



**T.C.**

**CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**ÜST ÇENEYE FARKLI TİP YÜZ MASKELERİ İLE FARKLI  
AÇILARDA UYGULANAN PROTRAKSİYON KUVVETLERİNİN  
DENTOFASİYAL YAPILAR ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU  
ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**Dt. Baran TALAY**

**UZMANLIK TEZİ**

**Olarak Hazırlanmıştır**

**SİVAS**

**2016**



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ÜST ÇENEYE FARKLI TİP YÜZ MASKELERİ İLE FARKLI  
AÇILARDA UYGULANAN PROTRAKSİYON KUVVETLERİNİN  
DENTOFASİYAL YAPILAR ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU  
ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Baran TALAY

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

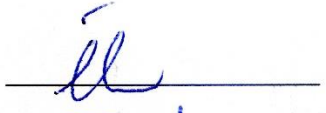

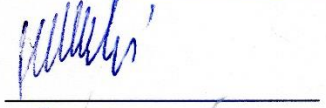
YRD. DOÇ. DR. HASAN İLHAN MUTAF

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2016

“Üst çeneye farklı tip yüz maskeleri ile farklı açılarda uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Yrd. Doç. Dr. Hasan İlhan MUTAF	
Üye	Prof. Dr. Cenk Doruk	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Fatih ÇELEBİ	

#### ONAY

Bu tez çalışması, 27/10/2016 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
DEKANI

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgisini ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Hasan İlhan MUTAF'a,

Uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Cenk DORUK'a, Prof. Dr. Hasan BABACAN'a, Prof. Dr. Ali Altuğ BIÇAKÇI'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bana her türlü desteği veren sevgili asistan arkadaşım Dt. Mustafa Erdal YILDIRIM başta olmak üzere Dt. Halil AKIŞ ve Dt. Hasan CAMCI nezdinde bütün asistan arkadaşlarıma, yardımlarını esirgemeyen bölüm personeline,

Hayatım boyunca hep yanımda olan ve hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen annem Nevin TALAY ile babam Alper TALAY'a,

Beni hep mutlu eden, her zaman yanımda olup destek veren sevgili eşim Dt. Tuğçe TALAY'a,

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP)

içtenlikle teşekkür ederim.



## ÖZET

### **Üst Çeneye Farklı Tip Yüz Maskeleri ile Farklı Açılarda Uygulanan Protraksiyon Kuvvetlerinin Dentofasiyal Yapılar Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi**

**Baran TALAY**

**Uzmanlık Tezi**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Sivas 2016,**

Bu çalışmanın amacı; maksiller retrognati ile karakterize iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan iskelet ve diş destekli ağız içi ankraj ünitelerinden destek alan farklı tiplerdeki yüz maskesi çeşitleri vasıtasıyla farklı açılarda uygulanan maksiller protraksiyon kuvvetlerinin kafa-yüz kemikleri, sirkummaksiller suturlar ve TME üzerindeki biyomekanik etkilerinin, in vitro olarak uygulanan gerilme analizleri içinde avantajları ortaya konulmuş olan sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

Tüm kafa-yüz kemikleri ve dişlerden oluşan üç boyutlu model üzerinde üç farklı tip yüz maskesi (Petit, Grummons ve Face-bow'lu Petit), iki farklı tip ağız içi ankraj ünitesi (dişsel ve iskeletsel) ile kombine edilerek beş farklı model elde edilmiştir (Petit-Dişsel, Petit-İskeletsel, Grummons-Dişsel, Grummons-İskeletsel ve Face-bow'lu Petit-Dişsel). Petit ve Grummons modellerinde dişsel ankraj ünitesi olarak dişler bir blok halinde modellenmiştir. Protraksiyon kuvveti, kanin ve birinci premolar dişler arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarisından uygulanmıştır. Face-bow'lu Petit modelinde yine dişler bir blok haline getirilmiş ve face-bow premolar dişlerin vestibulünden dişsel ankraj ünitesine adapte olacak şekilde ayarlanmıştır. Face-bow'un dış kol parçasının kuvvet uygulanacak uç kısmı premolar dişlerin kök uçları hizasına gelecek şekilde modellenmiştir. Petit ve Grummons modellerinde iskeletsel ankraj ünitesi olarak infrazigomatik krest bölgelerine yerleştirilen cerrahi mini plak kullanılmış ve kuvvet uygulanacak parçası kanin ve birinci premolar dişler

arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarısına gelecek şekilde modellenmiştir. Tüm modellerde her iki taraftan 500'er gf olmak üzere toplam 1000 gf şiddetindeki protraksiyon kuvveti anterior yönde ve oklüzal düzlemle aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45° açılar oluşturacak şekilde ayrı ayrı uygulanmıştır.

Çene ucu destek parçası olan modellerde artiküler disklerde ve mandibulanın en zayıf bölgesi olan kondil boynu bölgesinde yoğun basma gerilmeleri görülmüştür. Grummons modellerinde ise bu bölgelerde bölgesinde çok düşük gerilme değerleri gözlenmiştir.

İskeletsel ankrajin maksiller protraksiyonda dişsel ankrajdan daha etkin olduğu gözlenmiştir.

Tüm modellerde protraksiyon kuvvetinin oklüzal düzlemle yaptığı açı arttıkça hareketin paralel yaklaştığı ve bununla birlikte dentofasiyal sistemin tamamında daha uniform gerilme dağılımı gözlenmiştir.

Dişsel ankrajlı Grummons ve Petit modellerinde iskeletsel ankrajlı modellere göre daha fazla ve Grummons modellerinde de Petit modellerinden daha fazla saat yönünün tersine rotasyon gözlenmiştir. En düşük rotasyon değerleri ise Face-bow'lu Petit modellerinde görülmüştür.

Sonuç olarak; daha fazla maksiller protraksiyona ihtiyaç olan vakalarda iskeletsel ankraj ünitesi tercih edilebilir. Bununla birlikte eklem rahatsızlığı olan hastaların tedavisinde Grummons tipi yüz maskesi tercih edilebilir. Maksiller protraksiyonun olabildiğince paralele yakın gerçekleşmesi istenildiğinde çalışmamızda incelenen tüm yüz maskesi tipleri için protraksiyon kuvvetinin açısının artırılması tercih edilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Yüz Maskesi, Ağız İçi Ankraj Ünitesi, Sonlu Elemanlar Analizi, Dentofasiyal Sistem

**ABSTRACT****Dentofacial Effects of Varying the Force Direction on Maxillary Protraction with Different Types of Face Masks: A Finite Element Analysis****Baran TALAY****Expertise Thesis****Department of Orthodontics****Sivas 2016,**

The aim of our study is to evaluate the dentofacial effects of different types of face masks which are applied various force directions on skeletal Class III malocclusion characterized with maxillary retrognathia by using the finite element method which is approved to have many advantages among all in vitro strain analysis.

Finite element simulations of five different combinations of three different face masks (Petit, Grummons and Petit with Face-bow) and two different intraoral anchorage units (dental and skeletal anchorage) were performed on a three dimensional finite element model. In all models, 1000 gf protraction force was applied in 0°, 15°, 30°, 45° downwards direction to the occlusal plane. The teeth are modelled as a one unit for dental anchorage. The protraction force was applied from 2 mm above gingival margin of in-between canine and first premolar on dental anchorage models of Petit and Grummons face masks. On dental anchorage model of Petit with Face-bow model, inner bow was placed in front of premolars and protraction force was applied from outer bow which localized at roots of premolars. Surgical mini plate which placed infrazygomatic crest areas was used as a skeletal anchorage. On skeletal anchorage models of Petit and Grummons face masks, the protraction force was applied from the tip of the mini plate which localized at 2 mm above gingival margin of in-between canine and first premolar.

Much more compressive stress was observed at articular disks and condyles on the models which use the chin for support than the Grummons models.

This study showed that the skeletal anchorage is more effective on maxillary protraction treatment than dental anchorage.

As the angle between occlusal plane and protraction force increases, stresses were distributed more homogenous on the dentofacial structures and maxilla moved forward in a more parallel pattern.

More counter clockwise rotation was observed on dental anchorage models than skeletal anchorage models and on Grummons face mask than Petit face mask. The less counter clockwise rotation was observed on Petit with Face-bow models.

As a result, skeletal anchorage units might be preferred in the cases that require significant maxillary protraction. Grummons face mask might be preferred in the patients who have temporomandibular joint disorders. The angle between protraction force and occlusal plane might be increase in the cases which require forward movement of maxilla in a more parallel pattern.

**Key Words:** Face Mask, Intraoral Anchorage Unit, Finite Element Analysis, Dentofacial System

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	viii
KISALTMALAR / SİMGELER.....	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xiv
TABLolar DİZİNİ.....	xxxv
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER .....	3
2.1 Epidemiyoloji.....	4
2.2 Etiyoloji.....	5
2.3 Tedavi Zamanlaması.....	5
2.4 Tedavi Yaklaşımları.....	8
2.4.1 Yüz Maskesine Yönelik Klinik Çalışmalar .....	14
2.5 Yüz Maskesi ile Uygulanan Kuvvetin Büyüklüğü ve Yönü.....	17
2.6 Temporomandibular Eklem .....	19
2.6.1 Sınıf III Maloklüzyonlar ve TME İlişkisi.....	20
2.7 Gerilme Analizleri .....	22
2.7.1 Gerilme Analizlerinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar .	22
2.7.1.1 Kuvvet.....	22
2.7.1.2 Gerilme (Stress).....	22
2.7.1.3 Gerilme Tipleri.....	23
2.7.1.4 Gerinim (Strain).....	25

2.7.1.5	Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stress-Strain Curve) .....	25
2.7.1.6	Elastiklik Sınırı .....	26
2.7.1.7	Elastiklik Modülü (Young Modülü).....	26
2.7.1.8	Elastiklik – Viskoelastiklik.....	26
2.7.1.9	Poisson Oranı .....	27
2.7.2	Gerilme Analizi Yöntemleri.....	27
2.8	Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi .....	29
2.8.1	Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları .....	31
2.8.2	Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları/Sınırları	32
2.8.3	Eleman Tipi ve Sayısı .....	33
2.8.4	Düğüm (Node) .....	36
2.8.5	Sınır Koşulları (Boundary Conditions).....	36
2.8.6	Sonlu Elemanlar Analizi Modelleme ve Çözüm Aşamaları....	36
2.8.6.1	Hazırlık Aşamaları.....	36
2.8.6.2	Analiz Aşaması .....	39
2.8.6.3	Çözüm Aşaması.....	39
2.9	Yüz Maskesine Yönelik Sonlu Elemanlar Analizi Çalışmaları .....	39
3	GEREÇ VE YÖNTEM.....	44
3.1	Modelleme İçin Kullanılan Gereçler.....	44
3.2	Geometrik Modellerin Oluşturulması .....	45
3.2.1	Kafatası ve Yüz Kemiklerinin Modellenmesi .....	45
3.2.2	Üst ve Alt Çene Kemiklerinin Modellenmesi.....	47
3.2.3	Suturların Modellenmesi .....	48
3.2.4	Dişlerin ve Periodontal Ligamentlerin Modellenmesi.....	50
3.2.5	TME Yapılarının Modellenmesi .....	50

3.2.6	Mini Plak ve Mini Vidaların Modellenmesi .....	52
3.3	Ağ Yapının Oluşturulması (Matematik Model).....	53
3.4	Malzeme Özelliklerinin Programa Tanıtılması .....	57
3.5	Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Kuvvetlerin Uygulanması .....	57
3.6	Sonlu Elemanlar Problemlerinin Çözümü.....	63
3.7	Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması .....	64
4	BULGULAR .....	66
4.1	Kafa-yüz Sisteminin Tümünde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	66
4.2	Maksillada Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme ve Maksillanın Sagittal ve Vertikal Yönde Yer Değiştirme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	75
4.3	Mandibulada Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	91
4.4	Üst ve Alt Diş Dizilerinde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	100
4.5	Zigomatik Kemiklerde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	116
4.6	Nazal Kemikte Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	125
4.7	Temporal Kemiklerde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	135
4.8	Sfenoid Kemikte Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	144
4.9	Artiküler Disklerde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	153
4.10	Frontonazal Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	163

4.11	Nazomaksiller Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	172
4.12	Frontomaksiller Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	181
4.13	Zigomatikotemporal Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	190
4.14	Zigomatikomaksiller Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	199
4.15	Pterigopalatin Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	208
4.16	Frontozigomatik Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular .....	217
5	TARTIŞMA .....	226
5.1	Amacın Değerlendirilmesi .....	226
5.2	Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi .....	228
5.3	Bulguların Değerlendirilmesi .....	235
5.3.1	Kafa-Yüz Sisteminin Tamamında Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi.....	236
5.3.2	Maksillada Görülen Gerilmelerin ve Şekil Değişimlerinin Değerlendirilmesi.....	237
5.3.3	Mandibulada Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi.....	240
5.3.4	Üst ve Alt Diş Dizilerinde Görülen Gerilmelerin ve Şekil Değişimlerinin Değerlendirilmesi .....	243
5.3.5	Zigomatik Kemiklerde Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi	244
5.3.6	Nazal Kemikte Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	245
5.3.7	Temporal Kemikte Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi	246



5.3.8	Sfenoid Kemikte Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi ...	247
5.3.9	Artiküler Disklerde Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi	248
5.3.10	Sikummaksiller Suturlarda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi.....	249
5.3.10.1	Frontonazal Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	250
5.3.10.2	Nazomaksiller Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	251
5.3.10.3	Frontomaksiller Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	252
5.3.10.4	Zigomatikotemporal Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	253
5.3.10.5	Zigomatikomaksiller Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	253
5.3.10.6	Pterigopalatin Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	254
5.3.10.7	Frontozigomatik Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi .....	255
6	SONUÇ VE ÖNERİLER .....	256
7	KAYNAKLAR.....	259
8	ÖZGEÇMİŞ .....	286

**KISALTMALAR / SİMGELER**

<b>FEM</b>	: Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
<b>TME</b>	: Temporomandibular Eklem
<b>%</b>	: Yüzde
<b>°</b>	: Derece
<b>gr</b>	: Gram
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>N</b>	: Newton
<b>kgf</b>	: Kilogram Kuvvet
<b>gf</b>	: Gram Kuvvet
<b>oz</b>	: Ons
<b>dyn</b>	: Dyne
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>m</b>	: Metre
<b>sn</b>	: Saniye
<b>P</b>	: Paskal
<b>Mpa</b>	: Mega Paskal
<b><math>\sigma</math></b>	: Stress (Gerilme)
<b><math>\epsilon</math></b>	: Strain (Gerinim)
<b>E</b>	: Young Modülü
<b>PD</b>	: Petit Tipi Yüz Maskesi ve Dişsel Ankraj Ünitesi
<b>Pİ</b>	: Petit Tipi Yüz Maskesi ve İskeletsel Ankraj Ünitesi
<b>GD</b>	: Grummons Tipi Yüz Maskesi ve Dişsel Ankraj Ünitesi
<b>Gİ</b>	: Grummons Tipi Yüz Maskesi ve İskeletsel Ankraj Ünitesi
<b>FD</b>	: Face-bow'lu Petit Tipi Yüz Maskesi ve Dişsel Ankraj Ünitesi

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Maksillayı kranium ve kafa kaidesine bağlayan suturlar.....	11
Şekil 2.2 Maksillanın yüzey remodellingi.....	12
Şekil 2.3 Maksillanın kranyum ve kafa kaidesine göre öne ve aşağı büyümesi. .....	13
Şekil 2.4 Gerilme Tipleri.....	23
Şekil 2.5 Gerilme-Gerinim Eğrisi.....	26
Şekil 2.6 Elastik ve viskoelastik materyallerin gerilme-gerinim eğrileri.....	27
Şekil 2.7 Analizlerde kullanılan tek, iki ve üç boyutlu elemanlar.....	33
Şekil 2.8 Farklı geometrilere sahip üç boyutlu elemanlar.....	34
Şekil 2.9 Deformasyon öncesi ve sonrasında 4 düğümlü tetrahedral (A) ve 10 düğümlü tetrahedral (B) elemanların gösterimi.....	35
Şekil 2.10 Eleman sayısının artırılması ile geometride oluşan değişiklikler.	35
Şekil 2.11 Elastik katılarda malzeme özelliklerinin şematik olarak gösterilmesi .....	38
Şekil 3.1 Tüm kafa – yüz modeli.....	45
Şekil 3.2 Kafatası kemiğinin üç boyutlu modeli.....	45
Şekil 3.3 Temporal kemiklerin üç boyutlu modeli.....	46
Şekil 3.4 Sfenoid kemiğin üç boyutlu modeli.....	46
Şekil 3.5 Etmoid kemiğin üç boyutlu modeli.....	46
Şekil 3.6 Nazal kemiğin üç boyutlu modeli.....	46
Şekil 3.7 Zigomatik kemiklerin üç boyutlu modeli.....	47
Şekil 3.8 Alt çene kemiğinin üç boyutlu modeli.....	47
Şekil 3.9 Üst çene kemiğinin üç boyutlu modeli.....	47
Şekil 3.10 Suturların üç boyutlu kafa modelinde görünümü.....	48

Şekil 3.11 Zigomatikomaksiller suturun üç boyutlu modellenmesi. ....	48
Şekil 3.12 Zigomatikotemporal suturun üç boyutlu modellenmesi.....	48
Şekil 3.13 Frontomaksiller suturun üç boyutlu modellenmesi. ....	49
Şekil 3.14 Frontozigomatik suturun üç boyutlu modellenmesi. ....	49
Şekil 3.15 Frontonazal suturun üç boyutlu modellenmesi. ....	49
Şekil 3.16 Nazomaksiller suturun üç boyutlu modellenmesi. ....	49
Şekil 3.17 Pterigopalatin suturun üç boyutlu modellenmesi. ....	49
Şekil 3.18 Üst çene dişlerinin ve periodontal ligamentlerin üç boyutlu modeli. .....	50
Şekil 3.19 Alt çene ve dişlerinin ve periodontal ligamentlerin üç boyutlu modeli. .....	50
Şekil 3.20 Artiküler disklerinin üç boyutlu modeli. ....	51
Şekil 3.21 Temporomandibular ve kapsüler ligamentlerin yay eleman modelleri. ....	51
Şekil 3.22 Kıkırdak dokuların üç boyutlu modellenmesi. ....	52
Şekil 3.23 Mini plak ve mini vidaların üç boyutlu modelleri. ....	52
Şekil 3.24 Tetrahedron eleman yapısı. ....	53
Şekil 3.25 A: Kraniofasiyal sistemin, B: Üst çene ve üst çene dişlerinin sonlu elemanlar modeli, C: Alt çene ve alt çene dişlerinin sonlu elemanlar modeli, D: Kafatasının sonlu elemanlar modeli, E: Temporal kemiklerin sonlu elemanlar modeli, F: Zigomatik kemiklerin sonlu elemanlar modeli, G: Sfenoid kemiğin sonlu elemanlar modeli, H: Nazal kemiğin sonlu elemanlar modeli, I: Etmoid kemiğin sonlu elemanlar modeli, J: Frontomaksiller, Nasomaksiller ve Frontonazal suturların sonlu elemanlar modeli, K: Frontozigomatik suturun sonlu elemanlar modeli, L: Zigomatikotemporal suturun sonlu elemanlar modeli, M: Pterigopalatin suturun sonlu elemanlar modeli, N: Zigomatikomaksiller suturun sonlu elemanlar modeli.....	56

Şekil 3.30 Diş destekli yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.....	59
Şekil 3.31 İskelet destekli Petit tipi yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.....	60
Şekil 3.32 Diş destekli Grummons tipi yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°. ....	61
Şekil 3.33 İskelet destekli Grummons tipi yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°. ....	62
Şekil 3.34 Diş destekli Petit tipi face-bow'lu yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°. ....	63
Şekil 3.35 Gerilme değerlerini gösteren görüntü ve renk skalası. ....	65
Şekil 4.1 PD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	68
Şekil 4.2 PD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	68
Şekil 4.3 PD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	69
Şekil 4.4 Pİ 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	69
Şekil 4.5 Pİ 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	70
Şekil 4.6 Pİ 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	70
Şekil 4.7 GD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	71
Şekil 4.8 GD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	71

Şekil 4.9 GD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	72
Şekil 4.10 Gİ 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	72
Şekil 4.11 Gİ 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	73
Şekil 4.12 Gİ 0° - Gİ 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri.....	73
Şekil 4.13 FD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	74
Şekil 4.14 FD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	74
Şekil 4.15 FD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri.....	75
Şekil 4.16 PD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri.....	78
Şekil 4.17 PD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	78
Şekil 4.18 PD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen Von Mises gerilme değerleri.....	79
Şekil 4.19 Pİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri.....	79
Şekil 4.20 Pİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	80
Şekil 4.21 Pİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen Von Mises gerilme değerleri.....	80
Şekil 4.22 GD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri.....	81

Şekil 4.23 GD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	81
Şekil 4.24 GD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	82
Şekil 4.25 Gİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	82
Şekil 4.26 Gİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	83
Şekil 4.27 Gİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	83
Şekil 4.28 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	84
Şekil 4.29 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	84
Şekil 4.30 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal, maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri. ....	85
Şekil 4.31 PD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	86
Şekil 4.32 Pİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	87
Şekil 4.33 GD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	88
Şekil 4.34 Gİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	89
Şekil 4.35 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	90
Şekil 4.36 PD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	93

Şekil 4.37 PD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	93
Şekil 4.38 PD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	94
Şekil 4.39 Pİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	94
Şekil 4.40 Pİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	95
Şekil 4.41 Pİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	95
Şekil 4.42 GD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	96
Şekil 4.43 GD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	96
Şekil 4.44 GD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	97
Şekil 4.45 Gİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	97
Şekil 4.46 Gİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	98
Şekil 4.47 Gİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	98
Şekil 4.48 FD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	99
Şekil 4.49 FD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	99
Şekil 4.50 FD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	100



Şekil 4.51 PD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	102
Şekil 4.52 PD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	103
Şekil 4.53 PD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	103
Şekil 4.54 Pİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	104
Şekil 4.55 Pİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	104
Şekil 4.56 Pİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	105
Şekil 4.57 GD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	105
Şekil 4.58 GD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	106
Şekil 4.59 GD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	106
Şekil 4.60 Gİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	107
Şekil 4.61 Gİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	107
Şekil 4.62 Gİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	108
Şekil 4.63 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	108
Şekil 4.64 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	109

