (165).

Bu çalışmada, modellerde aynı fiksasyon plakları ve vidalarının kullanılmasına karşın farklı osteotomi teknikleri ile yapılan Le Fort I ilerletme ve maksiller transversal yön genişletme cerrahilerinin simüle edildiği üç boyutlu modeller oluşturularak, statik vertikal ısırma kuvvetleri karşısında fiksasyon sistemleri ve kemik dokuda oluşan stres miktarlarına SEA yöntemi kullanılarak bakıldı. Çalışmada kullanılmak üzere aynı hastanın bilgisayarlı tomografisinden elde edilen 4 grup model oluşturuldu.

SEA'da sıkışma gerilimleri minimum principal stres ile ifade edilmektedir. Sıkışma gerilimleri kemikte rezorpsiyonlara neden olmaktadır. Çalışmada kullanılan modeller minimum principal stres açısından karşılaştırıldıklarında en fazla stresin kortikal kemikte ön ısırma kuvvetleri karşısında 3 parçalı maksilla modelinde alt ön parçada kullanılan düz plağın 4. vida bölgesinde olduğu, kanselöz kemikte ise ön ısırma kuvveti karşısında 4 parçalı maksilla modelinde alt ön parçada kullanılan düz plağın 4. vida bölgesinde olduğu görüldü. Tek parçalı ve 2 parçalı modellerde premaksillayı maksilladan ayıracak bir osteotomi yapılmadığı için düz plak fiksasyonu da kullanılmadı. Zigomatikomaksiller destek (arka plak) ve apertura piriformislere (ön plak) L plaklar yerleştirildi. Tüm modellerimizde kullanılan L plakların kemiğe fikse

edildiği bölgelere gelen minimum principal streslere baktığımızda ön ısırma kuvvetlerinde en fazla stres kortikal kemik için 1. modelin ön plağının 3. vida bölgesinde; 2. modelin arka plağınının 3. vida bölgesi ve plağın osteotomi hattına değdiği yerde; 3. modelde de arka plağın 3. vida bölgesinde, 4. modelde ise arka plağın 3. vida bölgesi ve ile ön plağın 3. vida bölgesinde ölçülmüştür. Kanselöz kemik için baktığımızda en büyük stresin 3. ve 4. modellerin düz plaklarının 2. vida bölgelerinde olduğu görülmektedir. Arka ısırma kuvvetlerinde L plaklarda meydana gelen minimum principal stres değerlerine baktığımızda 1. modelde en fazla stresin üst kortikal kemikte arka plağın 3. vida bölgesinde, 2. modelde arka plağın 3. vida bölgesinde, 3. modelde arka plağın 4. vida bölgesinde, 4. modelde arka plakta 5. vida bölgesinde ölçülmüştür. Kanselöz kemikte ise tüm modellerde arka plağın 3. vida bölgelerinde ölçülmüştür. Dolayısıyla kemikte rezorpsiyona neden olacak olan bu stresler nedeniyle ilk gevşemelerin bu bölgelere yerleştirilecek olan vidalarda olması beklenmektedir. Gelen ısırma kuvvetleri karşısındaki bu sıkışma streslerinin kemikteki vida bölgelerinde en yüksek değerlerde olmasının sebebi, kuvvet karşısında kemik fragmanların deformasyona zorlanması ve deformasyona neden olacak bu hareketin, hareketi engellemeye çalışan fiksasyon bölgelerinde yoğunlaşmasıdır.

Kemik gibi sert dokularda kırılma riski değerlendirilirken gerilme streslerinden maksimum principal stres ve kemiğin esneme miktarı hakkında fikir verebilen deplasman parametrelerinin incelenmesi gerekir. Yapılan analizler sonucunda ortak düzlemde bakılan deformasyon miktarında, en fazla hareketin anteriordan gelen ısırma kuvvetlerinde (125 N'luk) 3. modelin alt ön segmentinde kesici dişlerin kesici kenarlarında olduğu görülmüştür. Bu kuvvetler rotasyonel kuvvetlerdir ve alt maksiler ön segmenti antero-superior yönde rotasyon hareketi yapmaya zorlamaktadırlar. Daha az hareket 3. modelde, en az hareket ise 1. modelde gözlenmiştir.

Kortikal kemikteki max. principal stresin (gerilme stresleri) ön ısırma kuvvetlerinde 3. modelde yerleştirilen düz plağın 2. ve 4. vida bölgelerinde çok yüksek değerlerde olduğu görülmüştür. Kanselöz kemikteki max. principal stres değeri ise 4. modeldeki düz plağın 4. vida bölgesinde ölçülmüştür. Genel olarak max. principal stresler ölçüldüğünde en yüksek değerlerin 3. ve 4. modellerdeki düz plakların 1, 2, 3 ve 4. vida bölgelerinde kortikal kemikte olduğu görülmektedir.

Total deformasyon miktarı ölçümlerinde de 3. ve 4. modelde harekete zorlanan maksiller alt ön segmentin bu vida bölgelerinden menteşeli rotasyonel harekete zorlandığı ve Pmax değerlerinin de bu bölgelerde olduğu göz önüne alındığında kemikteki kırılmalar ilk olarak bu bölgelerdeki ince kortikal kemik bölgelerinden olması beklenmektedir. Yapılan segmental Le Fort I osteotomisinde maksilla ne kadar fazla parçaya bölünürse, kuvvetler karşısında (ısıрма, kas ve yumuşak dokuların çekmesi) ayrılmış segmentlerin o kadar fazla esneme (deformasyon) eğiliminde olacakları ve ameliyat sonrası stabilitelerinin sağlanmasının o kadar zor olacağı bu çalışmada yapılan analizler sonucunda da görülebilmeye karşın Kretschmer ve ark. (166) 120 hasta üzerinde yaptıkları, tek parçalı ve 3 parçalı maksilla modellerinin Le Fort I osteotomisi sonrası stabilitelerini karşılaştırdıkları çalışmaları sonucunda maksillanın segmentasyonunun iskeletsel veya dental instabiliteye neden olmadığını söylemişlerdir.

Le Fort I osteotomisinin plaklarla fiksasyonu sonrası zaman içerisinde plaklarda kırılmalar ya da deformasyonlar meydana gelebilmektedir. SEA yönteminde titanyum gibi bükülebilir materyallerde anlamlı veriler veren önemli parametre Von Mises stres değerleridir (167). Çalışmamızda ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri ön ısırma kuvvetleri altında 3. modeldeki düz plağın 2. vida bölgesindedir, daha sonra 4. modelin düz plağının 2. vida bölgesi gelmektedir. Plaklarda beklenen olası kırılma ve deformasyon bölgeleri buralar olacaktır. 3 parçalı ve 4 parçalı maksilla modellerinde statik vertikal ısırma kuvvetleri hareketli premaksiller segmentin tek eksenli hareketine neden olmamaktadır, rotasyonel harekete neden olan bu kuvvetler düz plakta daha fazla Von Mises stresi birikimine neden olmaktadır. Literatür araştırması yaptığımızda 3 ve 4 parçalı maksilla osteotomileri sonrası premaksillayı maksillaya sabitleyen düz plak ile ilgili yetersiz çalışma olduğunu görmekteyiz. Bu konuda daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

Le Fort I osteotomisi sonrası hareketli segmentin iskeletsel fiksasyonu için bilateral olarak anteriorda piriform aperturalar ve posteriorda zigomatikomaksiller destek bölgelerine titanyum mini plaklar konması literatürde tavsiye edilmektedir (72). Bu çalışmada kullanılan ön L plaklardaki en yüksek Von Mises stres değeri 4. modelde, arka ısırma kuvvetlerinde plağın 4. vida bölgesinde 2. büküm hattının hemen altında ölçülmüştür. Arka L plakta ise yine arka ısırma kuvveti altında 2. modelin 1. büküm

bölgesinde ölçülmüştür. Genel olarak değerlendirdiğimizde ön ve arka L plaklardaki en yüksek Von Mises stres değerleri arka ısırma kuvvetleri altında, plakların prefabrik büküm yerlerinde görülmektedir. Beklenen olası kırılma ve deformasyonlar L plakların prefabrik büküm yerlerinden olacaktır. Kemik segmentlerin stabilitesinin ve relapsın önlenmesi açısından stres biriken bu bölgelerin bilinmesi önemlidir.



8. SONUÇLAR

1- Kortikal kemikteki tüm stres değerleri kanselöz kemiğe göre yüksek çıkmıştır ve bu beklediğimiz bir durumdur. En yüksek stres değerleri ön ısırma kuvvetleri sonucunda düz plağın yerleştirildiği bölgelerde görülmüştür.