Şekil 4.65 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	109
Şekil 4.66 PD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	111
Şekil 4.67 Pİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	112
Şekil 4.68 GD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	113
Şekil 4.69 Gİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	114
Şekil 4.70 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri. ....	115
Şekil 4.71 PD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	118
Şekil 4.72 PD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	118
Şekil 4.73 PD 0° 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	119
Şekil 4.74 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	119
Şekil 4.75 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	120
Şekil 4.76 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	120
Şekil 4.77 GD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	121
Şekil 4.78 GD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	121

Şekil 4.79 GD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	122
Şekil 4.80 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	122
Şekil 4.81 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	123
Şekil 4.82 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	123
Şekil 4.83 FD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	124
Şekil 4.84 FD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	124
Şekil 4.85 FD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	125
Şekil 4.86 PD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	127
Şekil 4.87 PD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	128
Şekil 4.88 PD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri.....	128
Şekil 4.89 Pİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri.....	129
Şekil 4.90 Pİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	129
Şekil 4.91 Pİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri.....	130
Şekil 4.92 GD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	130

Şekil 4.93 GD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	131
Şekil 4.94 GD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	131
Şekil 4.95 Gİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	132
Şekil 4.96 Gİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	132
Şekil 4.97 Gİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	133
Şekil 4.98 FD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	133
Şekil 4.99 FD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	134
Şekil 4.100 FD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	134
Şekil 4.101 PD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	136
Şekil 4.102 PD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	137
Şekil 4.103 PD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	137
Şekil 4.104 Pİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	138
Şekil 4.105 Pİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	138
Şekil 4.106 Pİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	139

Şekil 4.107 GD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	139
Şekil 4.108 GD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	140
Şekil 4.109 GD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	140
Şekil 4.110 Gİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	141
Şekil 4.111 Gİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	141
Şekil 4.112 Gİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	142
Şekil 4.113 FD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	142
Şekil 4.114 FD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.....	143
Şekil 4.115 FD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	143
Şekil 4.116 PD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	146
Şekil 4.117 PD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	146
Şekil 4.118 PD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	147
Şekil 4.119 Pİ 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	147
Şekil 4.120 Pİ 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	148

Şekil 4.121 Pİ 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	148
Şekil 4.122 GD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	149
Şekil 4.123 GD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	149
Şekil 4.124 GD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	150
Şekil 4.125 Gİ 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	150
Şekil 4.126 Gİ 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	151
Şekil 4.127 Gİ 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	151
Şekil 4.128 FD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	152
Şekil 4.129 FD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	152
Şekil 4.130 FD 0° - 45° modelleri için sfenoid kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	153
Şekil 4.131 PD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	155
Şekil 4.132 PD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	156
Şekil 4.133 PD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	156
Şekil 4.134 Pİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	157

Şekil 4.135 Pİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	157
Şekil 4.136 Pİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	158
Şekil 4.137 GD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	158
Şekil 4.138 GD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	159
Şekil 4.139 GD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	159
Şekil 4.140 Gİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	160
Şekil 4.141 Gİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	160
Şekil 4.142 Gİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	161
Şekil 4.143 FD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	161
Şekil 4.144 FD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	162
Şekil 4.145 FD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	162
Şekil 4.146 PD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	164
Şekil 4.147 PD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	165
Şekil 4.148 PD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	165

Şekil 4.149 Pİ 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	166
Şekil 4.150 Pİ 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	166
Şekil 4.151 Pİ 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	167
Şekil 4.152 GD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	167
Şekil 4.153 GD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	168
Şekil 4.154 GD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	168
Şekil 4.155 Gİ 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	169
Şekil 4.156 Gİ 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	169
Şekil 4.157 Gİ 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	170
Şekil 4.158 FD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	170
Şekil 4.159 FD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	171
Şekil 4.160 FD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	171
Şekil 4.161 PD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	173
Şekil 4.162 PD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	174



Şekil 4.163 PD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	174
Şekil 4.164 Pİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	175
Şekil 4.165 Pİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	175
Şekil 4.166 Pİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	176
Şekil 4.167 GD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	176
Şekil 4.168 GD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	177
Şekil 4.169 GD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	177
Şekil 4.170 Gİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	178
Şekil 4.171 Gİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	178
Şekil 4.172 Gİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	179
Şekil 4.173 FD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	179
Şekil 4.174 FD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	180
Şekil 4.175 FD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	180
Şekil 4.176 PD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	182

Şekil 4.177 PD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	183
Şekil 4.178 PD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	183
Şekil 4.179 Pİ 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	184
Şekil 4.180 Pİ 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	184
Şekil 4.181 Pİ 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	185
Şekil 4.182 GD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	185
Şekil 4.183 GD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	186
Şekil 4.184 GD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	186
Şekil 4.185 Gİ 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	187
Şekil 4.186 Gİ 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	187
Şekil 4.187 Gİ 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	188
Şekil 4.188 FD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	188
Şekil 4.189 FD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	189
Şekil 4.190 FD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	189

Şekil 4.191 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	191
Şekil 4.192 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	192
Şekil 4.193 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	192
Şekil 4.194 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	193
Şekil 4.195 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	193
Şekil 4.196 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	194
Şekil 4.197 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	194
Şekil 4.198 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	195
Şekil 4.199 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	195
Şekil 4.200 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	196
Şekil 4.201 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	196
Şekil 4.202 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	197
Şekil 4.203 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	197
Şekil 4.204 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	198

Şekil 4.205 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	198
Şekil 4.206 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	200
Şekil 4.207 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	201
Şekil 4.208 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	201
Şekil 4.209 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	202
Şekil 4.210 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	202
Şekil 4.211 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	203
Şekil 4.212 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	203
Şekil 4.213 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	204
Şekil 4.214 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	204
Şekil 4.215 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	205
Şekil 4.216 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	205
Şekil 4.217 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	206
Şekil 4.218 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	206

Şekil 4.219 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	207
Şekil 4.220 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	207
Şekil 4.221 PD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	209
Şekil 4.222 PD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	210
Şekil 4.223 PD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	210
Şekil 4.224 Pİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	211
Şekil 4.225 Pİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	211
Şekil 4.226 Pİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	212
Şekil 4.227 GD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	212
Şekil 4.228 GD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	213
Şekil 4.229 GD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	213
Şekil 4.230 Gİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	214
Şekil 4.231 Gİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	214
Şekil 4.232 Gİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	215

Şekil 4.233 FD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	215
Şekil 4.234 FD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.....	216
Şekil 4.235 FD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen Von Mises gerilme değerleri. ....	216
Şekil 4.236 PD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	218
Şekil 4.237 PD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	219
Şekil 4.238 PD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	219
Şekil 4.239 PD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	220
Şekil 4.240 Pİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	220
Şekil 4.241 Pİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	221
Şekil 4.242 GD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri. ....	221
Şekil 4.243 GD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	222
Şekil 4.244 GD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	222
Şekil 4.245 Gİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	223
Şekil 4.246 Gİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	223

Şekil 4.247 Gİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	224
Şekil 4.248 FD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.....	224
Şekil 4.249 FD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri. ....	225
Şekil 4.250 FD 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.....	225



## TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1 Trupin'in belirlediği pozitif ve negatif faktörler .....	8
Tablo 3.1 Eleman ve düğüm noktası sayıları. ....	54
Tablo 3.2 Lineer malzemelerinin mekanik özellikleri. ....	57
Tablo 4.1 Kafa-yüz sisteminin tümünde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	66
Tablo 4.2 Maksillada görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	76
Tablo 4.3 Mandibulada görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri. ....	91
Tablo 4.4 Üst ve alt dişlerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri. ....	101
Tablo 4.5 Zigomatik kemiklerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	116
Tablo 4.6 Nazal kemikte görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri. ....	126
Tablo 4.7 Temporal kemiklerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	135
Tablo 4.8 Sfenoid kemikte görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri. ....	144
Tablo 4.9 Artiküler disklerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri. ....	154
Tablo 4.10 Frontonazal suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	163
Tablo 4.11 Nazomaksiller suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	172



Tablo 4.12 Frontomaksiller suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	181
Tablo 4.13 Zigomatikotemporal suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	190
Tablo 4.14 Zigomatikomaksiller suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	199
Tablo 4.15 Pterigopalatin suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	208
Tablo 4.16 Frontozigomatik suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.....	217

## 1 GİRİŞ

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonlar, tedaviye verdikleri cevap ve sonradan oluşabilecek nüks sebebiyle ortodontistler açısından tedavisi komplike ortodontik anomaliler olarak nitelendirilmektedir (1, 2). İskeletsel Sınıf III yapının oluşmasında maksiller gelişim yetersizliği ve/veya mandibuladaki gelişim fazlalığının yanı sıra kraniyal taban uzunluğunun azalması ve glenoid fossanın pozisyonu da belirleyici faktörlerdendir (3, 4). Son yıllarda yapılan araştırmalar maksiller retrognati komponentinin Sınıf III maloklüzyonun oluşumunda önemli bir role sahip olduğunu göstermektedir (5-8). Sınıf III anomalilerin tedavi edilmediği durumlarda dentofasiyal yapıların geri dönüşümsüz olarak etkilendiği ve bu sürecin bireylerin psikolojik gelişimlerine olumsuz etki ettiği bilinmektedir (9-11).

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonun tedavi seçiminde, anomali gösteren iskeletsel komponente müdahale etmek gerekmektedir (12). Bununla birlikte maksiller retrognatiden kaynaklı iskeletsel Sınıf III maloklüzyonlarda iki tür tedavi yaklaşımı bulunmaktadır. Bunlar; büyüme gelişim dönemindeki hastalara ortopedik tedavi uygulanması ve büyüme gelişimi tamamlanmış hastalara ortognatik cerrahi veya kamuflej tedavisi uygulanmasıdır.

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonlarda çeneler arasındaki uyumsuzluğun giderilmesi amacıyla uygulanan ortopedik kuvvetlerin kraniyofasiyal sistem üzerine etkileri ortodontinin en önemli ve en çok tartışılan konularından bir tanesidir (13). Ortodontide ortopedik etkiyi; tedavi ile kafatası kemiklerinde meydana gelen pozisyonel değişimler olarak tarif etmek mümkündür (14). Kraniyofasiyal yapı çeşitli kemiklerden oluşan karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu nedenle uygulanacak ağır ortopedik kuvvetlerin sadece uygulama bölgesiyle sınırlı kalacak bir etki yaratması beklenemez.

Uygulanan ortopedik kuvvetlerin kraniyofasiyal sistemde meydana getirdiği gerilmeleri değerlendirmek için diş hekimliğinde farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlardan en sık kullanılanları; deney hayvanlarıyla yapılan çalışmalar, foto-elastik gerilme analizi (photoelastic stress analysis), gerinim ölçer (strain gauge) kullanımı, lazer ışını ile gerilme

analizi (holografik interferometri), kırılgen vernikle kaplama (brittle laquer) ve sonlu elemanlar (finite element analysis / FEM) analizidir (15). Sonlu elemanlar dışındaki yöntemlerin çoğunun kemik yapısının iç birimlerindeki stres dağılımını ve yer değıştirmeleri değlendirmede sınırlı kaldığı belirtilmektedir. Sonlu elemanlar analizi ile analitik çözümü bulunmayan problemlere yaklaşık çözümler bulunabilmekte, bu nedenle de deneysel metotlara alternatif yeni bir simülasyon ve deney aracı olarak kullanılabilir (16).

Mühendislik ve havacılık teknolojilerinde kullanılan materyallerin statik yüklemelerinin hesaplanması amacıyla geliştirilmiş olan sonlu elemanlar analizi yöntemi zamanla diş hekimliğinde ve biyomekanik araştırmalarda da yaygın kullanım alanı bulmuştur. Sonlu elemanlar analizinin ortodonti biliminde uygulanabilirliği saptandığından beri, farklı tedavi uygulamalarını içeren çalışmalara gün geçtikçe yenileri eklenmektedir (17-19).

Sınıf III maloklüzyonlarda uygulanan ortopedik kuvvetlerin üst çene, alt çene ya da temporomandibular eklem (TME) gibi belirli bölgeler üzerine etkileri birçok sonlu elemanlar analizi çalışmasında incelenmiştir (20-22). Yapılan literatür taramasında; üst çeneye etkileyen kuvvetleri simüle edilen çalışmalara rastlansa da (17, 19, 23, 24), üst çeneye iskeletsel ve dişsel ağız içi ankraj üniteleri vasıtasıyla farklı tip yüz maskeleri ile farklı açılarda uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; maksiller retrognati ile karakterize iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan iskelet ve diş destekli ağız içi ankraj ünitelerinden destek alan farklı tiplerdeki yüz maskesi çeşitleri vasıtasıyla farklı açılarda uygulanan maksiller protraksiyon kuvvetlerinin kafa-yüz kemikleri, sirkummaksiller suturlar ve TME üzerindeki biyomekanik etkilerinin, in vitro olarak uygulanan gerilme analizleri içinde avantajları ortaya konulmuş olan sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

## 2 GENEL BİLGİLER

Sınıf III maloklüzyon ilk kez Edward H. Angle tarafından 1899 yılında Dental Cosmos dergisinde yayımlanan "Classification of Malocclusion" adlı makale ile tanımlanmıştır (25). Angle üst çene ve kafa kaidesini bütün bir yapı olarak sabit kabul etmiş ve Sınıf III maloklüzyonu, alt çenenin önde konumlanması, alt dişlerin mezial oklüzyonu ve alt kesicilerin lingual inklinasyonu şeklinde tanımlamıştır. Angle'ın yaptığı bu tanımlamanın yetersiz olduğu bilinmekle birlikte, hala geçerliliğini korumaktadır.

Ortodontide sefalometrik radyograf analizinin gelişimi ile birlikte Sınıf III maloklüzyonların iskeletsel sınıflandırması da yapılmıştır. Tweed (26), Sınıf III maloklüzyonları *iskeletsel* ve *pseudo* olmak üzere iki sınıfa ayırmıştır. İskeletsel Sınıf III maloklüzyon grubunu mandibular gelişim fazlalığı ve maksiller gelişim yetersizliği olan vakaların, pseudo Sınıf III maloklüzyon grubunu ise normal mandibular gelişimle birlikte maksiller gelişim yetersizliği olanların oluşturduğunu bildirmiştir.

Guyer ve ark. (10), iskeletsel Sınıf III maloklüzyonları inceledikleri çalışmada maloklüzyonun mandibular gelişim fazlalığı ve/veya ileride konumlanması, maksiller gelişim yetersizliği ve/veya geride konumlanması ile hem mandibular gelişim fazlalığı ve/veya ileride konumlanması hem de maksiller gelişim yetersizliği ve/veya geride konumlanmasından kaynaklanabildiğini belirtmişlerdir.

Moyers (27), Sınıf III maloklüzyonları problemin kaynağına göre kemiksel, kassal ve dental olarak kategorize etmiştir. Bununla birlikte nöromusküler veya fonksiyonel maloklüzyonlu bireylerde mandibulanın kapanışta sentrik ilişkide mi yoksa prematür kontaklar sebebiyle fonksiyonel olarak ileride mi konumlandırıldığının saptanması gerektiğini bildirmiştir.

Yapılan bu çalışmalar ışığında Sınıf III maloklüzyonlar morfolojik olarak;

- Mandibulanın protrüziv ve maksillanın normal konumlandığı
- Mandibulanın normal ve maksillanın retrüziv konumlandığı
- Mandibulanın protrüziv ve maksillanın retrüziv konumlandığı ve pseudo Sınıf III maloklüzyon olarak adlandırılan, çenelerin normal konumda

olmasına rağmen üst keserlerin dikleştigi, alt keserlerin labiale eğimli olduğu durumlar olarak sınıflandırılabilir.

## 2.1 Epidemiyoloji

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonlar etnik köken ve coğrafik faktörlere göre değişik oranlarda görülme sıklığına sahiptirler (2).

Sınıf III anomalinin, beyaz ırkta görülme insidansı %1-5 arasındayken (28, 29), bu oran Latin ırkta %5 seviyesine çıkmakta (30), Avrupalılarda %3-8 (31, 32), Asyalılarda ise % 9-19'a kadar çıkmaktadır (33, 34). Japonlar %32-48 ile Sınıf III anomali prevalansının en yüksek olduğu toplumdur (35, 36).

Türk toplumunda Sınıf III anomalilerin görülme sıklığıyla ilgili son yıllarda yapılan çalışmalarda; Sarı ve ark. (37), 1602 bireyi incelemiş ve Türk toplumundaki Sınıf III anomali prevalansını %10.2 olarak belirtmiş, Sayın ve Türkkahraman (38) ise 1356 bireyi incelemiş ve bu oranın %12 olduğunu bildirmişlerdir.

Sanborn (39), incelediği Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerin %9,5'inde maksiller retrognati ve mandibular prognatinin bir arada, %33.33'ünde ise sadece maksiller retrognatinin izlendiğini belirtmiştir. Guyer ve ark. (10), yaptıkları çalışmada 13-15 yaşları arasındaki Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde normal konumlanmış mandibula ile birlikte maksiller retrüzyonun görülme oranını %23 olarak raporlamışlardır. Jacobson ve ark. (11), Sınıf III maloklüzyonların yaklaşık %25'inin sadece maksiller yetersizlikten ileri geldiğini bildirmişlerdir. Sue ve ark. (40), Sınıf III maloklüzyonların %62'sinde, Ellis ve McNamara (41) ise %62-65'inde maksiller yetersizlik komponentinin var olduğunu rapor etmişlerdir. Yapılan çalışmalar ışığında iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların %25-65'inin maksillanın gelişim yetersizliği ve geride konumlanmasından kaynaklandığı, bununla birlikte mandibulanın ise normal veya hafifçe prognatik olduğu sonucuna varılabilir.

## 2.2 Etiyoloji

Sınıf III maloklüzyonların etiolojisinde hem genetik hem de çevresel faktörlerin etkili oldukları bilinmektedir. Sınıf III maloklüzyonların büyük bir kısmında multifaktöriyel kalıtımın geçerli olduğu düşünülmektedir (42). Sınıf III maloklüzyonun oluşumunda kalıtımın büyük bir rol üstlenmesi, mandibular prognatizm üzerinde fazlasıyla durulmasına neden olmuştur (43). Sınıf III mandibular prognati vakalarında ailesel kalıtımın rolü çok kuvvetlidir. Bu durumun en bilinen örneği Avusturyalı Habsburg Hanedanlığı'nın portrelerinin incelenmesi sonucu ortaya çıkmıştır. Bu hanedanlığın 1377-1700 yılları arasında yaşamış olan dokuz kuşağındaki 40 birey incelenmiş ve bunların 33'ünde mandibular prognatizm görülmüştür (11).

Kalıtımın maksiller retrüzyonun oluşumundaki en büyük etkenlerden biri olduğu bilinmektedir (11). Tek yumurta ikizleriyle yapılan çalışmaları genetik faktörlerin yanı sıra çevresel faktörlerin de önemli olduğunu göstermiştir. Ayrıca dudak-damak yarıkları, üst çenede mikrodonti veya diş eksiklikleri, hormonal düzensizlikler, üst çenede gömülü dişlerin olması ve erken uygulanan çekimler, konjenital anomaliler ve sendromlar, üst çene bölgesine gelen travma, üst çene bölgesini etkileyen iltihaplar, erken uygulanan cerrahi operasyonlar ve fonksiyonel etkenler de etiyojik faktörler arasında sayılabilir (44-46). Bu faktörler dışında nazofarengeal blokaj nedeniyle meydana gelen ağız solunumunun fasiyal büyüme ve gelişimi etkileyerek maksiller retrüzyona sebebiyet verebildiği ve hava yolunu açabilmek için hastaların mandibulalarını aşağı ve ileri konumlandıkları çeşitli yazarlar tarafından belirtilmiştir (46, 47).

Williams ve Andersen (48), anterior kaide uzunluğundaki azalmanın nasion noktasına yansması sonucunda maksiller retrognatinin açısal analizlerde genellikle maskelendiğini saptamış ve bundan dolayı maksiller retrüzyonun Sınıf III maloklüzyonlar için önemli bir etiyojik faktör olduğunu belirtmişlerdir.

## 2.3 Tedavi Zamanlaması

Sınıf III maloklüzyonların tedavi zamanlaması ve buna bağlı olarak meydana getirdiği etkiler arasındaki farklılıklar uzun yıllardır tartışma konusu olmuştur.

Son zamanlarda yapılan insan ve deney hayvanı çalışmalarıyla ortopedik tedaviler için en uygun zamanlama belirlenmeye çalışılmaktadır.

Nanda (49), maymunlar üzerinde yaptığı çalışmada deneklerin üst çenelerine uyguladığı protraksiyon kuvvetleri sonucunda genç maymunların tüm sirkummaksiller suturlarında ve maksiller tüberosite bölgesinde anlamlı değişimler olduğunu, erişkin maymunlarda ise sadece lokal histolojik değişimlere rastlandığını bildirmiştir. Kambara'nın çalışması da bu verileri desteklemektedir (50).

Angle ve Tweed (1, 26, 51), Sınıf III maloklüzyonun tedavisine daimi birinci molarlar sürer sürmez hatta daha erken yasta başlanması gerektiğini ifade etmişlerdir. Tweed ayrıca, belirgin mandibular protrüzyona sahip 14 yaşından büyük hastalarda tedavinin büyüme atılımının sonrasına ertelenmesi ve bu hastaların ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesi gerektiğini belirtmiştir (26).

Erken karışık dişlenme döneminde tedaviye başlanmasını savunan yazarlardan McNamara, en uygun zamanı daimi santral kesicilerin sürmeye başladığı zaman olarak tanımlamıştır (52). Benzer şekilde Hickam (53), en iyi ortopedik sonucu alabilmek için tedaviye 8 yaşından önce, Proffit ise daha fazla iskeletsel daha az dental hareket elde edebilmek adına tedaviye 9 yaşından önce başlanması gerektiğini savunmaktadır (42). Delaire ise ideal tedaviye başlama zamanını karışık dişlenme döneminde, süt azılarının kaybindan önce olması gerektiğini bildirmiştir (54).

Sakamoto (55), yaşları 3,5 ila 12 arasında değişen, Sınıf III maloklüzyona sahip 61 bireyi incelemiş ve yaş büyüdükçe tedavi ile elde edilen düzeltimin azaldığını saptamıştır. Lertpitayakun ve ark. (56), yaş ortalaması 4 yıl 2 ay olan ve Sınıf III maloklüzyona sahip 25 bireyi yüz maskesi ile tedavi etmiş ve tedavi sonuçlarını yaş ortalaması 3 yıl 11 ay olan 10 bireyden oluşturdukları kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. Elde edilen veriler ışığında yüz maskesi ile erken tedavinin faydalı olduğunu bildirmişlerdir.