2- Ön ısırma kuvvetleri alt anterior kemik segmentte düz plak ekseninde rotasyon hareketine sebep olmaktadır. Bu bölgedeki deformasyon miktarının engellenebilmesi için kullanılan plakların 4 delikli standart plak yerine daha güçlendirilmiş modifiye plaklar olması önerilmektedir, aksi takdirde çalışmamızda ölçülen stres miktarları göz önüne alındığında deformasyon ve kırılmalar kaçınılmaz olacaktır. Bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

3- Tüm modeller değerlendirildiğinde premaksillanın serbestleştirildiği 3. ve 4. modellerde, 1. ve 2. modellere göre çok daha fazla stres birikimi olmaktadır. Post-operatif stabilite göz önünde bulundurulduğunda 1. ve 2. modellerin daha stabil olduğu görülmektedir.

4- Kullanılan L plaklar değerlendirildiğinde en fazla stresin büküm yerlerinde olduğu görülmektedir. Operasyon esnasında yapılacak bükümlerdense, bu bükümlere gerek bırakmayacak, fiksasyon yapılacak bölgenin anatomisine uygun, oluşacak stresi plağın her bölgesine eşit yayan plaklar üretilmesi hem operasyonun post operatif stabilitesi hem de süresinin kısılması açısından avantajlı olacaktır.

5- SEA yöntemi ile biyolojik dokuların tüm dinamik ve özelliklerinin digital ortamdaki modellere tam olarak aktarılması mümkün olmadığı için bu çalışmamızdaki verilerin ve bulguların klinik çalışmalarla da desteklenmesi önerilmektedir. Hastadan hastaya değişen anatomik varyasyonlar neden ile bu verilerin değişebileceği göz önüne alınmalıdır.

9. KAYNAKLAR

1. Perrett DI, Burt DM, Penton-Voak IS. Symmetry and human facial attractiveness. *Evolution and Human Behavior*. 1999;20(5):295-307.
2. Arnett GW, Michael JG. Esthetic treatment planning for orthodontic surgery. *J Clin Orthod*. 2010;44(3).
3. Arnett GW, Michael JG. Facial planning for orthodontists and oral surgeons. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;126(3):290-295.
4. Naini FB, Moss JP, Gill DS. The enigma of facial beauty: esthetics, proportions, deformity, and controversy. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2006;130(3):277-282.
5. Merli M, Merli M, Triaca A, Esposito M. Segmental distraction osteo-genesis of the anterior mandible for improving facial esthetics. Preliminary results. *World Journal of Orthodontics*. 2007;8(1).
6. Triaca A, Minoretti R, Merz B. Treatment of mandibular retrusion by distraction osteogenesis: a new technique. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2004;42(2):89-95.
7. Triaca A, Furrer T, Minoretti R. Chin shield osteotomy—a new genioplasty technique avoiding a deep mento-labial fold in order to increase the labial competence. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(11):1201-1205.
8. Triaca A, Minoretti R, Saulacic N. Mandibula wing osteotomy for correction of the mandibular plane: a case report. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2010;48(3):182-184.
9. Cortese A, Savastano G, Savastano M, Spagnuolo G, Papa F. New technique: Le Fort I osteotomy for maxillary advancement and palatal distraction in 1 stage. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(1):223-228.
10. Cortese A, Savastano G, Savastano M, Papa F, Howard CM, Claudio PP. Maxillary constriction treated by a new palatal distractor device: surgical and occlusal evaluations of 10 patients. *J Craniofac Surg*. 2010;21(2):339-343.
11. Bell WH, Fonseca RJ, Kennek JW. Le Forte I osteotomy for correction of maxillary deformities. *J Oral Surg*. 1975;33(6):412-426.
12. Graber TM, Vanarsdall RL. *Orthodontics, Current Principles And Techniques*. St Louis. Mosby. 1994.

13. Aziz SR, Amy T. Surgically assisted palatal expansion with a bone-borne self-retaining palatal expander. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(9):1788-1793.
14. Mommaerts MY. Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1999;37(4):268-272.
15. Sygouros A, Motro M, Ugurlu F, Acar A. Expansion maxillaire rapide assistée chirurgicalement. Évaluation de différentes techniques chirurgicales et de leur effet sur le complexe dento-squelettique maxillaire par tomographie volumique à faisceau conique (CBCT). Rapport préliminaire. *L'Orthodontie Française.* 2014;85(2):175-187.
16. Bailey J, White RP, Proffit WR, Turvey TA. Segmental LeFort I osteotomy for management of transverse maxillary deficiency. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(7):728-731.
17. Proffit WR, Phillips C, Prewitt JW, Turvey TA. Stability after surgical-orthodontic correction of skeletal Class III malocclusion. 2. Maxillary advancement. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery.* 1990;6(2):71-80.
18. Baker DL, Stoelinga PJW, Blijdorp PA, Brouns JJ. Long-term stability after inferior maxillary repositioning by miniplate fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1992;21(6):320-326.
19. Ataç MS, Erkmen E, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Part 1: advancement surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(12):1117-1124.
20. Ataç MS, Erkmen E, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D-FEA: Part 2: impaction surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(1):58-63.
21. Erkmen E, Ataç MS, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D-FEA: part 3: inferior and anterior repositioning surgery. *Int J Oral Maxillofac.* 2009;38(2):173-179.
22. Arıncı K, *Anatomi.* Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara. 1997.