Baccetti ve ark. (7), yaptıkları çalışmada geç karma dentisyonda yapılan tedaviler yerine erken karma dentisyonda yapılan Sınıf III tedavilerin sonucunda daha fazla kraniyofasiyal değişiklik meydana getirdiğini

belirtmişlerdir. Geç dönemde tedavi edilen ve tedavi edilmeyen bireyler karşılaştırıldığında önemli bir farklılık gözlenmezken, erken dönemde yapılan tedavilerdeki en önemli bulgu maksiller yapıların öne doğru yer değiştirmesidir. İskeletsel Sınıf III maloklüzyonun tedavisinde yüz maskesi kullanılarak maksillaya sagittal yönde uygulanan ortopedik çekme kuvveti sonucunda sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntısından itibaren maksiller tüberin öne doğru yer değiştirmesinin yalnızca erken karma dentisyon döneminde tedavi uygulandığında elde edilebileceği bildirilmiştir (57). Melsen ve Melsen, otopsi materyali üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda; palatal kemiğin pterigoid çıkıntıdan ayrılmasının sadece infantil ve juvenil (erken karma dentisyon) dönemdeki kuru kafalarda gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, geç juvenil (geç karma dentisyon) ve adolesan dönemdeki kafa kaidelerindeki kemik yüzeylerinde sıkı interdijitasyon gözlemlenmiş ve disartikülasyon denendiğinde ise kemik yüzeylerinde fraktürlerin meydana geldiğini bildirmişlerdir (58).

Sınıf III maloklüzyonların tedavilerinin erken yaşta yapılmasını savunan birçok çalışmanın yanı sıra, yaş faktörü ile tedavi etkileri arasında bir ilişki olmadığını bildiren araştırmalar da bulunmaktadır (36, 59-61). Bazı yazarlar ise tedaviye erken yaşta başlandığında, tedavinin uzun sürmesinden dolayı kooperasyon problemi yaşanabileceğini, bu nedenle tedavinin geç karma dentisyon döneminde de yapılabileceği savunmuştur (62-64).

Bazı araştırmacılar Sınıf III bireylerde mandibular büyüme miktarı öngörülemediği için, erken yaşlarda yapılan ortopedik ya da ortodontik tedavi yaklaşımlarının hastanın büyüme ve gelişimini tamamladığında yetersiz kalabileceğini bildirmişlerdir (36, 65). Sınıf III maloklüzyonun, hastanın büyüme gelişimi tamamlandıktan sonra ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesi gerektiğini savunan yazarlar da olmuştur (46, 66).

Turpin 1981'de Sınıf III maloklüzyona sahip hastalar için uygun tedavi zamanlamasına ve buna göre uygulanabilecek tedavi yöntemine karar verebilmek için "pozitif faktörler" ve "negatif faktörler" kısımlarından oluşan bir kılavuz hazırlamıştır. Bu kılavuz "pozitif faktörler" kısmındaki özellikleri gösteren hastalara erken tedavi; "negatif faktörler" kısmındaki özellikleri



gösteren hastalara ise mandibular büyümenin tamamlanmasını takiben cerrahi tedavi uygulanmasını önermektedir (67). Turpin'in belirlediği faktörler Tablo 2.1'de görülmektedir.

Tablo 2.1 Turpin'in belirlediği pozitif ve negatif faktörler

<b>Pozitif Faktörler</b>	<b>Negatif Faktörler</b>
Horizontal büyüme yönü	Vertikal büyüme yönü
Anteroposterior yönde fonksiyonel kayma	Anteroposterior yönde herhangi bir kayma bulunmaması
Simetrik kondiler büyüme	Asimetrik kondiler büyüme
Büyümesi devam eden genç hastalar	Büyümenin tamamlanmış olması
Hafif iskeletsel disharmoni (ANB >-2)	Şiddetli iskeletsel disharmoni (ANB <-2)
İyi kooperasyon beklentisi	Kötü kooperasyon beklentisi
Aile hikayesi bulunmaması	Ailede mandibular prognati hikayesi
İyi fasiyal estetik	Kötü fasiyal estetik

Bu çalışmalar göz önüne alındığında erken tedavinin özellikle iskeletsel etki elde etmede daha etkili netice vereceği düşünülebilir. Ancak, yüz maskesinin daha ileri yaştaki çocuklar için de uygulanabilir bir tedavi seçeneği olduğu göz ardı edilmemelidir.

## 2.4 Tedavi Yaklaşımları

Ortodontik tedavinin amacı mevcut anomaliyi tedavi ederken hastaya uygun fonksiyon, fonasyon ve estetik özellikleri kazandırmak ve bu durumun idamesini sağlamaktır. Diğer ortodontik anomalilerden farklı olarak Sınıf III maloklüzyonlarda hastanın en önemli şikayeti profilidir. Bu nedenle Sınıf III maloklüzyona sahip hastalarda tedavi sonucunda estetik bir profil elde etmek en önemli hedeflerdendir (68).

Sınıf III hastaların tanı ve tedavi planlaması, hastanın yaşına, maloklüzyonun nereden kaynaklandığına ve spesifik tipine göre bir çok farklı tedavi seçeneği içermektedir. Sınıf III maloklüzyonların erken dönem tedavisinde:

- Dentoalveolar bozukluklarda Sınıf III intermaksiller elastiklerin kullanımı
- Mandibular protrüzyon vakalarında çenelik (chin cup) kullanımı
- Maksiller retrüzyon vakalarında ise fonksiyonel apareylerin ve yüz maskelerinin kullanımı önerilmiştir.

Creekmore (69), yaptığı çalışmada **Sınıf III intermaksiller elastikler** kullanarak maloklüzyonu tedavi ettiği hastalarda maksillada saat yönünün tersine rotasyon, maksiller molarlarda ekstrüzyon, buna bağlı olarak mandibulada ve mandibular dişlerde aşağı ve geri rotasyon meydana geldiğini gözlemlemiş ve elastiklerin mandibular büyüme üzerine herhangi bir etkisinin bulunmadığını belirtmiştir.

**Çenelik** apareyinin farklı tipleri olsa da bu apareyi, oksipital ve vertikal çenelik olmak üzere 2 gruba ayırmak mümkündür. Vertikal çenelik alt ön yüz yüksekliği aşırı artmış ve dik mandibular düzlem açısına sahip olan hastalarda, oksipital çenelik ise mandibular protrüzyonu olan hastalarda kullanılmaktadır (70, 71).

Mandibular protrüzyonu olan Sınıf III hastalarda çenelik kullanımı endike olmasına karşın maksiller retrüzyonla karakterize Sınıf III maloklüzyonlar için uygun bir tedavi seçeneği değildir (72).

Bazı yazarlar, çenelik vasıtasıyla mandibulanın büyümesini frenleyici hatta durdurucu etki elde edebilmek için bu tedavinin erken yaşlarda uygulanması gerektiğini, mandibular büyüme tamamlandıktan sonra çenelik kullanımının tedavi edici etkisinin olmadığı gibi TME üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceğini bildirmiştir (34, 42, 55, 73, 74).

Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde en sık kullanılan **fonksiyonel aparey** Frankel-3'tür. Bu aparey alveolar yapı üzerinde ortopedik, kaslar üzerinde ise myofonksiyonel etkinlik gösterir. Frankel-3 apareyi maksiller dentisyonda sagittal, mandibulada vertikal yönde hareket meydana getirmektedir (75). Loh ve Kerr (76), Frankel-3 apareyinin etkilerini gözlemledikleri çalışmalarında vertikal boyutta artış meydana geldiğini, bunun da mandibulanın aşağı ve geri rotasyon yapmasından kaynaklandığını bildirmiş ve derin kapanışlı Sınıf III maloklüzyona sahip olan hastalarda Frankel-3 kullanımının en uygun tedavi seçeneği olduğunu söylemişlerdir.

McNamara ve Hüge (75) ile Macdonald ve ark. (77), Frankel-3 apareyi ile yüz maskesi kullanılarak yapılan tedavilerin sürelerini karşılaştırmış ve Frankel-3 apareyi ile 12 aydan 24 aya kadar uzayabilen tedavi süresinin, yüz maskesi ile 6 aya kadar inebildiğini belirtmişlerdir.

Günümüzde maksiller retrüzyon ile karakterize iskeletsel Sınıf III anomalilerin erken dönem ortopedik tedavisinde farklı ağız içi (78, 79) ve ağız dışı (54, 80) uygulamalar kullanılsa da en yaygın kullanılan tedavi yöntemi **ortopedik yüz maskesidir** (54, 61). Ortopedik yüz maskesi uygulamaları destek aldıkları ağız içi ve ağız dışı bölgeler ile uyguladıkları kuvvetin miktarı ve yönü bakımından birtakım farklılıklar göstermekte ve üst çeneye protraksiyon kuvvetinin uygulanabilmesi için stabil bir yapı oluşturmayı hedeflemektedir (13, 54, 81-83). Bu stabil yapı vasıtasıyla uygulanan kuvvetlerin maksiller dental ark ve maksillanın direnç merkeziyle olan ilişkisine bağlı olarak, elde edilen protraksiyon hareketinin yanı sıra, diş arklarında ve çenelerde rotasyon hareketi de görülmektedir (77, 82, 84, 85).

Hickham (53), 1991 yılında yaptığı çalışmada ortopedik yüz maskelerinin genel olarak üç kısımdan oluştuğunu bildirmiştir:

- Yüz maskesi
- Ağız içi destek sistemi
- Elastikler

Yüz maskesi tedavisi ile meydana gelen sefalometrik, iskeletsel ve dentoalveoler değişiklikler protraksiyon ve doğal gelişimin kombinasyonu sonucunda ortaya çıkmaktadır. Bu sebeple maksillanın post-natal büyüme ve gelişiminden bahsedilmesi uygun görülmüştür.

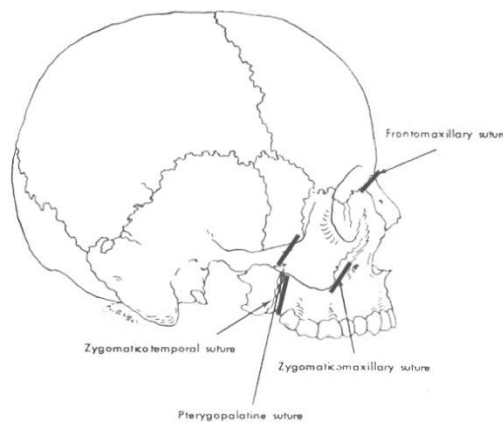
Maksilla ağız boşluğu tavanının büyük bir kısmını, nazal kavitenin tabanıyla birlikte lateral duvarını ve orbita tabanını oluşturur. Fonksiyonu orbital, nazal, oral ve farengeal kaviteler arasında sert doku sınırını oluşturmak ve çiğneme kuvvetlerini kranyuma dağıtmaktır. Ayrıca maksillanın bu kavitelerin farklı miktarlarda meydana gelen büyümelerine uyum sağlaması gerekir. Maksilla postnatal olarak tamamen intramembranöz kemikleşme ile gelişir. Maksillanın büyüme gelişimi iki mekanizma ile oluşur:

1. Kemiğin pasif olarak bütünüyle hareketine neden olan, kapsüller matriksin gereksinimlerine cevap veren değişiklikler (displacement=rotasyon+translasyon)
2. Maksillanın genel şeklinin korunması, çeşitli kısımlarının birbirleri ile komşu dokularla oranlarının ve ilişkilerinin korunması amacıyla meydana gelen ve maksillanın bağımsız fonksiyonel matrikslerinin ihtiyaçlarına cevap vermek üzere her fonksiyonel matriksin, iskelet ünitelerinde meydana gelen boyutsal, biçimsel ve pozisyonel değişikliklerdir (remodelling, apozisyon, rezorpsiyon).

Maksillanın uzaydaki hareketi için esas stimulus ne olursa olsun hareket aşağıdaki suturlardaki faaliyet ile gerçekleşir:

- Frontomaksiller sutur
- Pterigopalatin sutur
- Zigomatikomaksiller sutur
- Zigomatikotemporal sutur (Şekil 2.1) (86)

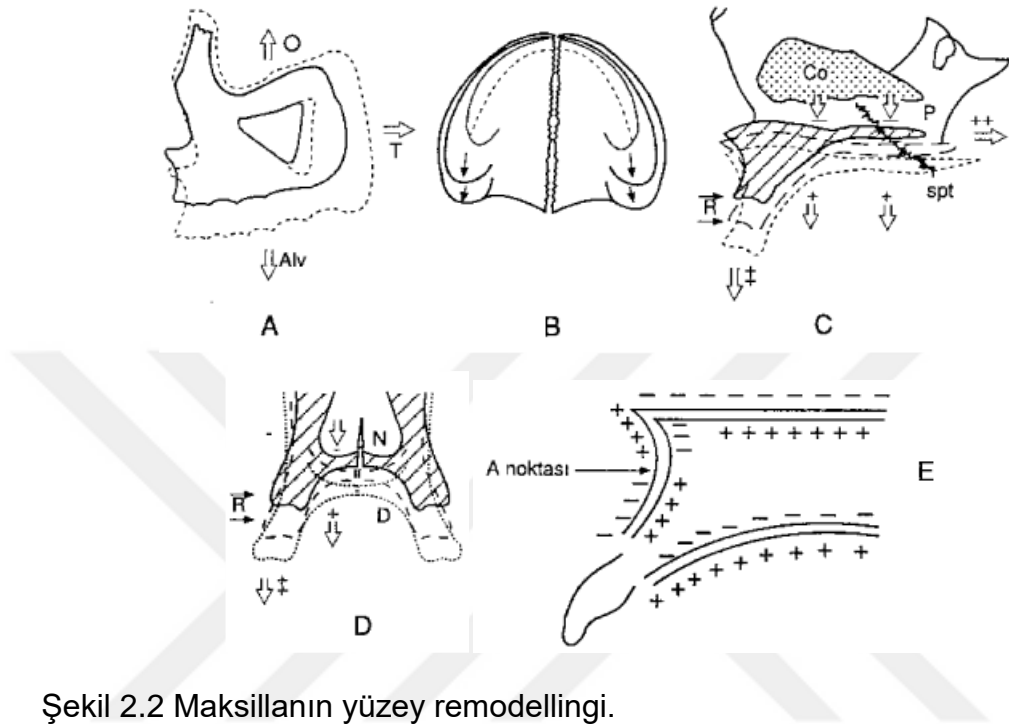
Gans ve Sarnat (87), *Macaca* maymunları üzerinde yaptıkları çalışmalarında sutural büyümenin en fazla zigomatikotemporal suturda meydana geldiğini bildirmişlerdir.



Şekil 2.1 Maksillayı kranium ve kafa kaidesine bağlayan suturlar.

Maksillanın postnatal büyümesinde yüzey remodelingi oldukça belirgindir ve sutural büyüme kadar önemlidir. Periosteal kemik apozisyonu ile

büyüme en fazla tüber maksillaris ve alveol kemiği bölgesinde olmaktadır. Tüber maksillarisdeki arkaya doğru büyümeye uyum sağlamak için zigomatik prosesin arka yüzeyinde de kemik apozisyonu olmaktadır (Şekil 2.2).



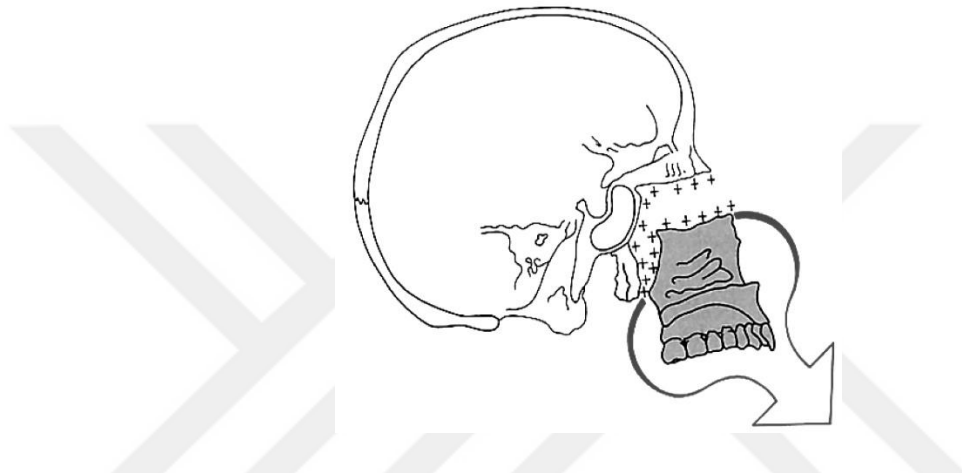
Şekil 2.2 Maksillanın yüzey remodellingi.

Şekil A, C ve E sagittal ve vertikal yön büyüme ve gelişimi, B sagittal ve transversal yön, D ise vertikal ve transversal yön büyümeyi göstermektedir. A: En fazla büyüme tüber bölgesinde ve alveol kemiği bölgesinde olmaktadır. B: 4, 10 ve 21 yaşları arasındaki üst çene büyümesi sagittal yöndeki büyümeye kıyasla transversal yön büyümesi daha az ölçüdedir. C, D ve E: Burun döşemesi; burun tarafında rezorpsiyon, damak tarafında apozisyon sonucu aşağıya doğru yer değiştirmekte olduğunu göstermektedir. E: Periostal ve endostal rezorpsiyonlarla kortikal kemiğin taşınması (cortical drift), yeniden şekillendirici (remodelling) rezorpsiyon ve apozisyonlar (88).

(Kısaltmalar: O: Orbital büyüme, T: Tüber büyümesi, Alv: Alveol kemiği büyümesi, Co: Concha nasalis inferior, P: os Palatinum, spt: sutura palatina transverse, R: Remodelling rezorpsiyonu, N: Nazal boşluk, D: Damak, (+): Apozisyon, (-): Rezorpsiyon).

Ayrıca kafa kaidesindeki sfenooksipital, sfenoetmoidal ve frontoetmoidal sinkondrozisler de maksillanın postnatal gelişiminde rol oynar. Sinkondrozislerdeki büyüme 7 yaş civarında yavaşladığı için maksillanın pasif deplasmanı süt dentisyon döneminde daha önemli bir mekanizmadır.

Maksilla kranyum ve kafa kaidesine göre aşağı ve öne büyür. Aşağı ve öne hareket oluştukça suturlarda kemik yapılır. Suture genişliği değişmez ve suturun her iki tarafında da kemik apozisyonları oluşur (Şekil 2.3) (42).



Şekil 2.3 Maksillanın kranyum ve kafa kaidesine göre öne ve aşağı büyümesi.

Björk (89), maksillanın ileri ve aşağıya doğru yer değiştirmesinin erkek çocuklarda sella-nasion hattıyla ortalama 51°'lik açı oluşturduğunu belirtmiştir. İşeri ve Solow (90), yaşları 8,5-14,5 arasında değişen kız çocuklarında ise bu açının 45° civarında olduğunu; daha sonra sutural büyüme yönünün değiştiğini ve ön kafa kaidesi düzlemine göre neredeyse horizontal yönde olduğunu bildirmişlerdir. Çoğu bireyde maksilla, büyüme ile yer değiştirirken yaklaşık 1,5°-2,5° yukarı rotasyon göstermektedir, ancak bazı bireylerde aşağı rotasyon da olabilmektedir (90, 91). Transversal yönde ise sutura palatina media ile birleşen maksiller parçalar birbirinden ayrılarak büyümektedir, ancak arka bölgede ayrılma ön bölgeden daha fazla olmakta ve maksilla transversal yönde de rotasyonel bir büyüme modeli göstermektedir (92).

Maksillanın büyümesi ortalama olarak kızlarda 12, erkeklerde 14 yaşında hızlanır (pubertal tepe nokta). Maksillanın büyüme ile yer değiştirmesi ise ortalama olarak kızlarda 15, erkeklerde 17 yaşlarında sona ermektedir.

Maksiller kompleksin çeşitli fasiyal kavitelerin farklı gelişimlerine adaptasyonu, maksillanın bütünüyle yer değiştirmesiyle birlikte yüzeylerdeki remodelling olayları ile oluşmaktadır. Maksillanın ön ve arka yüzeylerinde apozisyonel yeniden şekillenme meydana gelmektedir. Ayrıca büyüme boyunca nazal tabanda rezorptif, orbita tabanında apozisyonel yeniden şekillenme görülmektedir (91-93). Ön ve arka dentoalveoler yapılar ise gelişim süresi boyunca maksilla ve mandibulanın yer değiştirmesi ile ilişkili olarak değişen miktarlarda aşağıya ve ileriye doğru gelişmektedirler (92).

#### 2.4.1 Yüz Maskesine Yönelik Klinik Çalışmalar

Yüz maskesinin geçmişi günümüzden yaklaşık 150 yıl kadar öncesine dayanmaktadır (94). Maksiller protraksiyonu ilk olarak Norman Kingsley 1866 yılında "*Jumping the Bite*" adını verdiği teknikle damak yarığı olan hastalarda uygulamıştır (3). İlk olarak 1875'te Potpeschnigg'in kullandığı yüz maskesi, 1904'de Jackson, 1914'de Sutcliff ve daha sonraki yıllarda birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (95). Maksillaya yönelik bu çalışmalar 1944 yılına kadar yavaşlamıştır. Oppenheim (96), 1944 yılında mandibulanın distal hareketinin ortodontik kuvvetlerle sağlanmasının olanaksız olduğunu, ancak maksillanın protrüzyonu ile mandibulanın protrüzyonunun dengelenebileceğini ve bu işlem için yaş sınırı olmadığını belirtmiştir. 1960'ların sonu 70'lerin başında Delaire'in apareyi tekrar tanıtmaya kadar çok sık kullanılmamıştır. Delaire (97, 98), kullandığı yüz maskesi ile maksiller suturlara traksiyon uygularken mandibula ve alını ankraj için ters yönde itmektir. Bu yaklaşım sayesinde kraniofasiyal kompleks kemiklerinin daha geniş ölçüde repozisyonunu sağlamaktadır.

Apareyin Avrupa'da popülerleşmesinden sonra Delaire'in yüz maskesinin Petit tarafından modifiye edilmesiyle Amerika'da da kullanımı artmıştır. Bununla birlikte Petit toplam tedavi süresinin azaltılmasını ve uygulanan kuvvet miktarının artırılmasını önermiştir (99).

Grummons ise çene ucundan ankraj alan yüz maskelerinin özellikle eklem rahatsızlığı olan bireylerde TME üzerine zararlı etkileri olabileceğini bildirmiştir. Bu zararlı etkiyi ortadan kaldırabilmek için alını ve suborbital

bölgeden destek alan tasarımı geliştirmiştir. Yazar suborbital bölgeden aşağı uzanan parçadan intraoral elastikler yardımıyla maksillaya protraksiyon kuvveti uygulanabildiğini ifade etmiştir. Maksillanın protraksiyonu, mandibulanın daha öne repoze olmasını ve disk-kondil koordinasyonunun ve kondil-disk-fossa ilişkisinin optimizasyonunu sağlamaktadır. Bu nedenle Grummons maksiller protraksiyon sırasında mandibulanın serbest kalması gerektiğini savunmaktadır (100).

Günümüzde değişik tasarımlara sahip yüz maskeleri de kullanılmaktadır. Altuğ ve Arslan'ın Mini-Maksiller Protraktor isimli tasarımının en belirgin özelliği Delaire tip yüz maskesinden daha küçük olması ve ağız dışı ankraj bölgesi olarak sadece çeneden ve enseden destek almasıdır. Bu aparey ile yüz maskesi benzeri ortopedik etkilerin elde edildiği, orta yüzün bir bütün olarak öne yer değiştirdiği ve sagittal yöndeki mandibular büyümenin sınırlandırıldığı bildirilmiştir (101). Alcan ve ark.nın tasarımı olan modifiye tip yüz maskesi sadece alından destek almaktadır. Bu apareyde ağız içi parçasına adapte edilen face-bow'un dış kolları uzun tutularak, bu kollara mandibulanın angulus bölgesinde yukarı doğru büküm verilmiştir. Ankraj olarak kullanılan alın parçası üzerinden elastikler yardımıyla face-bow'un dış kollarına kuvvet uygulanmaktadır (80). Keleş ve ark.nın tasarımında ağız içi ünitenin premolar bölgesinin bukkal yüzeyine tüpler yerleştirilmiştir. Face-bow'un iç kollarına tüplerin distalinden girecek şekilde büküm verilmiş, dış kollarına ise oklüzal düzlemden yukarı doğru 30° açı yapacak ve elastik takılacak kancaları premolarların kökleri hizasına gelecek şekilde büküm verilmiştir. Bu aparey tasarımı sayesinde maksiller protraksiyon sağlanırken aynı zamanda üst arka saat yönünde rotasyon yaptığı bildirilmiştir (82).

Maksiller protraksiyon için yüz maskesi ile birlikte, kuvvetin uygulanabileceği bir ağız içi ankraj ünitesinin de bulunması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda maksillaya uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin yönünden bağımsız olarak, anterior maksillada bir konstriksiyon oluşturduğu bildirilmiştir (102, 103). Uygulanan protraksiyon kuvvetleri sonucunda maksillanın anterior bölgesinde meydana gelebilecek daralmaların önlenmesi için ağız içinde rijit ve dirençli parçaların kullanılması gerekmektedir.



Ağız içi ankraj ünitesi olarak; **sabit labio-lingual arklar** (68, 104), **sabit mekanikler** (1, 105), daimi birinci molarlara simante edilen **Nance apareyi** (102), **sabit üst plaklar** (35), tutucu kroşeler ile bukkal ark içeren veya içermeyen **hareketli üst plaklar** (106, 107) ve değişik tiplerde **maksiller genişletme apareyleri** kullanılabilir. Genişletme apareyi olarak, dişlerin oklüzallerinde akrilik bulunan bonded tip rapid maksiller ekspansiyon (RME) apareyi veya molar ve premolar dişler bantlanarak yapılan Haas ya da Hyrax tipi RME apareyi de kullanılabilir (1, 7, 59, 108-111).

Yukarıda bahsedilen apareylerin dışında yeni olarak geliştirilen **onplantlar** ve çeşitli **iskeletsel ankraj sistemleri** de maksiller protraksiyon vakalarında ağız içi ankraj ünitesi olarak kullanılabilir (112-114). En sık kullanılan iskeletsel ankraj sistemi olarak mini plaklar öne çıkmakta ve lateral nazal duvara veya infrazigomatik kreste sabitlenebilir (83, 115, 116). Bazı araştırmacılar ise **ankiloz sütün dişlerini** protraksiyon kuvveti uygulamak için kullanmıştır (117, 118).

Yapılan çalışmalarda yüz maskesi kullanımı sonucunda oluşan iskeletsel ve dental değişimler şu şekilde sıralanabilir:

- Maksillanın öne yer değiştirmesi ve saat yönünün tersine rotasyona uğraması (1, 59, 68, 77, 80, 84, 104, 119)
- Maksiller dentisyonun öne doğru hareketi (1, 44, 59, 104)
- Maksiller dentisyonun mezial hareketine bağlı olarak üst keser dişlerin protrüze olması (59, 68, 77)
- Üst dudağın belirginleşmesi ve yumuşak doku konveksitesinin artması (68, 77, 110)
- Yüz maskesinin çenelik parçasının uyguladığı kuvvetin etkisi ile mandibulanın aşağı ve geriye rotasyonu (1, 59, 77, 80, 84, 104, 110)
- Mandibular büyümenin aşağı ve geriye yönlendirilmesi sonucu alt yüz yüksekliğinin artması (1, 59, 77, 104)
- Özellikle tedavi başlamadan önce ön çapraz kapanışı olan bireylerde, alt kesici dişlerin linguale devrilmesi (1, 44, 59, 68, 77, 84, 104)

## 2.5 Yüz Maskesi ile Uygulanan Kuvvetin Büyüklüğü ve Yönü

Literatürde maksiller protraksiyon için yüz maskesi kullanılarak 250 gr (104) ile 2000 gr (1) arasında değişen oranlarda kuvvet uygulandığı bildirilmiştir.

Kambara (50), *Macaca irus* maymunları ile yaptığı çalışmada suturlarda bir açılma olması için tek tarafta 300 gr kuvvet uygulanmasının yeterli olacağını bildirmiştir.

Hickham (53), yaptığı klinik çalışmanın sonucunda ortopedik etki elde edebilmek için genellikle tek taraftan 600-800 gr. civarında kuvvet uygulanması gerektiğini belirtmiştir.

Mermigos ve ark. (104), tüm kuvvetin bir anda uygulanması yerine, ilk başta hastanın alışması için hafif kuvvetlerle (tek tarafta 125 gr) başlanıp, daha sonraki aylarda kuvvetin artırılmasını (250 gr) önermişlerdir.

Grummons (100), belirgin bir orta yüz ilerletmesine ihtiyaç duyuluyorsa 1-3 pound (450 gr–1400 gr) civarında kuvvet uygulanmasını önermiştir. Eğer bu kuvvet hastada rahatsızlığa neden oluyor veya yüz maskesinin kullanımı esnasında zigomatik ve/veya frontal bölgelerde hiperemik bir görüntü oluşuyorsa, kuvvetin biraz azaltılmasını veya yanak ve alın pedleri altına yumuşak bir materyal konulmasını tavsiye etmiştir.

Yüz maskesi kullanılarak uygulanan kuvvetin yönünün ve uygulandığı yerin maksillanın direnç merkezi ile olan ilişkisi maksillanın protraksiyonu esnasındaki hareketini belirler. Eğer kuvvet, maksillanın direnç merkezinin altından uygulanırsa maksillada saat yönünün tersi yönde, kuvvet direnç merkezinin üstünden uygulanırsa saat yönünde rotasyon görülmektedir. Maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunu önlemek ve paralel hareketini sağlamak için araştırmacılar kuvvetin uygulama yerini, yönünü ve açısını modifiye etmişlerdir.

Literatürde maksiller protraksiyon için yüz maskesi ile uygulanan kuvvetlerin açısı, protraksiyon sonucunda elde edilmek istenen hareketlerin yönüne göre oklüzal düzlemlerle 0° (103) ile 45° (120) açı yapacak şekilde farklılık göstermektedir.

Keleş ve ark. (82), maksiller retrüzyon kaynaklı Sınıf III maloklüzyona sahip 20 bireyi rastgele iki gruba ayırdıkları çalışmalarında her iki gruba da tek

tarafından 500 gr olacak şekilde kuvvet uygulanmışlardır. İlk grupta kuvvet oklüzal düzlemlerle ileri ve aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde kanin bölgesinden uygulanmıştır. İkinci grupta ise kuvvet, ağız içi ankraj ünitesinin premolar bölgesinin bukkal yüzeylerindeki tüplere adapte edilen face-bow vasıtasıyla oklüzal düzlemin 20 mm yukarisından Frankfurt horizontal düzlemine paralel olacak şekilde uygulanmıştır. Her iki grupta da maksillanın öne doğru hareketi gözlenmiştir. Birinci grupta maksillada saat yönünün tersine rotasyon gözlenirken, oklüzal düzlemde rotasyon meydana gelmediği, ikinci grupta ise maksillada rotasyon olmaksızın translasyon gözlenirken, maksiller oklüzal düzlemde posterior rotasyon meydana geldiği belirtilmiştir.

Hata ve ark. (103), insan kafatası üzerinde yaptıkları çalışmalarında, yüz maskesi kullanarak maksiller ark seviyesinde uyguladıkları 1000 gr protraksiyon kuvvetinin, maksillada ileri harekete ve saat yönünün tersine rotasyona neden olduğunu bildirmişlerdir. Protraksiyon kuvvetini palatal düzlemin 5 mm üzerinden uyguladıklarında, maksillada ileri yönde hareketin yanı sıra hafif saat yönünün tersine rotasyon saptamışlardır. Bununla birlikte kuvveti Frankfurt horizontal düzleminin 10 mm üzerinden uyguladıklarında ise maksillada ileri yönde hareketle birlikte posterior rotasyon meydana geldiğini aynı zamanda nasionun da ileri hareketine neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu gözlemlerin sonucunda derin kapanışlı vakalarda protraksiyon kuvvetinin maksiller ark seviyesinden ileri yönde uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır.

Maksillanın saat yönünün tersine rotasyona uğraması, hiperdiverjan bireylerde sorun oluştururken, posterior rotasyona uğramasının da Sınıf III maloklüzyonun şiddetlenmesine sebep olduğu bildirilmiştir (121).

Lee ve ark. (122) uygulanan kuvvetin oklüzal düzlemin 15 mm üzerinden ve ileri ve aşağı yönde 20° açı yapacak şekilde verildiğinde maksillada gerçek translasyon hareketinin oluşacağını belirtmişlerdir.

Baccetti ve ark. (6) maksillanın protraksiyonu sonucunda meydana gelen saat yönünün tersine rotasyon nedeniyle maksiller arkın posterior kısmının sarktığını ve bunun da mandibulanın aşağı ve geri rotasyon yapmasına yol açarak Sınıf III ilişkinin düzelmesine yardımcı olduğunu, ancak

vertikal boyutu artmış hastalarda mandibuladaki bu rotasyonun istenmediğini belirtmiş ve kuvvet uygulama yönünü ve açısını değerlendirmişlerdir.

Araştırmacıların sonuçları şu şekildedir:

- Molar dişlerden uygulanan paralel kuvvet, dişlerde saat yönünün tersine devrilmeye neden olmaktadır. Oklüzal düzlemin 20° altından uygulanan kuvvet ise bu devrilmeyi azaltmakta ve biraz ekstrüzyona neden olmaktadır.
- Paralel ve aşağı yöndeki kuvvetler maksillanın ön bölgesinin daralmasına neden olmaktadır.
- Molar ve birinci premolar dişlerden oklüzal düzleme paralel uygulanan kuvvet, palatal düzlemde saat yönünün tersine rotasyona neden olurken, oklüzal düzlemde 20° açı yapacak şekilde kuvvet uygulandığında bu rotasyon azalmaktadır.
- Birinci premolar dişler bölgesinden uygulanan kuvvet, molardan uygulanan kuvvete oranla daha az palatal düzlem rotasyonuna neden olmaktadır.

## 2.6 Temporomandibular Eklem

Temporomandibular eklem; temporal ve mandibular kemikler arasında yer alan ve vücudumuzun en kompleks yapılarından birini oluşturan, bilateral, diartrodial (sinoviyal) ve ginglimoid bir eklemdir. TME, önde mandibular kondil ve üstte artiküler eminens ve temporal kemiğin bulunduğu iki kemik parçasından oluşması sebebiyle diartrodial, menteşe hareketi yapabildiği için de ginglimoid eklem sınıfına dahildir.

Artrodial hareket (rotasyon) glenoid fossa ve kondil başı arasında gerçekleşirken, ginglimoid hareket (translasyon) artiküler tüberkülün arka alt yüzeyi ve kondil başının üst ön yüzeyi tarafından gerçekleştirilir. Vücutta bu iki hareketin birlikte yapılabildiği yani ginglimoartrodial özellikteki tek eklem TME'dir (123, 124).

Artiküler disk, damar ve sinir içermeyen fibröz konnektif dokudan oluşur ve kondil ile temporal kemiğin arasındaki boşlukta yer alır. Disk sagittal kesitte incelendiği zaman en kalın bölge posterior, en ince bölge ise santral bölgedir

ve *intermediate zone* olarak adlandırılır (125). Disk frontal kesitte incelendiğinde, medial ve lateral bölgelerde daha kalın, santral bölgede ise yine daha ince bir yapı göstermektedir (124). Normal bir eklemden kondilin artiküler yüzeyi diskin santral bölgesine lokalize olmaktadır (124, 126).

Artiküler disk posterior bölgede damar ve sinirden zengin, gevşek bir bağ dokusuna yapılmaktadır. Bu bağ dokusuna "retrodiskal doku" adı verilmektedir (124).

Kondil-disk bütünü glenoid fossa içerisinde, yukarı aşağı ve ileri geri yönde hareket edebilmektedir. Bu hareket kombinasyonu sayesinde kompleks fonksiyonel aktiviteler gerçekleşmektedir. Disk, eklem başına medial ve lateral yönlerden, eklem kapsülüne ise, lateral, medial, anterior ve posterior yönlerden ligamentlerle bağlanmıştır. Disk eklem başına bağlayan ligamentlerin görevi, açma ve kapama hareketleri sırasında diskin kondil ile pasif hareketine izin vermektir (124).

TME'yi destekleyen fonksiyonel ligamentler; kollateral, kapsüler ve temporomandibular ligamentlerdir. Sphenomandibular, stylomandibular ve malleomandibular ligamentler ise eklemi destekleyen yardımcı ligamentlerdir.

Eklem hareketlerinde aktif rol oynayan kasların yanında artikülasyona katılan eklem yüzeyleri ile birlikte eklem ligamentleri, pasif düzenleyiciler olarak görev yaparlar. Eklem hareketleri sırasında gerginleşerek hareketleri yönlendirir veya kısıtlarken istirahatte gevşek bir yapıdadırlar (124).

### **2.6.1 Sınıf III Maloklüzyonlar ve TME İlişkisi**

Avrupalı ortodontistler tarafından ortaya atılan mandibulanın önde konumlandırılmasının büyümeyi stimüle edeceği fikri yapılan çeşitli hayvan ve insan çalışmalarıyla desteklenmiştir (127-129).

Pseudo Sınıf III maloklüzyona sahip bireyler, kondiller sentrik ilişki pozisyonundayken keser dişlerini baş başa getirebilmekte ancak maksimum interkuspasyon sağlamak için alt çenelerini önde konumlandırabilmekte ve bu da kondiler düzeyde bir distraksiyona sebep olabilmektedir. Bu durum yukarıda bahsedildiği gibi mandibular büyümeyi stimüle edebileceği için benzer maloklüzyon tespit edildiği anda tedavisine başlanmalıdır (42, 130).

Cozzani (1) de özellikle pseudo Sınıf III maloklüzyonların erken dönemde tedavi edilmediğinde, büyüme tamamlanana kadar geçen süreçte daha da şiddetleneceğini bildirmiştir.

Sınıf III maloklüzyonların tedavisine başlamadan önce kondilin glenoid fossa içerisindeki konumunun teşhis edilmesi gerekmektedir. Bunun için mandibula kapatılırken kondillerin sentrik ilişkide mi yoksa maksimum interkuspasyonun sağlandığı başka “uygun” bir pozisyonda mı olduğu değerlendirilmelidir. Eğer mandibula prematür kontaktlar sebebiyle kaydırılarak kapatılıyorsa Sınıf I maloklüzyon Sınıf III maloklüzyon gibi gözükmekle birlikte Sınıf III maloklüzyon normalde olduğundan daha şiddetli görünebilir (1). Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerin sentrik ilişki ve maksimum interkuspasyon arasındaki uyumsuzluğunun belirlenmesi tedavi planlaması açısından büyük önem taşımaktadır.

Cohlma ve ark. (131), yaptıkları tomografik çalışmada diğer maloklüzyonlara oranla Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerin kondillerinin daha önde konumlandığını ve posterior eklem boşluğunun arttığını, bununla birlikte sağ ve sol glenoid fossaların vertikal boyutunun diğerlerine göre daha sığ olduğunu bildirmişlerdir.

Sınıf III maloklüzyonun çenelik parçası içeren yüz maskesi ile tedavisi sırasında ağız içi apareyden yüz maskesine uygulanan kuvvetin açısı nedeniyle bu kuvvetin büyük bir kısmı alt çeneye iletilmektedir (84). Gallagher ve ark. (84), maksiller protraksiyon için tek tarafta 600-800 gramlık kuvvet uygulamanın ideal olduğunu ve bu kuvvetin alt çeneye etkisinin yaklaşık olarak 840-1200 gr olduğunu bildirmişlerdir.

Ngan ve ark. (132), yaptıkları çalışmada genel olarak uygulanan 800 gramlık protraksiyon kuvvetinin %75'inin TME'e iletildiğini saptamışlardır. Araştırmacılar bu kuvvetin TME için kesik kesik ancak ağır bir kuvvet olduğunu ifade etmişlerdir (132).

Grandori ve ark. (133), yaptıkları modellemede maksiller protraksiyon için ileri doğru uygulanan 1000 gramlık kuvvetin, çene ucuna 700-750 gramlık karşıt yönde kuvvet uygulayarak mandibulanın aşağı ve geriye rotasyonuna neden olduğunu göstermiştir.

## 2.7 Gerilme Analizleri

Gerilme analizlerinin amacı; bir cisme değişik yön ve büyüklükte kuvvetler uygulandığında o cisim içerisinde ortaya çıkan gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Analiz sürecinde ya da sonuçların yorumlanmasında hata yapmamak için bazı teknik terimlerin bilinmesi gerekmektedir (134, 135).

### 2.7.1 Gerilme Analizlerinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

#### 2.7.1.1 Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Diğer cisimler tarafından yapılan etkiye dış kuvvet; cismin düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine ise iç kuvvet denir. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsız ayrı bir cisimmiş gibi düşünülür.

Kuvvet vektörel bir büyüklük olup doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (136-139).

Kuvvetin şiddeti; Newton(N), kilogram-kuvvet ("kilogram-force", kgf), gram-kuvvet ("gram-force", gf), ons (oz) veya dyne (dyn) cinsinden belirtilebilir. Kuvvet birimleri arasındaki dönüşümler yaklaşık olarak şu şekildedir:

$$1 \text{ N} = 0,102 \text{ kgf} = 101,971 \text{ gf} = 3,597 \text{ oz} = 100000 \text{ dyn.}$$

Mekanikte kuvvet birimi olarak genelde Newton (kg.m/sn) kullanılmaktadır. Ortodonti literatüründe ise "gram-kuvvet" (gf) yaygın olarak kullanılmıştır. Kaynaklarda çoğunlukla kütle birimini andıran şekilde "gram" (g) olarak bahsedilmiştir (140).

#### 2.7.1.2 Gerilme (Stress)

Gerilme; bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı o cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Bir yapının içindeki gerilme, birim yüzeydeki kuvvet olarak açıklanabilir (136, 141). Başka bir deyişle, Gerilme = Kuvvet / Alan'dır.

Gerilme birimi olarak Paskal ( $P=N/m^2$ ) kullanımı yaygındır. Diş hekimliği alanındaki araştırmalarda, incelenen boyutların genelde milimetrik olması nedeniyle genellikle Megapaskal ( $Mpa=N/mm^2$ ,  $1Mpa=10^6Pa$ ) tercih edilmektedir.

### 2.7.1.3 Gerilme Tipleri

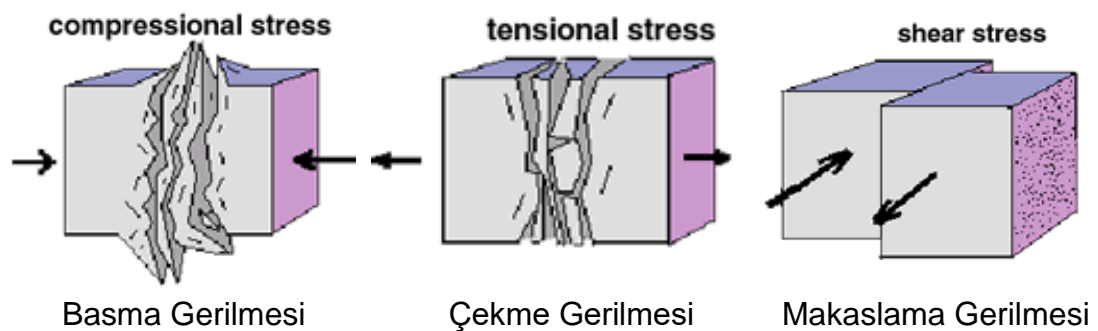
Gerilme tipini, yapıya uygulanan kuvvetlerin bileşenleri belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal), teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) tipi gerilme bileşenlerini meydana getirirler. Dik gerilmeler çekme veya sıkıştırma niteliğine sahiptirler. Kayma-makaslama stresleri ise tek tiptir.

**Basma gerilmesi (Compressive stress):** Aynı doğrultuda ve ters yönde, cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.

**Çekme gerilmesi (Tensile stress):** Aynı doğrultuda ve ters yönde, cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.

**Makaslama gerilmesi (Shear stress):** Farklı seviyelerde ve ters yöndeki iki kuvvetin, cismin moleküllerini aynı anda kaymaya zorlamasıyla oluşur (Şekil 2.4).

Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini gösterir (142, 143).



Şekil 2.4 Gerilme Tipleri.