23. Sobotta J. Head, neck, upper limbs, skin. Eds. Jochen Staubesand, Anna N. Taylor. Vol. 1. Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
24. Arıncı K, Elhan A. Anatomi cilt. Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara. 2004.
25. Bloomquist DS, Lee JJ. Principles of mandibular orthognathic surgery. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. 2004;2:1150-4.
26. Wagemans PA, Velde JP, Kuljpers-Jagtman AM. Sutures-and forces: A review. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1988;94(2):129-141.
27. Bays RA, Timmis DP, Hegtvedt AK. Maxillary orthognathic surgery. Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 1997:1349-55.
28. Spalding PM. Craniofacial growth and development: current understanding and clinical considerations. MILORO, M. et al. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. 2004;2:1051-1086.
29. Ulutas I. Anatomi Ders Kitabı. Üçüncü baskı. Ege Üniversitesi Matbaası. İzmir; 85-95, 1977.
30. Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. Elsevier Health Sciences. 2015.
31. Miloro M, Ghali GE, Larsen P, Waite P. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. Vol. 2. PMPH-USA; 1179-1204, 2004.
32. Stearns J, Fonseca R, Saker M. Revascularization and Healing of orthognathic surgical procedures. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co, 2000.
33. Bell WH, Fonseca RJ, Kenneky JW, Levy B. Bone healing and revascularization after total maxillary osteotomy. J Oral Surg. 1975;33(4):253-260.
34. Bell WH. Biologic basis for maxillary osteotomies. American Journal of Physical Anthropology. 1973;38(2):279-289.
35. Turvey TA, Fonseca R. The anatomy of the internal maxillary artery in the pterygopalatine fossa: its relationship to maxillary surgery. J Oral Surg. (American Dental Association: 1965). 1980;38(2):92.

36. Siebert JW, Angrigiani C, McCarthy JG, Longaker MT. Blood supply of the Le Fort I maxillary segment: an anatomic study. *Plastic and reconstructive surgery*. 1997;100(4):843-850.
37. Lanigan DT, Hey JH, West RA. Major vascular complications of orthognathic surgery: hemorrhage associated with Le Fort I osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990;48(6):561-573.
38. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Growth in the untreated Class III subject. in *Semin Orthod*. 2007. Elsevier.
39. Guyer EC, Ellis EE, McNamara Jr JA, Behrents RG. Components of Class III malocclusion in juveniles and adolescents. *The Angle orthodontist*. 1986;56(1):7-30.
40. Sue G, Chaconas S, Turley P. Indicators of skeletal class-III growth. *Journal of dental research*. 1987;66:348-348.
41. Litton SF, Ackermann LV, Isaacson RJ, Shapiro BL. A genetic study of Class III malocclusion. *Am J Orthod*. 1970;58(6):565-577.
42. Nakasima A, Ichinose M, Nakata S, Takahama Y. Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *Am J Orthod*. 1982;82(2):150-156.
43. Proffit W. *Contemporary orthodontics*. Mosby-Year Book, St. Louis. 1992.
44. Gu Y. The characteristics of pseudo class III malocclusion in mixed dentition. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology*. 2002;37(5):377-380.
45. Rabie A, Gu Y. Diagnostic criteria for pseudo-Class III malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;117(1):1-9.
46. Fränkel R. Maxillary retrusion in Class 3 and treatment with the function corrector 3. in *Report of the Congress. European Orthodontic Society*. 1970.
47. Takada K, Petdachai S, Sakuda M. Changes in dentofacial morphology in skeletal Class III children treated by a modified maxillary protraction headgear and a chin cup: a longitudinal cephalometric appraisal. *The European Journal of Orthodontics*. 1993;15(3):211-221.
48. Ozturk Y, Kilicoglu H. Delaire Maskesi Ile Tedavi Edilen III. Sinif Vakalarda Fonksiyonel Dil Yükselticisinin Uygulanmasi. *Turkish Journal of Orthodontics*. 1990;3(2):119-124.