**Asal gerilme (Principal stress):** Kuvvetlerin etkilediği cisimlerde saf bir gerilme durumu oluşması güçtür. Genellikle yük uygulanan cisimlerde üç



tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir. Bir cisimdeki gerilme üç boyutlu olarak incelendiğinde etkiledikleri yüzeye dik olan gerilmeler normal gerilmeler, etkiledikleri yüzeye teğet olan gerilmeler kayma gerilmeleri olarak nitelendirilir. Bütün düzlemlerde kayma gerilmelerinin sıfır olduğu ve tüm gerilmelerin sadece normal gerilmelerden oluştuğu gerilmeler asal gerilmeler adını alır (136, 141, 144). Bir üç boyutlu elemanda en büyük gerilme değeri, bütün kesme gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur.

Basma ve çekme gerilmelerinin dağılımı asal gerilme dağılımına göre incelenir. Maksimum asal gerilmeler ( $P_{max}$ ,  $\sigma_1$ ) pozitif değerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. Minimum asal gerilmeler ( $P_{min}$ ,  $\sigma_2$ ) negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.  $P_{max} \geq$  en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile stress) veya  $P_{min} \geq$  en yüksek sıkışma dayanıklılığı (ultimate compressive stress) olduğunda başarısızlık meydana geldiği için kırılma materyallerde asal gerilme değerleri önemlidir.

Analizde, bir düğüm noktasında hangi gerilme şekli daha büyük mutlak değere sahip ise o gerilmenin etkisi belirgindir (145, 146). Örneğin bir düğüm noktasında çekme gerilmesi değeri 100 Mpa, basma gerilmesi değeri - 40 Mpa ise, o düğüm noktasında çekme gerilmesi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana gerilme değeridir.

**Von Mises gerilmesi (Von Mises stress):** Kemik üzerindeki gerilmelerin değerlendirilmesinde genellikle asal gerilmeler kullanılır. Çekilebilir (ductile) materyallerde ise Von Mises gerilmeler önemlidir ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılan, şekil değiştirme enerjisi prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Asal ve kayma gerilmelerinden hareketle gerilmenin şiddetinin genel bir şekilde ifade edilmesidir (147, 148).

İki veya üç boyutta oluşan asal gerilmeleri kombine ederek, tek yönde yüklenen materyalin çekme dayanıklılığını verir. Von Mises gerilmeleri ayrıca kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde de kullanılır. Gerilme genel olarak üç boyutlu olarak ifade edilir. Von Mises gerilmeleri, germe kriterini

değerlendirebilmek amacıyla, üç boyutlu ifadeyi bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı haline dönüştürür (136, 145, 147, 149).

#### 2.7.1.4 Gerinim (Strain)

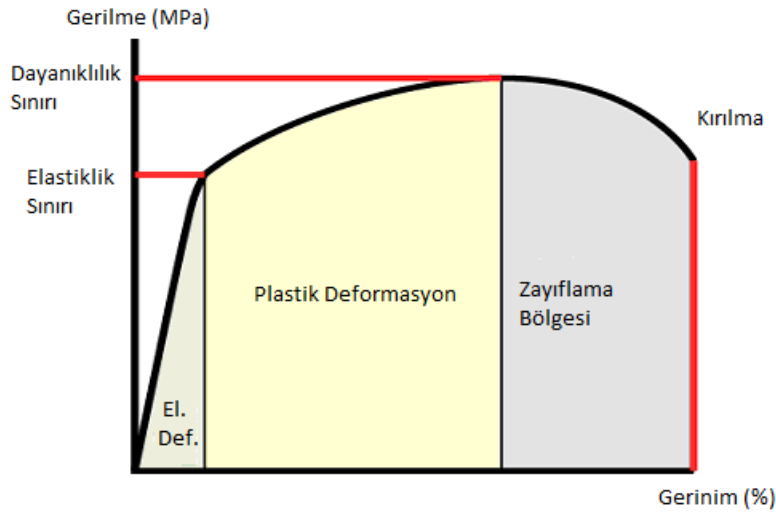
Strain, strese maruz kalan bir yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak tanımlanabilir. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur. Ancak gerinim, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (142, 143, 150). Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir (150)

$$\text{Strain } (\epsilon) = \text{Uzunluktaki değişiklik } (\Delta L) / \text{Başlangıç uzunluğu } (L)$$

Cisme uygulanan kuvvetler, cismin şekil değişimine uğramasına neden olur. Şekil değişiminin ölçümü için uzunluk değişimi ve açı değişimi tanımları kullanılmaktadır. Boydaki değişimin ilk uzunluğa oranı, uzunluk değişimi olarak ifade edilir, birim uzama olarak tanımlanır ve “ $\epsilon$ ” ile gösterilir. Açı değişimi ise, birbirine dik iki doğru elemanı arasındaki açının değişimi ile tanımlanır, kayma gerinimi olarak ifade edilir ve “ $\gamma$ ” ile gösterilir.

#### 2.7.1.5 Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stress-Strain Curve)

Birim şekil değiştirmeler ile gerilmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden Hooke kanunu, belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerilimin, gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Rijit materyallerin esneklik katsayısı yüksek, esnek materyallerinki ise düşüktür (Şekil 2.5) (151-154).



Şekil 2.5 Gerilme-Gerinim Eğrisi.

### 2.7.1.6 Elastiklik Sınırı

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir. Cismin elastik özellik gösterdiği maksimum yük-esneme limiti olarak da tanımlanabilmektedir (155).

### 2.7.1.7 Elastiklik Modülü (Young Modülü)

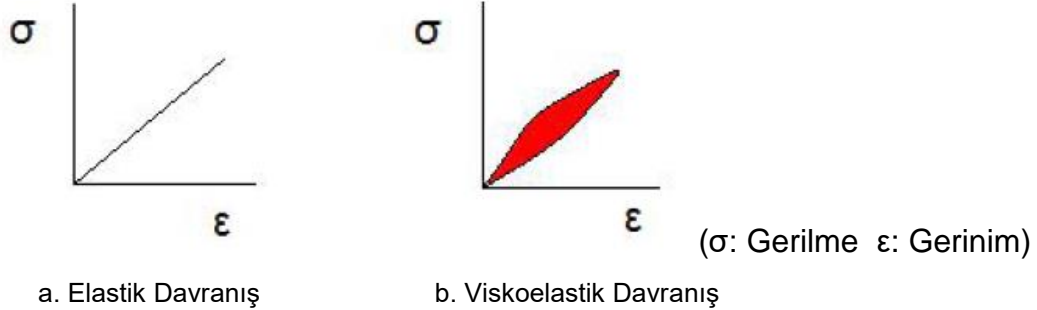
Young modülü olarak da adlandırılan elastiklik modülü, gerilmenin gerinime oranı olup materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür. Materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar (142). Elastiklik modülü, doğrusal olmayan (nonlinear) elastik materyallerde zamana bağlı değişkenlik gösterirken, doğrusal (linear) elastik materyallerde sabittir (156, 157). Birim alana uygulanan kuvvet olan elastiklik modülünün birimi,  $\text{kg/mm}^2$  dir.

$$E = \text{Stres/Strain} = \sigma/\epsilon$$

### 2.7.1.8 Elastiklik – Viskoelastiklik

Elastik materyaller üzerine elastik şekil değiştirme sınırları içerisinde kuvvet uygulandığında şekil değiştirirler ve bu kuvvet ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerine geri dönerler (Şekil 2.6a). Viskoelastik materyaller ise viskozite özellikleri sayesinde zamana bağlı artan bir şekil değiştirme gösterirler. Bu şekil değişimi doğrusal değildir ve gecikmeli gerçekleşir. Bu

materyaller kuvvet ortadan kalktığıında eski şekillerini alırken gecikmeli davranırlar (Şekil 2.6b) (144, 158-160).



Şekil 2.6 Elastik ve viskoelastik materyallerin gerilme-gerinim eğrileri.

### 2.7.1.9 Poisson Oranı

Cisimler, çekme ya da sıkışma kuvvetleri altında, sahip oldukları elastik sınır içinde, bir yönde uzama gösterirken diğer yönlerde incelme göstermektedirler. Bu uzama ve incelme arasındaki ilişki "Poisson oranı" olarak ifade edilir (161, 162). Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde, yükün geldiği yönde bir boy uzaması, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir. Yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur (163, 164).

$$\text{Poisson oranı} = \text{Endeki birim uzama} / \text{Boydaki birim uzama}$$

### 2.7.2 Gerilme Analizi Yöntemleri

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan streslerin tahminini gerektirir. Mühendislik ve fizik biliminde bir cisim, bina veya bir makine parçasının maruz kalabileceği kuvvetler altında malzemede oluşabilecek gerilme ve gerinimleri görmek amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılır. Bu analiz sonucunda, fazla zorlanan elemanlar tekrar tasarlanarak daha güçlü elemanlar seçilmesi mümkün olmaktadır. Diş

hekimliğinde ise tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimler, bunların yoğunlaştığı bölgeler, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek rotasyon ve deformasyonların izlenmesi amacıyla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (165-169).

Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (142).

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri:

**Kırılğan vernikle kaplama tekniği (brittle laquer):** Üzerine vernik uygulanan cisimlere kuvvet uygulanması sonucu oluşan çatlakların değerlendirildiği stres analizidir (170).

**Foto-elastik gerilme analizi (photoelastic stress analysis):** Fotoelastik stres analizi, polarize ışık altında incelendiğinde renkli özellikler sergileyen bazı transparan materyallerin özelliklerine dayanmaktadır (142). İncelenecek cismin fotoelastik materyalden hazırlanan modelinde, stres bölgeleri polariskop cihazı ile tespit edilir. İncelemeler daha basit ve düz modellerle sınırlıdır (171, 172).

**Gerinim ölçer kullanımı (strain gauge):** İn vivo veya in vitro şartlarda statik ve dinamik yüklemeler altında gerinim ile ilgili sonuçlar sağlar. Bu yöntemde incelenecek bölgelere gerinime duyarlı uçlar yerleştirilir. Daha sonra cisme kuvvet uygulanır. Çekme kuvveti dirençte artışa, sıkıştırma kuvveti ise azalmaya neden olur (142). Statik ve dinamik gerilim yükselticilerle oluşan gerinim bilgisayara yüklenir (170).

**Lazer ışını ile gerilme analizi (holografik interferometri):** Bu yöntemde hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Böylece her iki çekim esnasında cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbirleriyle girişim yaparak saçak alanı

meydana getirirler. Bu saçakların şekli, yönü ve saçaklar arasındaki mesafe, iki pozlandırma arasında cisimde oluşan değişikliği tanımlar (173, 174).

**Radyoteleometri ile kuvvet analizi:** Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (170).

**İki veya üç boyutlu sonlu elemanlar analizi:** Sonlu elemanlar analizi yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (175). Genel anlamda bütün haldeki parçaların daha küçük ve basit parçalara ayrılarak her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir. "Matematiksel kuvvet analizi" olarak da adlandırılır (176).

Eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılması sonlu eleman probleminin çözümünde birinci adımdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek eleman seçilir. Seçilen elemanlar, çözüm bölgesini ne kadar iyi temsil ediyorsa analiz sonunda elde edilen veriler gerçeğe o kadar yakın olur (177).

İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi arasındaki seçim, karmaşık bir yapının biyomekanik olarak incelenmesinde analizi yapılacak olan yapının geometrisinin karmaşıklığı, gereken analiz tipi, bulguların ne derece kabul edilebilir olduğu ve beklentiler gibi birçok faktöre bağlıdır.

Sonlu elemanlar yöntemi dışındaki diğer gerilme analizi yöntemleri deneysel yöntemler iken sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel gerçeğin sayısal veya matematiksel olarak modellenmesi ile gerçekleştirilmektedir.

## 2.8 Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi 1943 yılında R. Courant tarafından geliştirilmiştir. Yöntem ile ilgili ilk çalışmalar, Hrennikoff ve McHenry tarafından

geliştirilen iki boyutlu yarı analitik yöntemlere dayanmaktadır. 1956 yılında Clough “Sonlu Eleman” terimini bulmuştur. Yöntemin üç boyutlu problemlere uygulanması 1964 yılında olmuştur. 1965 yılında bu yöntem ile Poisson denklemi çözülmüştür ve 1970 de akışkanlar mekaniğine uygulanmıştır (178, 179).

Sonlu elemanlar analizi 1956’da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup günümüzde ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi bugün uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar analizinin diş hekimliğinde kullanıldığı ilk çalışma 1968’de Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır (180). Bu çalışmada, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdiği gerilmeler değerlendirilmiştir. Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise, 1970’li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı bir araştırma ile başlamıştır (181). Davidian 1971’de üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak amacıyla oluşturduğu diş modeline kuvvet uygulayarak periodonsiyumda oluşan mekanik cevabı inceleyip rotasyon ve direnç merkezlerinin yer değişimini gözlediği çalışmasıyla, sonlu elemanlar analizini ortodonti alanında kullanan ilk araştırmacı olmuştur (182).

Sonlu elemanlar yönteminin çok yönlülüğü ve esnekliği sayesinde karmaşık yapılarda karşılaşılan problemlerin sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Araştırmalarda modeller genellikle iki ve üç boyutlu elemanlarla modellenip analizler yapılmaktadır. Analizlerde daha hassas sonuçlar elde etmek için üç boyutlu elemanlar kullanılmaktadır. Bazı durumlarda analiz süresini azaltmak için problem iki boyutlu elemanlarla gerçekleştirilmektedir (179).

Bir denklem ile doğrusal sonlu elemanlar yöntemini özetlemek gerekirse aşağıdaki denklemi sınır koşullarının uygulanmasıyla şekil değişimi matrisi elde edilmektedir.

$$\mathbf{K} \times \mathbf{U} = \mathbf{F}$$

K: Katılık Matrisi (yapının geometrik ve malzeme özelliklerine bağlıdır)

F: Kuvvet Vektörü

U: Şekil Değişim Vektörü (Uygulanan kuvvet ve sınır koşulları altında yapıdaki geometrik değişim)

Bu denklemden görüleceği üzere sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi için yapının geometrisine, malzeme özelliklerine, uygulanan kuvvetlere ve sınır koşullarına ihtiyaç vardır.

### 2.8.1 Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları

- İnvaziv olmayan bir tekniktir.
- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modeli hazırlanabilmektedir.
- Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilmektedir.
- Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlamaktadır.
- Esnek ve karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermektedir.
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar gerçeğe yakın şekilde oluşturulabilmektedir.
- Birden fazla katmandan oluşan objeler, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenabilmektedir.
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde hesaplanabilmektedir.
- Verilen herhangi bir noktadaki elde edilen gerilmenin gerçek miktarı teorik olarak hesaplanabilmektedir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilmektedir.



- Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analiz gerektiği kadar tekrarlanabilmektedir.
- Tekrarlanabilirliği içerikteki materyallerin fiziksel özelliklerine etki etmemektedir.
- Kuvvetin uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü klinik durumu simüle edecek şekilde kolaylıkla çeşitlendirilebilmektedir.
- Diş, alveolar kemik, periodontal ligament ve kraniyofasiyal kemikler simüle edilebilir ve in vitro olarak oral çevreyi simüle eden bu yapılardan en yakın olanının materyal özellikleri belirlenebilir (136, 167, 178, 183).

### **2.8.2 Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları/Sınırları**

- Bu yöntem ile yapılan araştırmanın doğruluğunda büyük önem taşıyan malzeme özellikleri, sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğunda olması sebebiyle çok detaylı bilgi aktarımı gerektirmektedir.
- Ciddi bir bilgi birikimine, çok iyi kapasiteli bilgisayara ve uzun zamana ihtiyaç vardır.
- Gerçek şartların katı model üzerine uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlıdır (184).

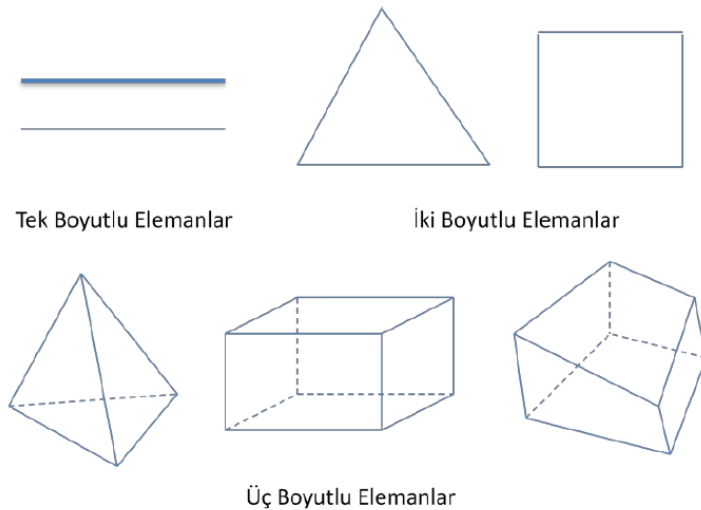
Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi kompleks bir problemi, birbiri ile ilişkili daha basit problem serisinin çözümlerinin toplamı olarak yeniden tanımlayıp çözmektedir. Kompleks geometrik yapılar bilgisayar ortamında bir ağ yapıya (156) dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturmaktadır. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarında birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemana bölünmüştür. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimi ve stres bir bilgisayar programı ile hesaplanabilmektedir (185, 186).

### 2.8.3 Eleman Tipi ve Sayısı

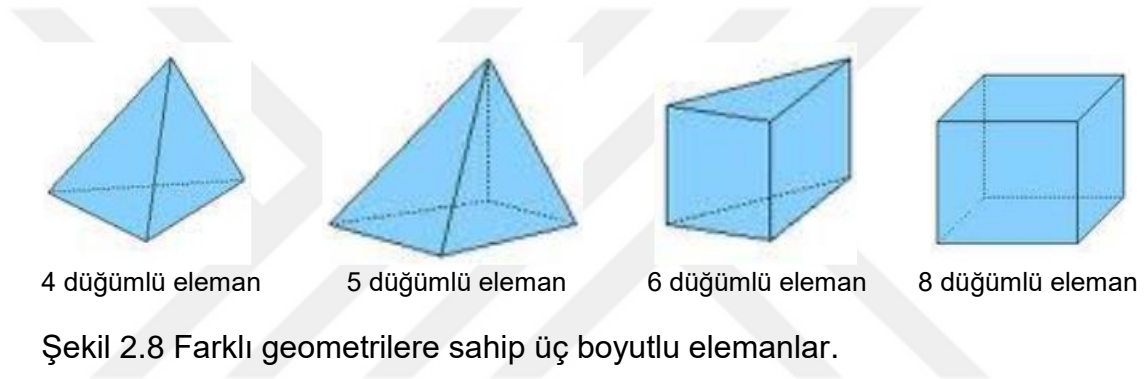
Elemanlar boyutlarına (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu, dönel elemanlar), geometrilerine (üçgen, dörtgen, paralel kenar), problemin özelliklerine (kiriş, kabuk, düzlem gerilme elemanları), düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere göre sınıflandırılmaktadır (Şekil 2.7) (135, 167, 187).

Kiriş gibi uzunluğu diğer boyutlarına göre daha fazla olan ve tüm defleksiyon ve bükülme momentleri önceden tahmin edilebilen yapıların modellenmesinde **kiriş elemanları** kullanımı uygundur. Levha metal bölümler gibi diğer boyutlara oranla ince olan, bükülme ve düzlem içi kuvvetlerin önemli olduğu üç boyutlu yapılarda **kabuk elemanları** kullanımı uygundur. Ancak bu elemanlar, lokal bükülme etkileri nedeniyle levhanın kalınlığı boyunca değişen gerilmelerin tahmininde kullanılamamaktadır. Düzlem dışındaki gerilmelerin ihmal edilebilir olduğu iki boyutlu ince elemanlar için **düzlem gerilme elemanları** kullanımı uygundur. Bu elemanlar, düzlem dışı deformasyonların kısıtlandığı (göreceli olarak kalın plakalar gibi) durumda oluşan özel üç boyutlu gerilme durumunu simüle eder (179).



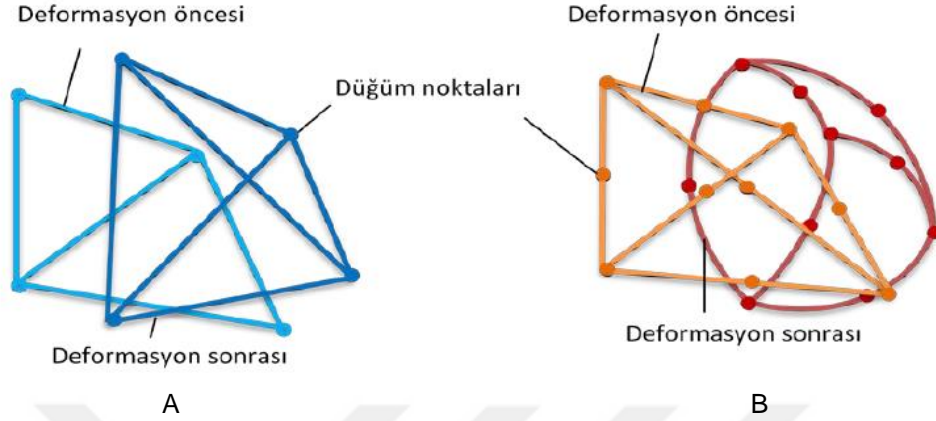
Şekil 2.7 Analizlerde kullanılan tek, iki ve üç boyutlu elemanlar.

Üç boyutlu yapıların ağ modelinin oluşturulmasında mümkün olduğu kadar küp şeklindeki elemanlar (hegzagonal) kullanılmalıdır. Dörtgen veya kübik elemanlarla bir yapının ağ modelini oluşturmak kompleks geometrideki durum nedeniyle mümkün olmayabilmekte veya çok zahmetli olmaktadır. Karmaşık geometrilerin ağ modelinin oluşturulmasında çoğunlukla otomatik ağ oluşturma seçeneği kullanılır. Otomatik ağ oluşturma seçeneğinde ise çoğunlukla tetrahedral elemanlar kullanılmaktadır. Bunun nedeni; günümüzdeki otomatik ağ yapıcılarının kompleks geometrilere tetrahedral elemanlar dışında güvenilir bir şekilde ağ oluşturamamalarıdır (Şekil 2.8) (187).



Tetrahedral katı elemanlar 4 düğümlü ile 10 düğümlü olabilirler. Analizi yapılacak modelin yapısıyla birlikte kullanıcıya bağlı olarak kullanılacak düğüm sayısı belirlenir. 4 düğümlü tetrahedral elemanlar, düz yüzevidir. Bu elemanların yüzeylerine kuvvet uygulanması sonrasında yüzey şekilleri eğilmeye uğramaz. Bu elemanlar, yüzeyleri üzerinde ve kenarları boyunca lineer yer değiştirme alanını modeller. Düz yüzeyle olan bu elemanlar eğrisel geometri yapılar için tercih edilmez. Düğüm sayısı arttıkça elemanların kenarlarının ve yüzeylerinin deformasyon öncesi ve sonrası bükülebilme özelliği de artmaktadır. Bu nedenle bu elemanlar eğrisel yüzeyleri hassas bir şekilde tarayabilirler. 8-10 düğümlü tetrahedral elemanlar hacimlerinde, yüzeylerinde ve kenarları boyunca olan parabolik yer değiştirme dağılımlarını modellerler. Sonuç olarak; gerilmelerin lineer dağılımını modellerler. 4 düğümlü elemanlara kıyasla analizlerde daha çok tercih edilirler. Gerçek yer

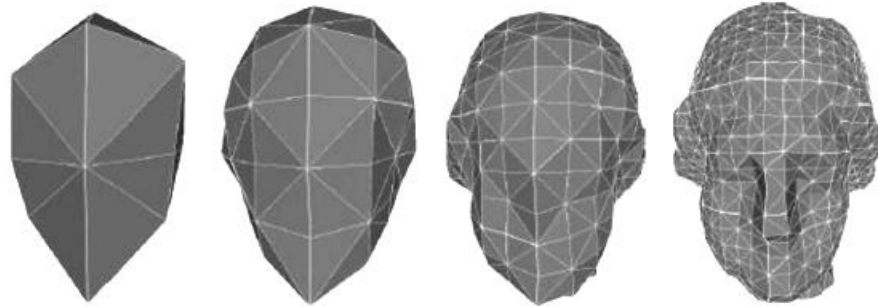
değiştirme ve gerilmelerin modellenmesi için sayısal karmaşıklık ve yapılabirlik arasında bir rol oynarlar (Şekil 2.9) (179, 187).



Şekil 2.9 Deformasyon öncesi ve sonrasında 4 düğümlü tetrahedral (A) ve 10 düğümlü tetrahedral (B) elemanların gösterimi.

Kuvveti ileten ama deformasyona uğramayan ve gerilme yüklenmeyen elemanlara **rijit elemanlar** denilmektedir. Bu elemanlar bağlandıkları düğümlerin arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yararlar (135, 167).

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan modelin eleman sayısının veya elemanların polinom derecesinin artırılması analizin gerçeğe daha yakın sonuç vermesini sağlamaktadır. Eleman sayısının artırıldığında programdan istenen analiz için gereken süre de uzamaktadır. Birim eleman boyunun küçülmesi ve buna bağlı olarak eleman sayısının artırılması geometrinin ve yapılacak analizin hassasiyetini de artıracaktır (Şekil 2.10) (187).



Şekil 2.10 Eleman sayısının artırılması ile geometride oluşan değişiklikler.

### 2.8.4 Dügüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan modeldeki elemanlar "düğüm" (node) adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler. Bu şekilde bir denklem takımı elde edilir. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır (135, 144, 167).

### 2.8.5 Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Sonlu elemanlar analizinde sınır koşulları; çalışılan yapılar üzerine kuvvetlerin uygulandığı ve cisimlerin sabitlendiği noktaları ve sınırlarını ifade etmektedir. Analizi yapılan cismin sınır koşulları, kuvvetlerin uygulanma noktalarına göre belirlenmektedir (135, 144, 167).

### 2.8.6 Sonlu Elemanlar Analizi Modelleme ve Çözüm Aşamaları

#### 2.8.6.1 Hazırlık Aşamaları

**Problemin özelliklerinin öğrenilmesi** sayesinde çözüm için en uygun yöntem belirlenebilir ve bu da problemin çözülebilmesi için ilk adımdır. Bu aşama düzgün planlanmazsa oluşturulacak modelin gerçeğe uygun şekilde tasarlanması mümkün değildir (135, 167).

**Geometrik modelin oluşturulması**, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için büyük önem taşımaktadır ve bu da sonuçların doğruluğunu belirleyen en önemli etkenlerdendir (135, 167). Biyomekanik uygulamalarda kullanılan üç boyutlu model; MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması, modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması, üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemleriyle de oluşturulabilmektedir (188-192).

**Matematik modelin oluşturulması (Ağ yapısı oluşturma)**, sonlu elemanlar analizinde problemin parçalara ayrılması ile oluşturulmuş olan modelin basit geometrik şekle sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi ile gerçekleştirilmektedir (193).

Geometrik modeller, elle dijitize edilerek veya sonlu elemanlar programları kullanılarak ağ yapıya dönüştürülmektedir. Araştırmacılar genellikle elle dijitize edilerek oluşturulan ağ yapısı üzerinde daha iyi kontrol sağlarken, bu işlem çalışma süresini oldukça arttırmaktadır (193).

Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak, oluşturulacak olan ağ yapısında farklı sayı ve tipte elemanlar kullanılmaktadır (193-195). Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı araştırmalarda ağ yapısının oluşturulmasında, bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği aşırı basitleştirdiği için nadiren kullanılmaktadır (134, 193-195).

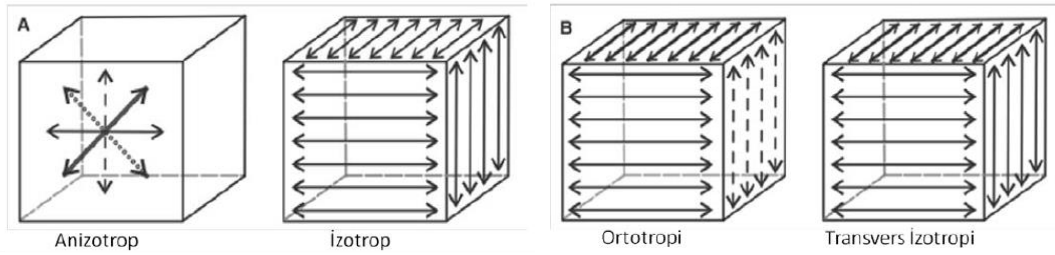
Günümüzde ağ yapısını oluşturmada en yaygın olarak üç boyutlu ve sekiz, altı, beş ve dört düğümlü eleman tipleri kullanılmaktadır (134, 193-195). Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan elemanların sayı ve tiplerinin belirlenmesi üst düzey mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirmektedir (193).

Ağ yapısı oluşturmak amacıyla kullanılan elemanların sayı ve tiplerindeki bu değişimlere bağlı olarak gerilme ve gerinimin değerlendirildiği düğüm noktalarının sayısında da önemli artışlar görülmektedir. Bu artışlar çözülmesi gereken daha fazla denklem, daha büyük bilgisayar hafızaları ve daha fazla çalışma zamanı anlamına gelmektedir (193, 195).

**Malzeme özelliklerinin programa girilmesi**, yapıda oluşacak gerilme ve gerilme dağılımını etkilemektedir. Lineer analizlerde elemanların en önemli iki materyal özelliği, elastiklik modülü ve poisson oranıdır (134, 196).

Nonlineer analizlerde viskoelastik, yani zamana bağlı deformasyon özelliği gösteren yapıların malzeme özellikleri programa girilmektedir (197). Bu özellikler uygulanacak yüklemeler sonucunda ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını belirlemektedir (195, 198).

Elastik malzeme davranışı genellikle izotropik, transvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenmektedir (Şekil 2.11) (199, 200).



Şekil 2.11 Elastik katılarda malzeme özelliklerinin şematik olarak gösterilmesi

**A.** Anizotrop, elastik sabitlerin (elastik ve kayma modülü ve Poisson oranı) yöne göre değişiklik gösterdiği materyalleri tanımlarken; izotrop, sabitlerin tüm yönlerde aynı olduğu materyalleri tanımlar. İzotropik malzeme tipinde sadece iki materyal sabiti yeterli iken anizotropinin derecesine göre birçok materyal sabiti olmaktadır. Farklı yönlerde farklı davranış gösteriyorsa bu malzeme anizotropik malzeme olarak tanımlanır. **B.** Anizotropinin iki tipi, ortotropi ve transvers izotropi. Transvers izotropik malzeme, tek bir simetri ekseninde her yönde benzer davranış gösterir. Ortotropik malzemenin mekanik özellikleri mekanik simetrisinin 3 ortogonal düzlemine sahiptir. (183, 199).

Biyolojik dokular homojen olmadığından ve anizotropik özellik gösterdiklerinden modellenmesi zordur. Biyolojik dokuların özellikleri yaş, tür ve mineral içeriğine göre değişiklik göstermektedir. Bundan dolayı, bireyler arasında değişkenlik yüksek olmaktadır (200).

**Sınır koşullarının tanımlanması** modele bir dayanak noktası oluşturduğundan problem denkleminin tek bir çözümünü ortaya çıkarmaktadır. Modele dışarıdan uygulanacak kuvvetlerin model üzerindeki gerilme ve gerinim etkileri, ancak dengeli bir model üzerinde hesaplanabilir. Çünkü uzay boşluğunda bulunan geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, modeli evrensel referans düzleminde biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket ettirecektir. Bu durum ise araştırılmak istenen problem denkleminin sonsuz sayıdaki analitik çözümünü doğurur. Bu yüzden modelde sınır koşullarının tanımlanması oldukça önemlidir (134, 193-195).

### 2.8.6.2 Analiz Aşaması

Analiz aşamasında, oluşturulmuş olan matematik modele istenilen düğüm noktalarından kuvvet uygulanması sonucu, ağ yapıyı tanımlayan diğer düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler hesaplanmaktadır. Bu sayede eleman formülasyonlarının çözümlenmesi ile tüm modelde meydana gelen gerilme ve gerinim değerleri belirlenmektedir (135, 167).

### 2.8.6.3 Çözüm Aşaması

Bu aşamada hesaplanan veriler yer değiştirme görüntüleri (abartılı olarak), animasyonlar, gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler, tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenmektedir (167).

Günümüzde sonlu elemanlar analizi için oluşturulan modellerde, bilgisayarların yüksek hesaplama gücü sayesinde on binlerce düğüm noktası kullanılmaktadır. Bu da her bir model için, düğüm noktası sayısı ile doğru orantılı olarak binlerce gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerinin elde edilmesi demektir. Bu yüzden, elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılabilir hale gelmesi için, görselleştirme işlemi vazgeçilmez bir özelliktir. Bu işlem ile elde edilen veriler renk kodları olarak, istenilen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir.

## 2.9 Yüz Maskesine Yönelik Sonlu Elemanlar Analizi Çalışmaları

Tanne ve ark. (201), insan kuru kafatasından elde ettikleri üç boyutlu sonlu elemanlar modeli üzerinde, maksiller protraksiyonun kraniyofasiyal sisteme etkilerini inceleyen ilk araştırmacılar olmuşlardır. Model üzerinde birinci büyük azı dişlerden oklüzal düzlemlerle aşağı doğru  $90^\circ$ 'den yukarı doğru  $90^\circ$ 'ye kadar farklı açılar yapacak şekilde anterior yönde 1 kgf şiddetinde kuvvet uygulanarak tüm kraniyofasiyal kompleksin yer değiştirme patterni incelenmiştir. Bununla birlikte oklüzal düzleme paralel,  $30^\circ$  yukarı ve  $30^\circ$  aşağı yönlü kuvvet uygulamalarında meydana gelen gerilme dağılımları da



incelenmiştir. Kuvvet yönü yukarı doğru olduğunda kraniyofasiyal komplekste en fazla horizontal ve vertikal yönlerde yer değişimi gözlenmiştir. Kraniyofasiyal kompleksin anterior yönde paralel hareketi ise oklüzal düzlemde aşağı doğru  $30^\circ$  ve  $45^\circ$  açı yapacak şekilde kuvvet uygulandığında görülmüştür. Tüm açı değerlerinde kraniyofasiyal komplekste ve çevre dokularda yüksek gerilme değerleri gözlenmesiyle birlikte bu üç açı değeri için de kraniyofasiyal kompleks içindeki gerilme dağılımları farklı olmuştur. En dengeli gerilme dağılımının oklüzal düzleme göre aşağı yönlü protraksiyon kuvveti uygulandığında görüldüğü bildirilmiştir.

Tanne ve Sakuda (202), çalışmalarında üç boyutlu kafatası modeli oluşturmuş ve oklüzal düzleme paralel 1 kgf şiddetinde protraksiyon kuvvetini maksiller birinci büyük azı dişlerinden uygulamışlardır. Araştırmacılar, kraniyofasiyal bölgede ve çevresindeki suturlarda meydana gelen gerilmeleri değerlendirmişler ve maksiller alveoler kemikte vertikal yönde baskı, horizontal yönde ise çekme gerilmesinin yoğun gözlendiğini bildirmişlerdir. Protraksiyonun etkisi, molar bölgede çekme, kanin bölgesinde ise baskı gerilmesi daha yoğun şekilde görülmüştür. Maksiller bazal kaidede en yüksek çekme gerilmesinin pterigoid proseste gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Tanne ve ark. (203), üç boyutlu sonlu elemanlar modeli kullandıkları bir başka çalışmada maksiller birinci büyük azılardan 1 kgf şiddetinde, oklüzal düzleme paralel ve düzlemle aşağı yönde  $30^\circ$  açı yapacak şekilde protraksiyon kuvvetleri uygulamışlardır. Kuvvetin oklüzal düzleme paralel olarak uygulandığında, nazomaksiller komplekste öne doğru hareketle birlikte yukarı ve öne doğru bir rotasyon meydana geldiğini; kuvvetin düzlemle aşağı doğru  $30^\circ$  açılı uygulandığında ise paralele yakın öne doğru bir hareket oluştuğunu bildirmişlerdir.

Miyasaka-Hiraga ve ark. (22), insan kuru kafatasından üç boyutlu sonlu elemanlar modeli oluşturmuş ve oklüzal düzleme paralel, düzlemle yukarı doğru  $30^\circ$  ve aşağı doğru  $30^\circ$  açı yapacak şekilde kanin dişler hizasından 1 kgf şiddetinde uyguladıkları protraksiyon kuvvetlerin kraniyofasiyal suturlar üzerindeki etkilerini incelemiştir. Kuvvet yukarı doğru  $30^\circ$  açıyla uygulandığında, sutural sistemdeki basma ve çekme gerilmelerinin en yüksek

düzeyde olduğunu bildirmişlerdir. Oklüzal düzleme paralel ve yukarı yönde 30° açıyla kuvvet uygulandığında maksimum baskı gerilmelerinin, düzlemde aşağı yönde 30° açıyla kuvvet uygulandığında ise minimum baskı gerilmelerinin frontonazal ve frontomaksiller suturlarda oluştuğunu bildirmişlerdir. Aşağı yönde kuvvet uygulandığında aynı zamanda zigomatikotemporal ve zigomatikomaksiller suturlarda homojene yakın gerilme dağılımları gözlemlenmiştir.

Yan ve ark. (204), iskeletsel ankraj olarak infrazigomatik bölgeden, dişsel ankraj olaraksa maksiller birinci büyük azı dişlerden destek alarak oklüzal düzleme aşağı yönde 0°, 10°, 20° ve 30° açı yapacak şekilde uyguladıkları protraksiyon kuvvetlerinin etkilerini sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Dişsel ankraj uygulanan modelde oklüzal düzleme aşağı yönde 30°, iskeletsel ankraj uygulanan modelde ise 20° açı ile uygulanan protraksiyon kuvvetleri maksillanın rotasyon yapmadan öne ve aşağı hareket etmesini sağlamıştır.

Gautam ve ark. (205), sonlu elemanlar analizi ile maksiller protraksiyonun tek başına ve hızlı üst çene genişletmesi ile birlikte kraniyofasiyal yapı üzerindeki yer değiştirme etkisini incelemişlerdir. İki durumda da 1 kgf şiddetindeki maksiller protraksiyon kuvvetleri kanin dişler hizasından oklüzal düzleme aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Tek başına maksiller protraksiyonda uygulandığında, nazomaksiller komplekste öne doğru hareket ile saat yönünün tersine rotasyon görülmüştür. Genişletme ile birlikte maksiller protraksiyonda uygulandığında ise nazomaksiller komplekste rotasyon olmadan öne doğru hareket görülmüş ve vertikal ve lateral yönlerde yer değiştirme miktarı, tek başına protraksiyonda olduğundan daha fazla bulunmuştur.

Holberg ve ark. (206), oluşturdukları modelde maksiller kanin dişlerden yaklaşık 306 gf (3 N) ve 510 gf (5 N) şiddetinde oklüzal düzleme paralel ve düzleme aşağı yönde 30° açıyla protraksiyon kuvvetleri uygulamışlardır. Araştırmacılar oklüzal düzleme paralel kuvvet uygulandığında ölçülen gerilmenin, nazomaksiller, frontomaksiller, sfenofrontal ve pterigomaksiller suturlarda; aşağı yönde 30° açıyla kuvvet uygulandığında ise gerilmenin,

sfenotemporal, sfenofrontal, sfenookspital ve pterigomaksiller suturlarda en yüksek değerlere ulaştığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar 510 gf (5 N) şiddetinde ve oklüzal düzleme paralel olan protraksiyon kuvvetinin, nazal kemiğin bulunduğu alandaki suturlarda oldukça yüksek gerilme oluşturduğunu, ancak aynı kuvvetin aşağıya doğru 30° ile uygulanmasıyla ya da 306 gf (3 N)'a düşürülmesiyle bu yoğunluğun izlenmediğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda elde ettikleri gerilme değerlerinin, Frost'un (207) kemiklerde remodeling oluşması için en az 2000  $\mu\epsilon$  (mikrostrain=strain x 10<sup>-6</sup>) değerinde gerilme olması gerektiğini bildirdiği çalışması baz alındığında çok düşük kaldığını ve bu nedenle de uyguladıkları kuvvetlerin iskeletsel gelişimi stimüle edici etkisi olmadığını, klinik olarak oluşan düzelmelerin de daha çok dişsel etki ile olabileceğini bildirmişlerdir.

Gautam ve ark. (19), kafatasının üç boyutlu sonlu elemanlar modelini oluşturmuşlar; model üzerinde maksiller protraksiyonun tek başına ve hızlı üst çene genişletmesi ile birlikte kraniyofasiyal yapı üzerine etkilerini belirlemek amacıyla iki farklı simülasyon yapmışlardır. Her iki simülasyonda da maksiller protraksiyon kuvveti 1 kgf şiddetinde ve kanin dişler hizasından oklüzal düzleme aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Maksiller genişletme miktarı ise midpalatal suturada 4 mm açılma olacak şekilde ayarlanmıştır. Tüm gerilme değerleri maksiller genişletme ile birlikte protraksiyon yapıldığı durumda, tek başına protraksiyon yapıldığı durumdan daha yüksek bulunmuştur. Yalnız protraksiyon yapıldığı durumda en yüksek Von Mises gerilmelerinin görüldüğü suturalar sırasıyla; sfenozigomatik, zigomatikomaksiller ve zigomatikotemporal suturalar; en düşük gerilme değerlerinin görüldüğü suturalar ise internazal ve nazomaksiller suturalar olmuştur.

Katada ve ark. (208), ideal oklüzyona sahip bir kuru kafatasını optik tarayıcı ile tarayarak üç boyutlu model elde etmişlerdir. Bu model üzerinde headgear ve yüz maskesiyle uygulanan kuvvetlerin sefalometrik referans bölgelerine olan etkilerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Headgear kuvvetini, maksiller birinci büyük azı dişlerinin mezialinden posterior yönde, yüz maskesi kuvvetini ise aynı dişlerin distalinden anterior yönde ve her ikisi

de oklüzal düzleme paralel 1 kgf şiddetinde olacak şekilde uygulamışlardır. Posterior yönlü kuvvet uygulanmasıyla, referans düzlemlerde (Frankfort, SN, BaN) hafif posterior yönde yer değişimi ve saat yönünde rotasyon; anterior yönlü kuvvet uygulanmasıyla ise anterior yönde yer değişimi ve saat yönünün tersine rotasyon gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Lee ve Baek (23), infrazigomatik bölgeye ve lateral nazal duvara mini plaklar uygulayarak iskeletsel maksiller protraksiyonu sonlu elemanlar analizi ile simüle etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda; zigomatikomaksiller kompleksin orta bölgelerinde maksiller protraksiyon ihtiyacı fazla olan hastalarda infrazigomatik bölgeden, zigomatikomaksiller kompleksin alt bölgelerinde ve paranazal bölgede maksiller protraksiyon ihtiyacı fazla olan hastalarda ise lateral nazal duvardan ankraj almanın daha avantajlı olacağını bildirmişlerdir. Her iki modelde de maksilla öne hareketle birlikte, lateral nazal duvar modelinde aşağı, infrazigomatik modelde ise yukarı yönde hareket de gözlenmiştir.

Yapılan tüm çalışmalarda yüz maskesi uygulaması sadece maksiller protraksiyon olarak değerlendirilmiş, tasarım çeşitlerine göre yüz maskesinin alt çene veya suborbital bölgelere yerleştirilen destek parçalarının kraniyofasiyal sistem üzerine olan etkisi incelenmemiştir

### 3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; maksiller retrognati ile karakterize iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan iskelet ve diş destekli ağız içi ankraj ünitelerinden destek alan farklı tiplerdeki yüz maskesi çeşitlerine (Petit, Grummons, Face-bow'lu Petit) farklı açılarda (oklüzal düzlemde aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45°) uygulanan maksiller protraksiyon kuvvetlerinin kraniyofasiyal sistem ve TME üzerindeki biyomekanik etkilerinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

Analiz yöntemi olarak üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. Kafatası ve yüz kemikleri, üst ve alt çene, sirkummaksiller suturlar, tüm daimi dişler (yirmi yaş dişleri hariç) ve TME üç boyutlu olarak modellenmiş; lineer sonlu elemanlar analizi ile simülasyonlar yapılmıştır.

#### 3.1 Modelleme İçin Kullanılan Gereçler

Kafatası ve çene kemiklerinin üç boyutlu modeli, üç boyutlu anatomik modeller üreten bir firmadan (21st Century Solutions Ltd. Suite 31, Don House, 30-38 Main Street, Gibraltar) satın alınmıştır. Model firma tarafından, anatomi çalışma modeli olarak kullanılan plastik insan kemik modellerinin üç boyutlu optik yüzey tarayıcı ile taranmasıyla elde edilmiştir. Üç boyutlu model, adolesan bir bireyin kafatasının gerçek boyutlarıyla uyumludur.