49. Moyers R. Handbook of Orthodontics. 3rd ed. Year-Book Medical. Chicago; 1997.
50. Irie M, Nakamura S. Orthopedic approach to severe skeletal Class III malocclusion. *Am J Orthod.* 1975;67(4):377-392.
51. Bishara SE, Staley RN. Maxillary expansion: clinical implications. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987;91(1):3-14.
52. Dawson PE. New definition for relating occlusion to varying conditions of the temporomandibular joint. *J Prosthet Dent.* 1995;74(6):619-627.
53. McNamara JA. Maxillary transverse deficiency. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;117(5):567-570.
54. Suri L, Taneja P. Surgically assisted rapid palatal expansion: a literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2008;133(2):290-302.
55. Jacobs JD, Bell WH, Williams CE, Kennedy JW. Control of the transverse dimension with surgery and orthodontics. *Am J Orthod.* 1980;77(3):284-306.
56. Howe RP, McNamara JA, O'Connor KA. An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension. *Am J Orthod.* 1983;83(5):363-373.
57. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ortodontik tedavi prensipleri. Döndürcü baskı. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 1993;197.
58. Staley RN, Stuntz WR, Peterson LC. A comparison of arch widths in adults with normal occlusion and adults with Class II, Division 1 malocclusion. *American journal of orthodontics.* 1985;88(2):163-169.
59. Marshall SD, Southard KA, Southard TE. Early transverse treatment. in *Seminars in Orthodontics.* 2005. Elsevier.
60. Lagravere MO, Major PW, Flores-Mir C. Long-term dental arch changes after rapid maxillary expansion treatment: a systematic review. *The Angle orthodontist.* 2005;75(2):155-161.
61. Cureton SL, Cuenin M. Surgically assisted rapid palatal expansion: orthodontic preparation for clinical success. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;116(1):46-59.

62. Lehman Jr JA, Haas AJ, Haas DG. Surgical orthodontic correction of transverse maxillary deficiency: a simplified approach. *Plastic and reconstructive surgery*. 1984;73(1):62-66.
63. Loddi PP, Pereira MD, Wolosker AB, Hino CT, Kreniski TM, Ferreira LM. Transverse effects after surgically assisted rapid maxillary expansion in the midpalatal suture using computed tomography. *J Craniofac Surg*. 2008;19(2):433-438.
64. Nalcı ENH. Kortikotomi destekli hızlı maksiller genişletme sonrasında dentofasiyal yapılardaki değişikliklerin bilgisayarlı tomografi ile üç boyutlu değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2012.
65. Ricketts RM. Perspectives in the clinical application of cephalometrics: the first fifty years. *The Angle orthodontist*. 1981;51(2):115-150.
66. Mommaerts M. Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1999;37(4):268-272.
67. Le Fort R. Etude experimentale sur les fractures de la machoire superieure. *Rev Chir*. 1901;23.
68. Moloney FW. P, The origin of the Le Fort I maxillary osteotomy: Cheever's operation. *J Oral Surg*. 1981;39(10):731-734.
69. Halvorson EG, Mulliken JB. Cheever's Double Operation: The First Le Fort I Osteotomy. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2008;121(4):1375-1381.
70. Wassmund M. Frakturen und Luxationen des Gesichtsschgdels. Meusser, Leipzig, Germany; 1927.
71. Wassmund M. Lehrbuch der praktischen Chirurgie des Mundes und der Kiefer. Meusser, Bd. I., Leipzig, Germany; 1935.
72. Turvey TA, White RP. Maxillary Surgery. In: *Surgical-Orthodontic Treatment*. St. Louis 248–263, 1991.
73. Axhausen G. Zur Behandlung veralteter disloziert geheilter Oberkieferbrache. *Dtsch Zahn-Mund-Kieferheilk*, 1934.
74. Converse JM, Shapiro HH. Treatment of developmental malformations of the jaws. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 1952;10(6):473-510.