Dişlerin, TME diskinin, glenoid fossanın ve kondil başını saran kıkırdak yüzeylerin modellenmesi ve TME ligamentlerinin yapışma yüzeylerinin belirlenmesinde Sobotta anatomi atlası kullanılmıştır.

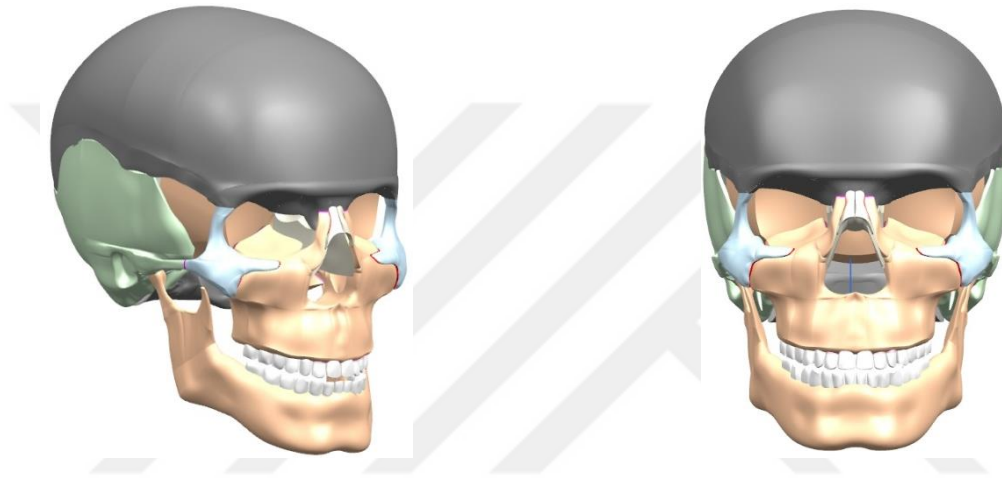
Eklem diskinin, eklem ligamentlerinin, periodontal ligamentlerin ve sirkummaksiller suturların oluşturulmasında ve üç boyutlu model üzerindeki tüm modifikasyonların yapılmasında NX Advanced v10 (Siemens PLM Software, 5800 Granite Parkway, Suite 600, Plano TX, ABD) yazılım programı kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi programı olarak NX Nastran (Siemens PLM Software, 5800 Granite Parkway, Suite 600, Plano TX, ABD) yazılımı kullanılmıştır.

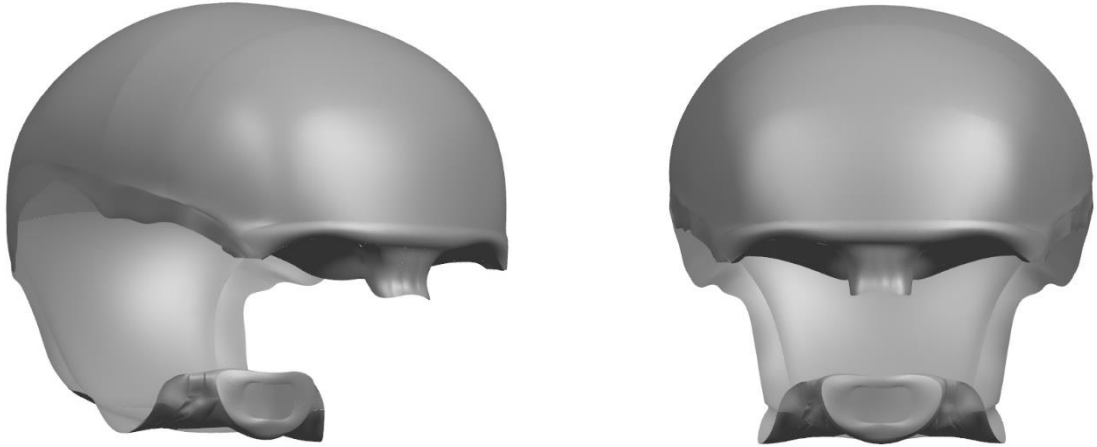
## 3.2 Geometrik Modellerin Oluşturulması

### 3.2.1 Kafatası ve Yüz Kemiklerinin Modellenmesi

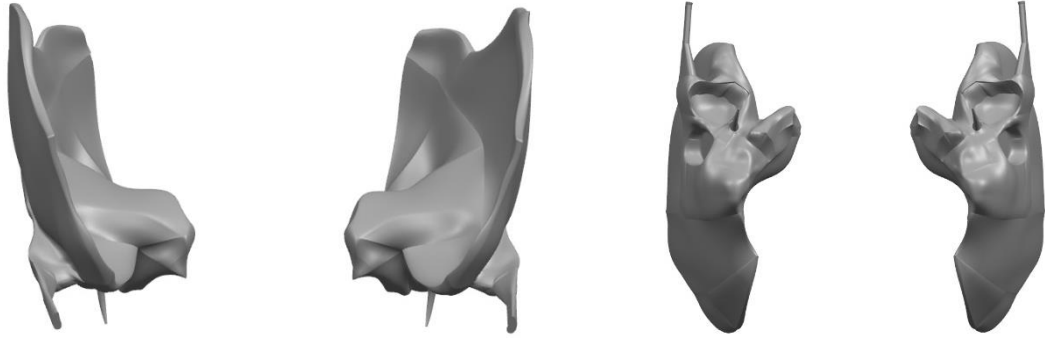
Tüm kemiklerin üç boyutlu modelleri, anatomik modeller üreten bir firmadan (21st Century Solutions Ltd. Suite 31, Don House, 30-38 Main Street, Gibraltar) satın alınmıştır. Kemikler NX Advanced v10 programında birleştirilerek tüm kafa yüz modeli oluşturulmuştur. Şekil 3.1'den 3.7'ye kadar kafa yüz kemiklerinin üç boyutlu modelleri görölmektedir.



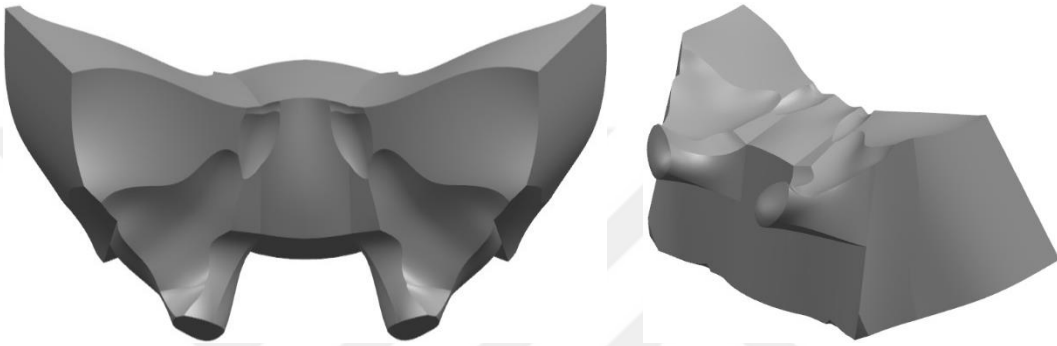
Şekil 3.1 Tüm kafa – yüz modeli.



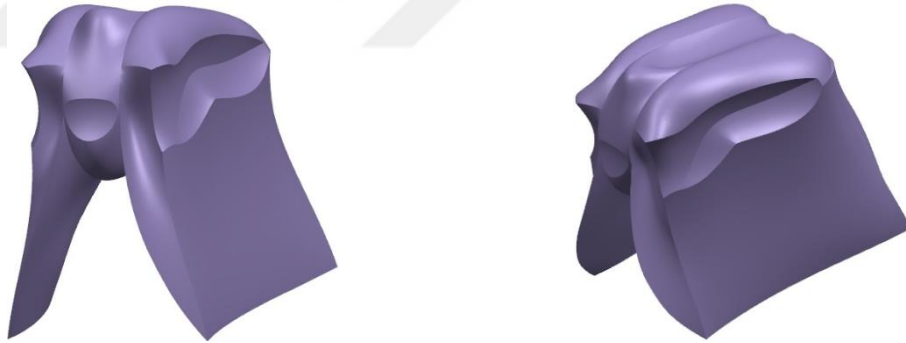
Şekil 3.2 Kafatası kemiğinin üç boyutlu modeli.



Şekil 3.3 Temporal kemiklerin üç boyutlu modeli.



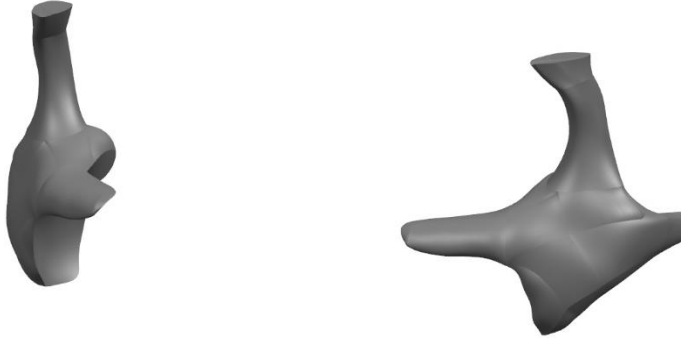
Şekil 3.4 Sfenoid kemiğin üç boyutlu modeli.



Şekil 3.5 Etmoid kemiğin üç boyutlu modeli.



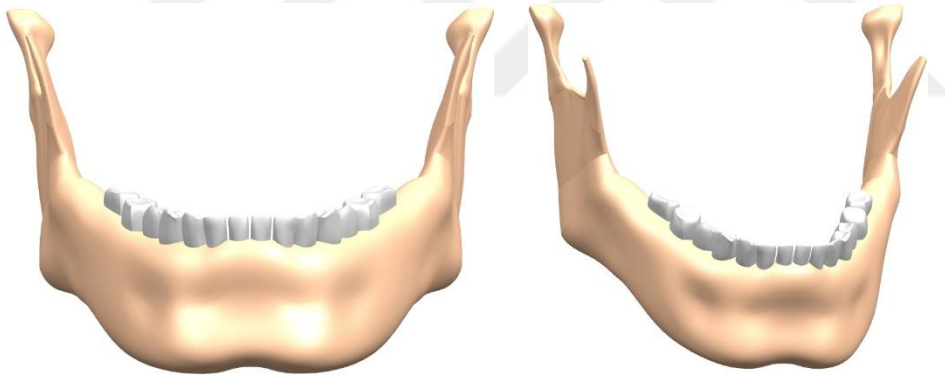
Şekil 3.6 Nazal kemiğin üç boyutlu modeli.



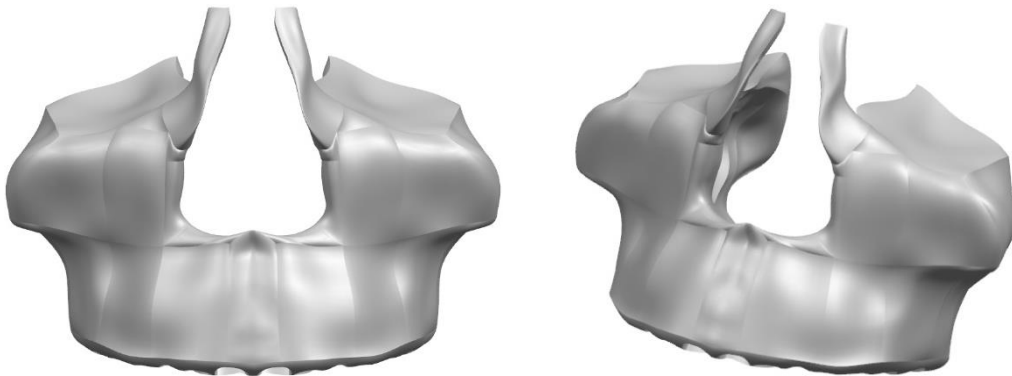
Şekil 3.7 Zigomatik kemiklerin üç boyutlu modeli.

### 3.2.2 Üst ve Alt Çene Kemiklerinin Modellenmesi

Alt çene modeli (Şekil 3.8), NX Advanced v10 üç boyutlu modelleme yazılımında angulus bölgesinden öne doğru uzatılarak iskeletsel Sınıf III yapıya sahip bir model elde edilmiştir. Üst çene (Şekil 3.9) ve alt çene kemiklerinde spongioz ve kortikal kemik tabakaları oluşturulmuştur.



Şekil 3.8 Alt çene kemiğinin üç boyutlu modeli.

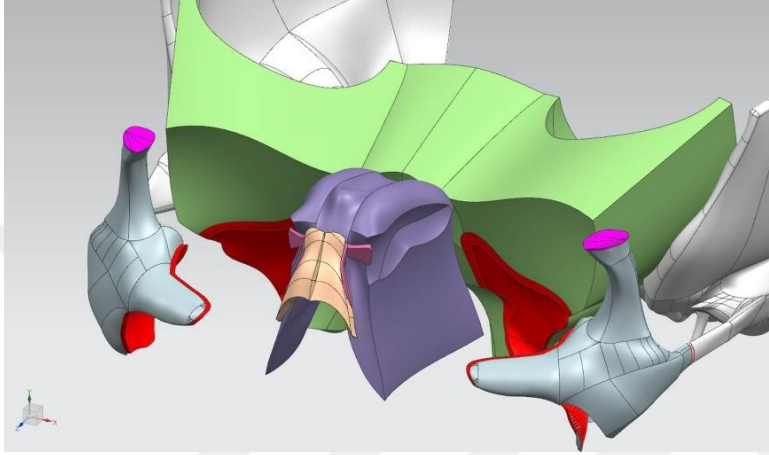


Şekil 3.9 Üst çene kemiğinin üç boyutlu modeli.



### 3.2.3 Suturların Modellenmesi

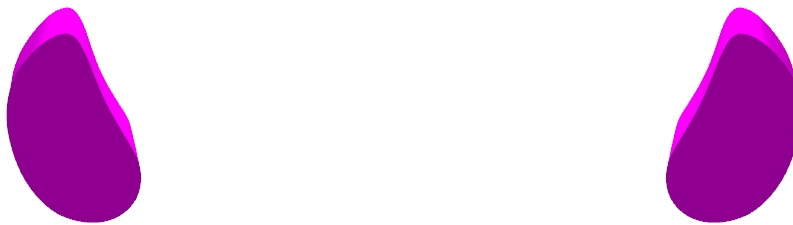
Üst çenenin komşu kemiklerle ve komşu kemiklerin birbirleriyle bağlantılı bölgelerinde; zigomatikomaksiller, zigomatikotemporal, frontomaksiller, frontozigomatik, frontonazal, nazomaksiller ve pterigopalatin suturlar oluşturulmuştur (Şekil 3.10-17).



Şekil 3.10 Suturların üç boyutlu kafa modelinde görünümü.



Şekil 3.11 Zigomatikomaksiller suturun üç boyutlu modellenmesi.



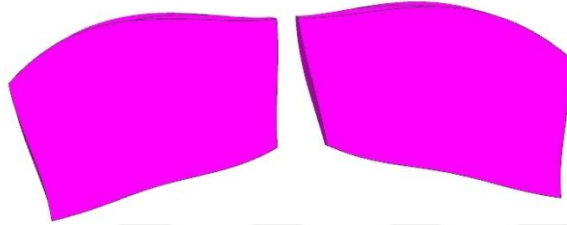
Şekil 3.12 Zigomatikotemporal suturun üç boyutlu modellenmesi.



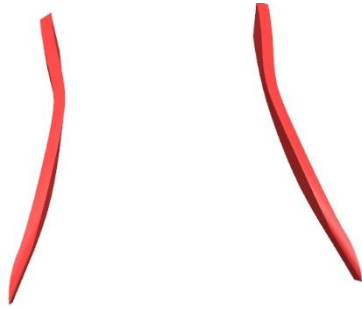
Şekil 3.13 Frontomaksiller suturun üç boyutlu modellenmesi.



Şekil 3.14 Frontozigomatik suturun üç boyutlu modellenmesi.



Şekil 3.15 Frontonazal suturun üç boyutlu modellenmesi.



Şekil 3.16 Nazomaksiller suturun üç boyutlu modellenmesi.



Şekil 3.17 Pterigopalatin suturun üç boyutlu modellenmesi.

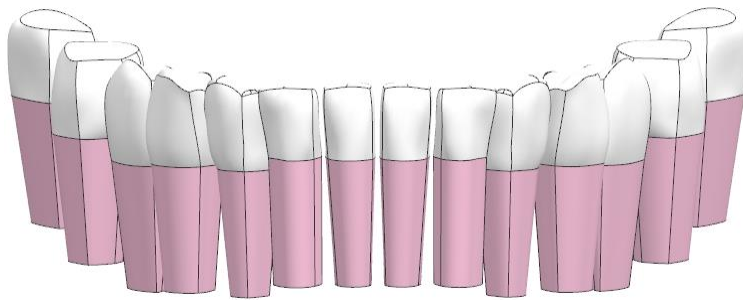
### 3.2.4 Dişlerin ve Periodontal Ligamentlerin Modellenmesi

Dişlerin modellenmesi Sobotta anatomi atlası kullanılarak manuel olarak yapılmış ve üçüncü büyük azı dişleri modele dahil edilmemiştir. Dişler mine dentin ve sement tabakaları oluşturulmadan homojen olarak modellenmiş ve kuron ve kök formları basitleştirilmiştir. Alt ve üst çenedeki dişler kendi içlerinde bir blok halinde olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.18, 19).

NX Advanced v10 programında manuel olarak tüm dişlerin köklerinin etrafını uniform saracak ve 0,25 mm kalınlığında olacak şekilde periodontal ligamentler oluşturulmuştur (Şekil 3.18,19).



Şekil 3.18 Üst çene dişlerinin ve periodontal ligamentlerin üç boyutlu modeli.



Şekil 3.19 Alt çene ve dişlerinin ve periodontal ligamentlerin üç boyutlu modeli.

### 3.2.5 TME Yapılarının Modellenmesi

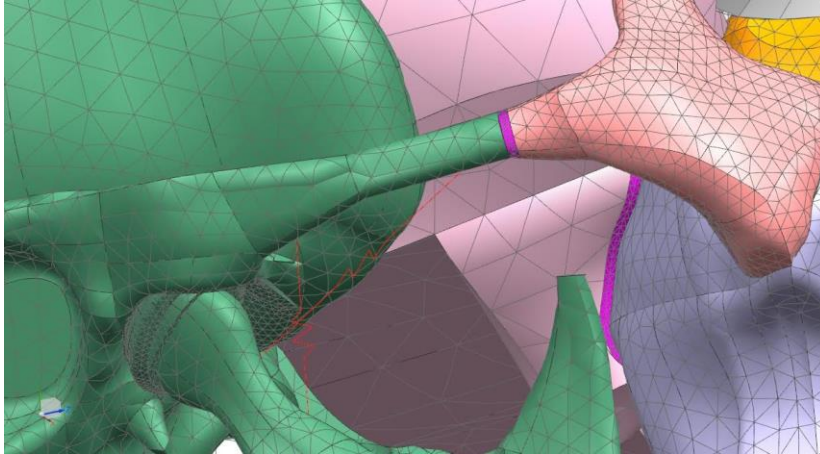
Artiküler disk ve TME ligamentleri, NX Advanced v10 üç boyutlu modelleme yazılımında manuel olarak Sobotta anatomi atlasından yararlanılarak modellenmiştir (Şekil 3.20, 21). Çalışmamızda, kapsüller ve

temporomandibular ligamentler yay elemanlar olarak modellenmiştir (Şekil 3.21). Kollateral ligamentler ise disk ve kondil başı üzerinde belirli düğüm noktaları arasındaki mesafe sabit tutularak simüle edilmiştir. Yardımcı ligamentler, mandibular hareketlerde etkileri olmadığı için modellenmemiştir.

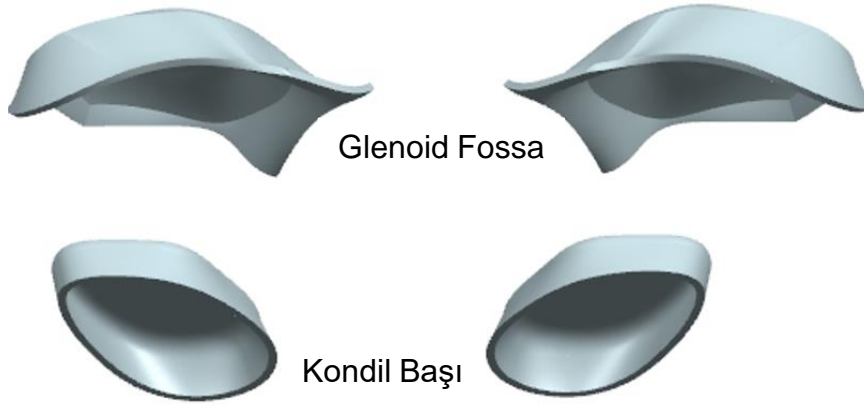
Glenoid fossa ve kondil başındaki kortikal kemik yüzeyleri üzerinde manuel olarak NX Advanced v10 programında 0,25 mm kalınlığında kırık dokular oluşturulmuştur (Şekil 3.22).



Şekil 3.20 Artiküler disklerinin üç boyutlu modeli.



Şekil 3.21 Temporomandibular ve kapsüler ligamentlerin yay eleman modelleri.



Şekil 3.22 Kıkırdak dokuların üç boyutlu modellenmesi.

### 3.2.6 Mini Plak ve Mini Vidaların Modellenmesi

Mini plaklar Siemens NX Advanced v10 yazılımı kullanılarak altı delikli cerrahi mini plaktan kompas ile alınan ölçümlere göre (kalınlık=0,8 mm, uzunluk=31,65 mm, delik çapı=2 mm, delik merkezleri arası=5,5mm, kurvatür=0,04 mm<sup>-1</sup>) (Jeil Med. Seul, Korea) üç boyutlu modellenmiştir. Mini vidalar ise aynı program üzerinde yivleri önemszenmeden basitleştirilerek 2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda olacak şekilde üç boyutlu modellenmiştir (Şekil 3.23).



Şekil 3.23 Mini plak ve mini vidaların üç boyutlu modelleri.

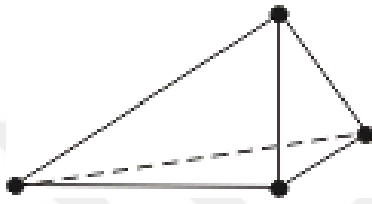
Rijit ağız içi ankraj ünitelerini modellemek yerine, tüm üst ve alt dişler kendi içlerinde bir blok halinde olacak şekilde modelleme yapılmıştır.

Yüz maskeleri ve face-bow basitleştirilmiş şekilde kompas ile alınan ölçümlere uygun olacak şekilde NX Advanced v10 yazılımı kullanılarak modellenmiştir.