75. Stoker N, Epker BN. The posterior maxillary osteotomy: a retrospective study of treatment results. *International Journal of Oral Surgery*. 1974;3(4):153-157.
76. Epker BN, Wolford LM. Middle-third facial osteotomies: their use in the correction of acquired and developmental dentofacial and craniofacial deformities. *J Oral Surg*. 1975;33(7):491.
77. Obwegeser HL. Surgical correction of small or retrodisplaced maxillae The "Dish-face" Deformity. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 1969;43(4):351-365.
78. Bell W. Le Forte I osteotomy for correction of maxillary deformities. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*. 1975;33(6):412-426.
79. Hogeman K, Willmar K. Die Vorverlagerung des Oberkiefers zur Korrektur von Gebissanomalien. *Fortschr Kiefer Gesichtschir*. 1967;12:275.
80. Panula K. Correction of dentofacial deformities with orthognathic surgery: Outcome of threatment with special reference to costs, benefits and risks. *Oulun Yliopisto*; 2003.
81. Bell W, Fonseca R, Kenneky J, LevybB. Bone healing and revascularization after total maxillary osteotomy. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*. 1975;33(4):253-260.
82. Cortese A. Le Fort I Osteotomy for Maxillary Repositioning and Distraction Techniques. *J Craniofac Surg*. 2011:1714-9.
83. Wu ZX, Zheng LW, Li ZB, Yang XW, Dong YJ, Zwahlen RA. Subapical anterior maxillary osteotomy: a modified surgical approach to treat maxillary protrusion. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010;21(1):97-100.
84. Harshitha K, Srinath N, Christopher H. Evaluation of soft and hard tissue changes after anterior segmental osteotomy. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(9):ZC07.
85. Sullivan SM. Segmentalization—Lateral/Cuspid. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2007;65(9):6-7.
86. Esteves LS, Santos JN, Sullivan SM, Martins LMR, Ávila C. Why segment the maxilla between laterals and canines? *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2016;21(1):110-125.
87. Kahnberg KE, Vannas-Löfqvist L, Zellin G. Complications associated with segmentation of the maxilla: a retrospective radiographic follow up of 82 patients. *Int J Oral Maxillofac*. 2005;34(8):840-845.

88. Wolford LM, Stevao EL, Alexander CM, Goncalves JR. Orthodontics for orthognathic surgery. Petersons principles of oral and maxillofacial surgery. 2nd ed. Hamilton. 2004;1.
89. Reyneke J. Mandibular anteroposterior excess (chapter 4). Essentials of orthognathic surgery. 1st edition. Quintessence, Chicago; 2003:171-5.
90. Ho M, Boyle M, Cooper J, Dodd M, Richardson D. Surgical complications of segmental Le Fort I osteotomy. Bri J Oral Maxillofac Surg. 2011;49(7):562-566.
91. Arpornmaeklong P, Heggie AA, Shand JM. A comparison of the stability of single-piece and segmental Le Fort I maxillary advancements. J Craniofac Surg. 2003;14(1):3-9.
92. Dorfman HS, Turvey TA. Alterations in osseous crestal height following interdental osteotomies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1979;48(2):120-125.
93. Wolford LM, Rieche-Fischel O, Mehra P. Soft tissue healing after parasagittal palatal incisions in segmental maxillary surgery: a review of 311 patients. Journal of oral and maxillofacial surgery. 2002;60(1):20-25.
94. Orringer JS, Barcelona V, Buchman SR. Reasons for removal of rigid internal fixation devices in craniofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg. 1998;9(1):40-44.
95. Simon B, Woo S, McCarty M, Lee S, Akeson W. Parametric study of bone remodeling beneath internal fixation plates of varying stiffness. Journal of bioengineering. 1977;2(6):543-556.
96. Rosenberg A, Grätz K, Sailer H. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? International journal of oral and maxillofacial surgery. 1993;22(3):185-188.
97. Orringer JS, Barcelona V, Buchman SR. Reasons for removal of rigid internal fixation devices in craniofacial surgery. Journal of Craniofacial Surgery. 1998;9(1):40-44.
98. Eppley BL, Prevel CD. Nonmetallic fixation in traumatic midfacial fractures. J Craniofac Surg. 1997;8(2):103-109.
99. Matthew I, Frame JW. Allergic responses to titanium. J Oral Maxillofac Surg. 1998;56(12):1466-1467.

100. Papay FA, Hardy S, Morales Jr L, Walker M, Enlow D. " False" migration of rigid fixation appliances in pediatric craniofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg. 1995;6(4):309-313.
101. Erhan EE. Kiriş Elemanlardan Oluşan Bir Yapının Sonlu Eleman Analizi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2011.
102. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-598.
103. Ertem SY. Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2010.
104. Kayımoğlu G. Sonlu Elemanlar Metodu ile Evolvent Düz Dişli Çarkların Diş Kökü Gerilmelerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2010.
105. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces-a three-dimensional FEM study. The Angle Orthodontist. 2003;73(1):12-20.
106. Gashi B. Posterior maksillada yeterli kemik hacminin olmadığı durumlarda implant uygulamasında kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2009.
107. Sancaklı E. Alt dişsiz çenede bar destekli implantstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2006.
108. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing, İllinois; 1987.
109. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara; 305-54, 1993.
110. Çankaya MÖ. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2005.

111. Şeker E. Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, KKTC, 2011.
112. Maurel W, Wu Y, Thalmann D, Thalmann NM. Biomechanical models for soft tissue simulation. Springer; 1998.
113. Craig R. Powers J. Restorative dental materials. Mosby, Missouri; 2002.
114. Triaca A, Minoretti R, Saulacic N. Mandibula wing osteotomy for correction of the mandibular plane: a case report. Br J Oral Maxillofac Surg. 2010;48(3):182-184.
115. Gürü M, Yalçın H. Malzeme Bilgisi. Palme Yayıncılık, Ankara; 2006.
116. Peterson DR, Bronzino JD. Biomechanics: principles and applications. CRC press; 2007.
117. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. Journal of Biomechanics. 1993;26(2):111-119.
118. Fung YC. Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. Springer Science & Business Media; 2013.
119. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. J Craniomaxillofac Surg. 1999;27(6):365-372.
120. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. European Journal of Oral Sciences. 1977;85(3):200-208.
121. Haraldson T, Carlsson GE, Dahlström L, Jansson T. Relationship between myoelectric activity in masticatory muscles and bite force. European Journal of Oral Sciences. 1985;93(6):539-545.
122. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4(1).

123. Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(3):775-779.
124. Bothur S, Blomqvist JE, Isaksson S. Stability of Le Fort I osteotomy with advancement: a comparison of single maxillary surgery and a two-jaw procedure. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998;56(9):1029-1033.
125. Diarra A, Mushegyan V, Naveau A. Finite Element Analysis Generates an Increasing Interest in Dental Research: A Bibliometric Study. *The Open Dentistry Journal*. 2016;10:35.
126. Lee SC, Park JH, Bayome M, Kim KB, Araujo EA, Kook YA. Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2014;145(5):638-648.
127. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(4):367-373.
128. Huang SF, Lo LJ, Lin CL. Biomechanical interactions of different mini-plate fixations and maxilla advancements in the Le Fort I Osteotomy: a finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2016:1-10.
129. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;141(3):327-336.
130. Han UA, Kim Y, Park JU. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement of the maxilla following surgically assisted rapid maxillary expansion. *J Craniomaxillofac Surg*. 2009;37(3):145-154.
131. Dalband M, Kashani J, Hashemzahi H. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution and Displacement of the Maxilla Following Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion with Tooth-and Bone-Borne Devices. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2015;12(4):298.
132. Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald J. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. *Medical engineering & physics*. 2007;29(5):566-579.

133. Kan B, Coskunes F, Mutlu I, Ugur L, Meral DG. Effects of inter-implant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(7):908-913.
134. Nagasao T, Miyamoto J, Hikosaka M, Nagasao M, Tokumaru Y, Ogawa K, Nakajima T. Appropriate diameter for screws to fix the maxilla following Le Fort I osteotomy: an investigation utilizing finite element analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 2007;35(4):227-233.
135. Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang H. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2010;109(3):e21-e27.
136. Yıldız Ö. Le Fort I osteotomisi ile maksiller advancement operasyonunda değişik sayıda ve şekildeki plaklarla fiksasyonun biyomekaniğinin sonlu elemanlar analizi metodu ile karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ağız Diş Çene Cerrahisi ABD, Ankara, 2015.
137. Coskunes FM, Kan B, Mutlu I, Cilasun U, and Celik T. Evaluation of prebent miniplates in fixation of Le Fort I advancement osteotomy with the finite element method. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015;43(8):1505-1510.
138. Vree J, Peters M, Plasschaert A. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1983;10(6):505-517.
139. Pinto PX, Mommaerts MY, Wreakes G, Jacobs WV. Immediate postexpansion changes following the use of the transpalatal distractor. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001;59(9):994-1000.
140. Ramieri G, Spada M, Austa M, Bianchi S, Berrone S. Transverse maxillary distraction with a bone-anchored appliance: dento-periodontal effects and clinical and radiological results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2005;34(4):357-363.
141. Charezinski M, Balon-Perin A, Deroux E, De Maertelaer V, Glineur R. Transverse maxillary stability assisted by a transpalatal device: A retrospective pilot study of 9 cases. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(9):937-941.
142. Morgan TA, Fridrich KL. Effects of the multiple-piece maxillary osteotomy on the periodontium. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery.* 2000;16(4):255-265.

143. Reinkingh M, Rosenberg A. Palatal surgical splint for transverse stability of Le Fort I osteotomies: a technical note. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1996;25(2):105-106.
144. Vandersea BA, Ruvo AT, Frost DE. Maxillary transverse deficiency—surgical alternatives to management. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2007;19(3):351-368.
145. Proffit WR, Miguel J. The duration and sequencing of surgical-orthodontic treatment. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*. 1994;10(1):35-42.
146. Pogrel M, Kaban L, Vargervik K, Baumrind S. Surgically assisted rapid maxillary expansion in adults. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*. 1991;7(1):37-41.
147. Pinto LP, Bell WH, Chu S, Buschang PH. Simultaneous 3-dimensional Le Fort I/distractor osteogenesis technique: positional changes. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(1):32-39.
148. Lanigan DT, Hey JH, West RA. Aseptic necrosis following maxillary osteotomies: report of 36 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990;48(2):142-156.
149. Quejada JG, Kawamura H, Finn RA, Bell WH. Wound healing associated with segmental total maxillary osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986;44(5):366-377.
150. Posnick JC, Adachie A, Choi E. Segmental Maxillary Osteotomies in Conjunction With Bimaxillary Orthognathic Surgery: Indications—Safety—Outcome. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016.
151. Patel PK, Morris DE, Gassman A. Complications of orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 2007;18(4):975-985.
152. Politi M, Costa F, Cian R, Polini F, Robiony M. Stability of skeletal class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: rigid internal fixation versus wire osteosynthesis of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(2):169-181.
153. Dowling PA, Espeland L, Sandvik L, Mobarak KA, Hogevoid HE. LeFort I maxillary advancement: 3-year stability and risk factors for relapse. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;128(5):560-567.

154. Cheung LK, Chua HDP, Hägg MB. Cleft maxillary distraction versus orthognathic surgery: clinical morbidities and surgical relapse. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2006;118(4):996-1008.
155. Van Sickels JE, Richardson D. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1996;34(4):279-285.
156. Bell WH, Mannai C, Luhr H. Art and science of the Le Fort I down fracture. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*. 1988;3(1):23.
157. Roche YA, Schwartz HC. The use of position screws as an alternative to plating in segmental Le Fort I osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1994;52(6):640-641.
158. Marchetti C, Pironi M, Bianchi A, Musci A. Surgically assisted rapid palatal expansion vs. segmental Le Fort I osteotomy: transverse stability over a 2-year period. *J Craniomaxillofac Surg*. 2009;37(2):74-78.
159. Hoppenreijts TJ, Freihofer HPM, Stoelting PJ, Tuinzing DB, Van't Hof MA, Van der Linden FP, Nottet SJ. Skeletal and dento-alveolar stability of Le Fort I intrusion osteotomies and bimaxillary osteotomies in anterior open bite deformities: a retrospective three-centre study. *Int J Oral Maxillofac*. 1997;26(3):161-175.
160. Hoppenreijts TJ, Freihofer HPM, Stoelting PJ, Tuinzing DB, Van't Hof MA. Condylar remodelling and resorption after Le Fort I and bimaxillary osteotomies in patients with anterior open bite: A clinical and radiological study aesthetic and reconstructive surgery. *Int J Oral Maxillofac*. 1998;27(2):81-91.
161. Fischer K, Von Konow L, Brattström B. Open-bite: stability after bimaxillary surgery-2-year treatment outcomes in 58 patients. *The European Journal of Orthodontics*. 2000;22(6):711-718.
162. Ellis E, McNamara JA. Components of adult Class III open-bite malocclusion. *Am J Orthod*. 1984;86(4):277-290.
163. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(2):301-313.
164. Ellis E, Gallo WJ. Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986;44(7):509-515.

165. Blæhr TL, Jensen T, Due KM, Neumann-Jensen B. Stability of the anterior maxillary segment and teeth after segmental le fort I osteotomy and postoperative skeletal elastic fixation with or without occlusal splint. *J Oral Maxillofac Res.* 2014;5(3).
166. Kretschmer WB, Baciut G, Baciut M, Zoder W, Wangerin K. Changes in bone blood flow in segmental LeFort I osteotomies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2009;108(2):178-183.
167. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* Vol. 10. Quintessence, Chicago; 2002.



10. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Deniz Bayramoğlu SÜRMELOĞLU

Uyruğu: T.C.

Doğum Tarihi ve Yeri: 03.06.1981 / Antakya

Medeni Durumu: Evli

EĞİTİM BİLGİLERİ

Uzmanlık	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi	2016
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi	2005
Lise	Mersin Dumlupınar Lisesi	1999

YABANCI DİL BİLGİSİ

ÜDS (İngilizce): 82.50