### 3.3 Ağ Yapının Oluşturulması (Matematik Model)

Üç boyutlu modeller, sonlu elemanlar modelinin oluşturulacağı ve çözücü için girdi (input) dosyasının oluşturulacağı NX Nastran yazılımına transfer edilmiş ve matematik model haline getirilmiştir.

Sonlu elemanlar modelinin daha detaylı oluşturulabilmesi için Şekil 3.24'te görülen 4 düğüm noktalı tetrahedron (dört yüzlü) elemanlardan oluşturulmuştur.



Şekil 3.24 Tetrahedron eleman yapısı.

Daha önce bahsedildiği gibi sonlu elemanlar modeli oluşturulurken kullanılan eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu da artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süresi daha da artmakta ve bilgisayar kaynakları yeterli olamadığından analizin çözümü imkansız hale gelebilmektedir. Bununla birlikte daha önce yapılan analizlerde elde edilen sonuçlarda belli bir eleman boyutundan sonra çok küçük farklar oluşmaktadır. Bu sebeple bu çalışmada sonlu elemanlar modeli oluşturulurken yerine göre en yüksek 4,0 mm ve en düşük 0,5 mm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır (209). Eleman ağı oluşturulurken kritik bölgeler diğer bölgelere göre eleman ve düğüm noktası bakımından daha yoğun olarak modellenmiştir.

Parçalar "glue" bağlantı modeliyle birbirine bağlanmıştır. Bu bağlantı modeli, birbirine temas halindeki düğüm noktalarıyla lineer bir bağlantı kurarak yük aktarımını sağlamaktadır.

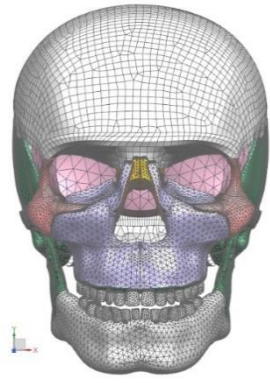
Her bir parçanın sonlu elemanlar modeli eleman ve düğüm noktalarının sayıları Tablo 3.1 'de verilmektedir. Modelin tamamında 635249 düğüm noktası ve tamamı tetrahedron olmak üzere 387858 eleman bulunmaktadır.

Ağ yapıları oluşturulmuş modellerin üç boyutlu görüntüleri Şekil 3.25'da gösterilmektedir.

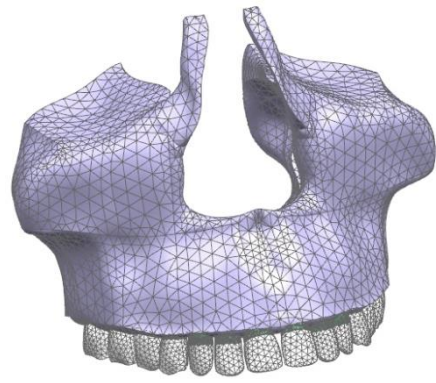
Tablo 3.1 Eleman ve düğüm noktası sayıları.

	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası Sayısı
<b>Kafatası Kemiği</b>	4817	4834
<b>Sağ Temporal Kemik</b>	10664	19077
<b>Sol Temporal Kemik</b>	10712	19712
<b>Sfenoid Kemik</b>	2480	4562
<b>Alt Çene Spongioz</b>	12987	24003
<b>Üst Çene Spongioz</b>	23451	40653
<b>Alt Çene Kortikal</b>	8990	18571
<b>Üst Çene Kortikal</b>	1339	3406
<b>Sağ Zigomatik Kemik</b>	4490	8183
<b>Sol Zigomatik Kemik</b>	4479	8179
<b>Alt Dişler</b>	15189	28619
<b>Üst Dişler</b>	13875	26183
<b>Alt PDL'ler</b>	94453	143346
<b>Üst PDL'ler</b>	69318	105394
<b>Burun</b>	10158	17744
<b>Artiküler Diskler</b>	8590	15979
<b>Üst Kıkırdaklar (TME)</b>	6437	13412
<b>Alt Kıkırdaklar (Kondil)</b>	4209	8637
<b>Frontomaksiller S.</b>	1421	2342
<b>Nazomaksiller S.</b>	2376	3874
<b>Frontonazal S.</b>	1872	3021
<b>Zigomatikotemporal S.</b>	1346	2208
<b>Zigomatikomaksiller S.</b>	35987	54995
<b>Pterigopalatin S.</b>	38206	58275
<b>Frontozigomatik S.</b>	12	40
<b>TOPLAM</b>	<b>387858</b>	<b>635249</b>

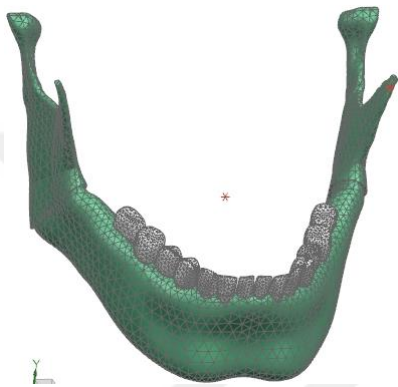




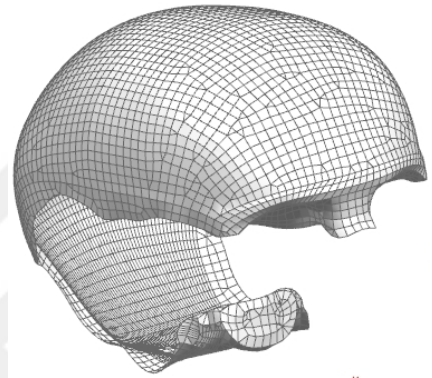
A



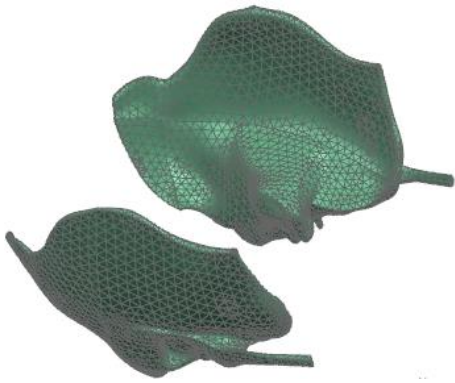
B



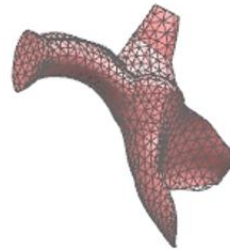
C



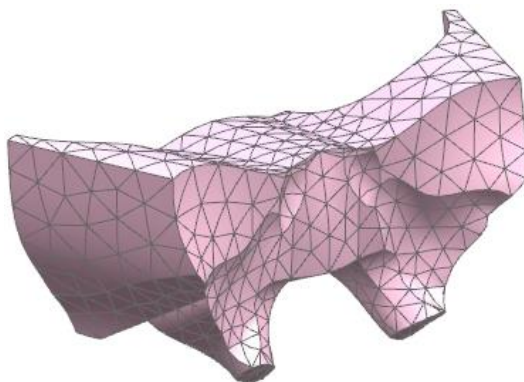
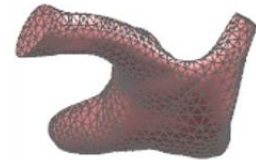
D



E



F

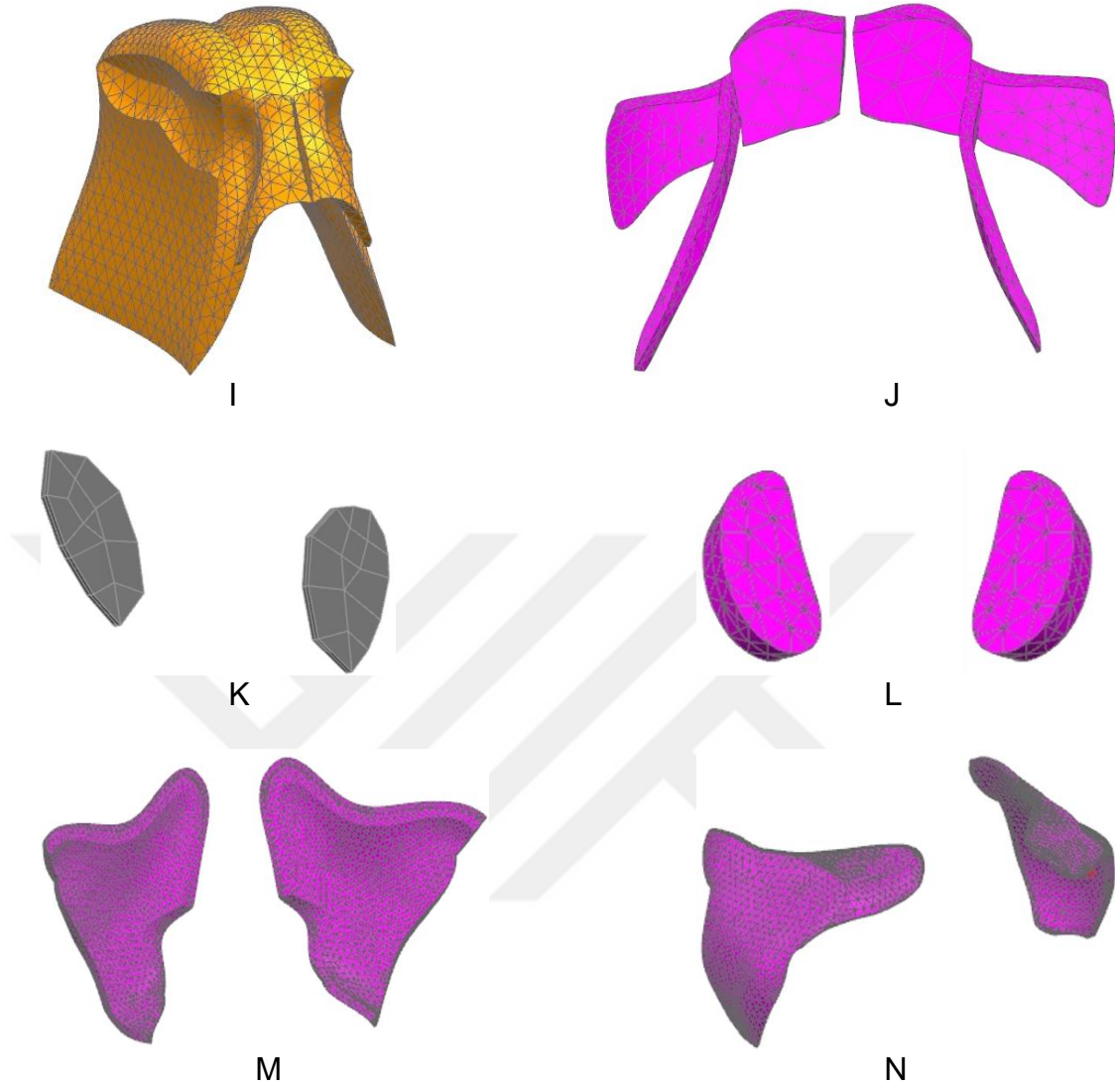


G



H





Şekil 3.25 A: Kraniyofasiyal sistemin, B: Üst çene ve üst çene dişlerinin sonlu elemanlar modeli, C: Alt çene ve alt çene dişlerinin sonlu elemanlar modeli, D: Kafatasının sonlu elemanlar modeli, E: Temporal kemiklerin sonlu elemanlar modeli, F: Zigomatik kemiklerin sonlu elemanlar modeli, G: Sfenoid kemiğin sonlu elemanlar modeli, H: Nazal kemiğin sonlu elemanlar modeli, I: Etmoid kemiğin sonlu elemanlar modeli, J: Frontomaksiller, Nasomaksiller ve Frontonazal suturların sonlu elemanlar modeli, K: Frontozigomatik suturun sonlu elemanlar modeli, L: Zigomatikotemporal suturun sonlu elemanlar modeli, M: Pterigopalatin suturun sonlu elemanlar modeli, N: Zigomatikomaksiller suturun sonlu elemanlar modeli.

### 3.4 Malzeme Özelliklerinin Programa Tanıtılması

Tablo 3.2’de komponentlerin malzeme değerleri verilmektedir. Tüm malzeme değerleri, yapılan önceki çalışmalardan alınmıştır (20, 23, 24, 203, 208, 210-216).

Tablo 3.2 Lineer malzemelerinin mekanik özellikleri.

	Elastisite Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
<b>Kortikal Kemik</b>	13700	0,3
<b>Spongioz Kemik</b>	7900	0,3
<b>Dişler</b>	20290	0,3
<b>PDL’ler</b>	7	0,49
<b>Kıkırdak</b>	0,79	0,49
<b>Artiküler Disk-Anterior</b>	10	0,4
<b>Artiküler Disk-Intermediate</b>	10,73	0,4
<b>Artiküler Disk-Posterior</b>	9	0,4
<b>Suturlar</b>	7	0,49
<b>Çelik Tel (Face-bow)</b>	200000	0,3
<b>Mini Plak</b>	105000	0,33
<b>Mini Vida</b>	105000	0,33
<b>Bağ Dokusu</b>	0,49	0,49
<b>Ligamentler</b>	0,49	0,49

Çalışmada TME ligamentleri yaylar olarak tanımlanmıştır. Ligament yay katsayısı=272,4 N/m olarak belirlenmiştir (217).

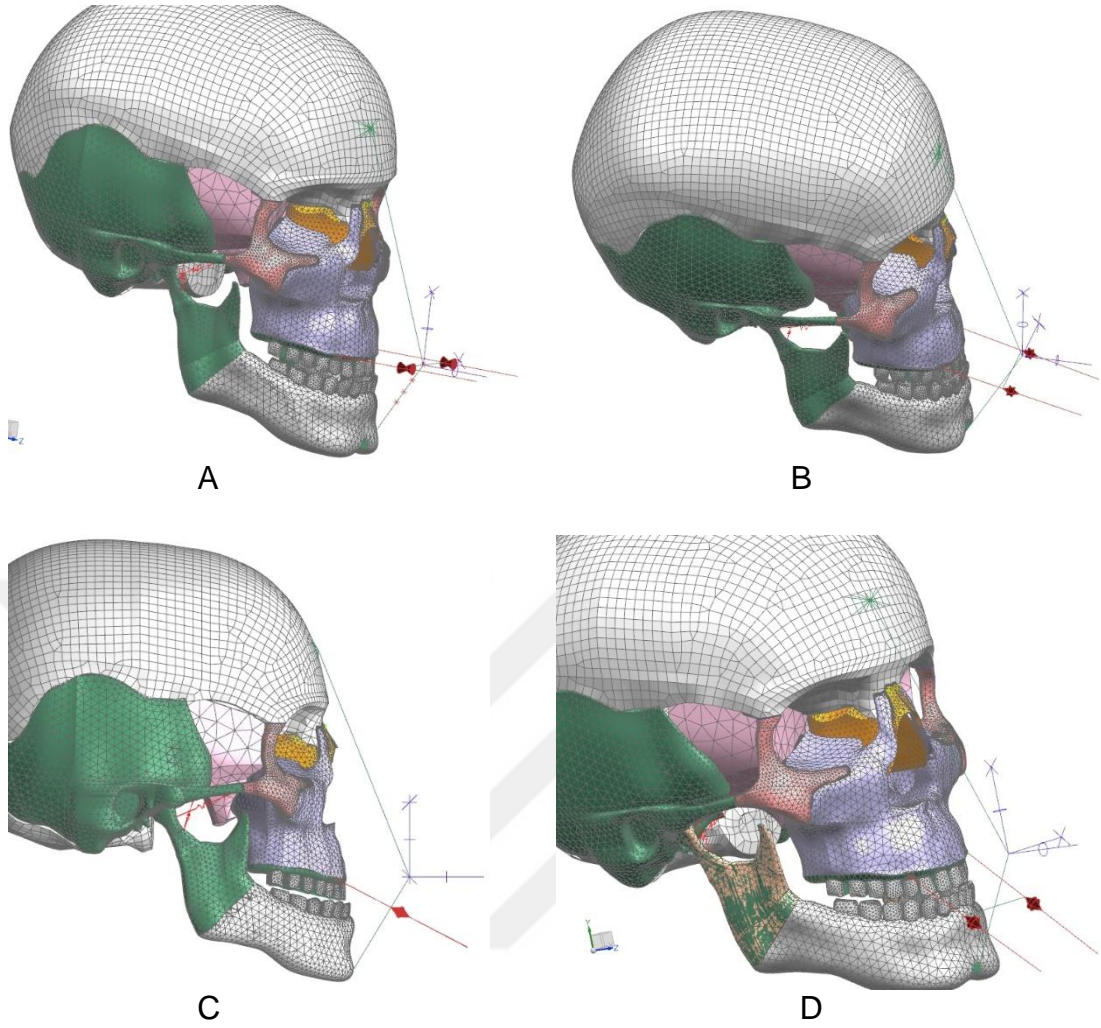
### 3.5 Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Kuvvetlerin Uygulanması

Çalışmada, Petit tipi yüz maskesi ile dişsel ağız içi ankraj ünitesi (PD), Petit tipi yüz maskesi ile iskeletsel ağız içi ankraj ünitesi (PI), Grummons tipi yüz maskesi ile dişsel ağız içi ankraj ünitesi (GD), Grummons tipi yüz maskesi ile iskeletsel ağız içi ankraj ünitesi (GI) ve Face-bow’lu Petit tipi yüz maskesi ile dişsel ağız içi ankraj ünitesi (FD) oluşturulan kafa modeline eklenerek beş

farklı sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Her bir model üzerinde dört farklı sınır koşulu (oklüzal düzlemden aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45°) tanımlanmış ve her bir sınır koşul için yüklemeler uygulanmıştır. Modeldeki parçalar artiküler diskler haricinde birbirlerine temas eden yüzeylerinden “glue” özelliği ile bağlanmışlardır. Artiküler diskler, alt ve üst kıkırdaklar arasına “contact” tanımlanmıştır. Oluşturulan modeller yüz maskelerinin kuvvet uygulamaya yarayan horizontal parçalarının tam ortasından sabitlenmiştir. Bu sayede uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal sisteme etki etmesi hem de apareylerin kafa modelinde ideal baskı oluşturması sağlanmıştır.

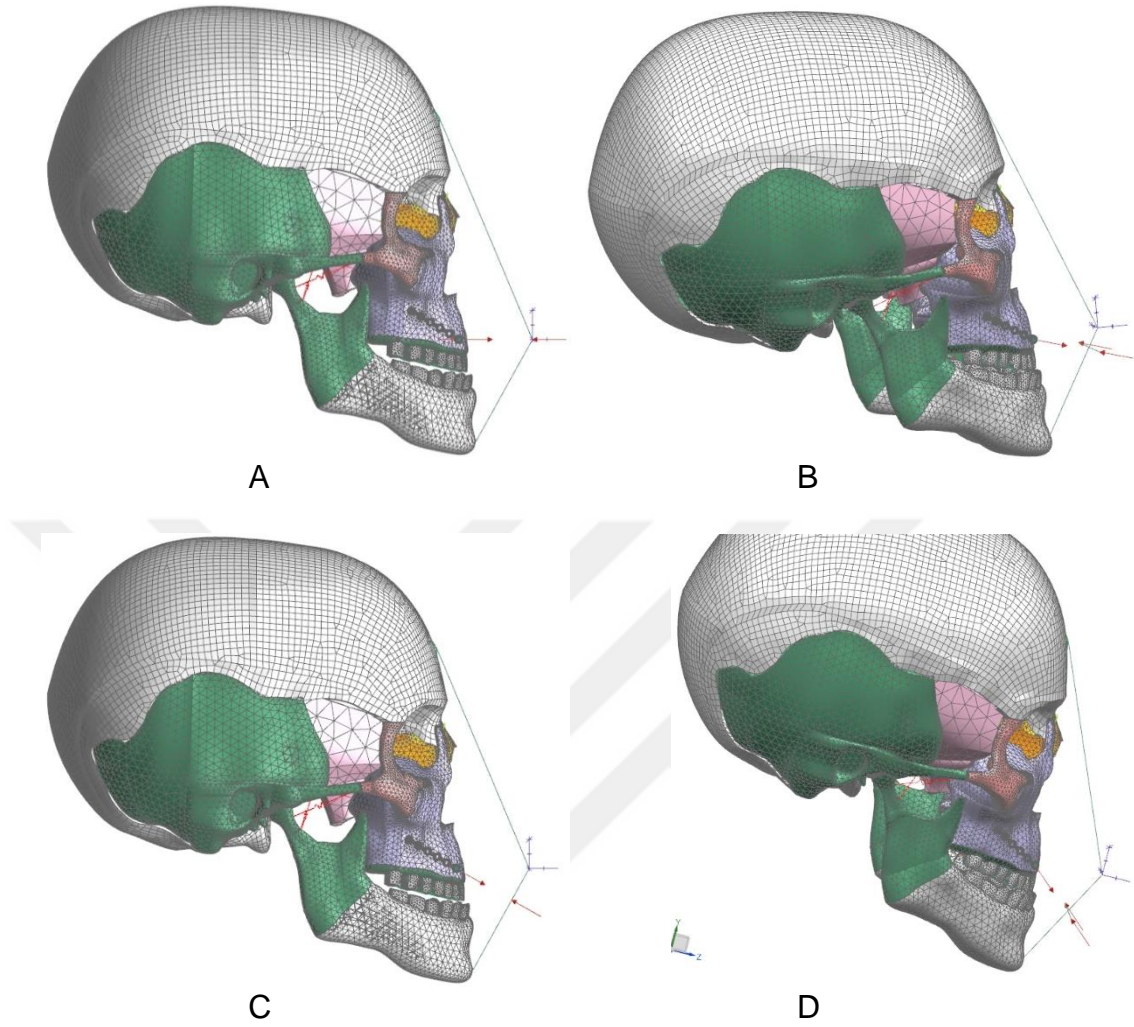
Çalışmamız 5 model üzerinde yürütülmüştür:

**1. Model: Dişsel ankraj ünitesinden Petit tipi yüz maskesi uygulanmış kafa-yüz modelinde** üst çene dişleri bir blok halinde modellenmiş ve üst çeneye her iki taraftan 500'er gf olmakla birlikte toplam 1000 gf kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet, kanin ve birinci premolar dişler arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarisından anterior yönde ve oklüzal düzlemlle aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45° açılar oluşturacak şekilde ayrı ayrı uygulanmıştır (Şekil 3.26).



Şekil 3.26 Diş destekli yüz maskesi simülasyonununun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.

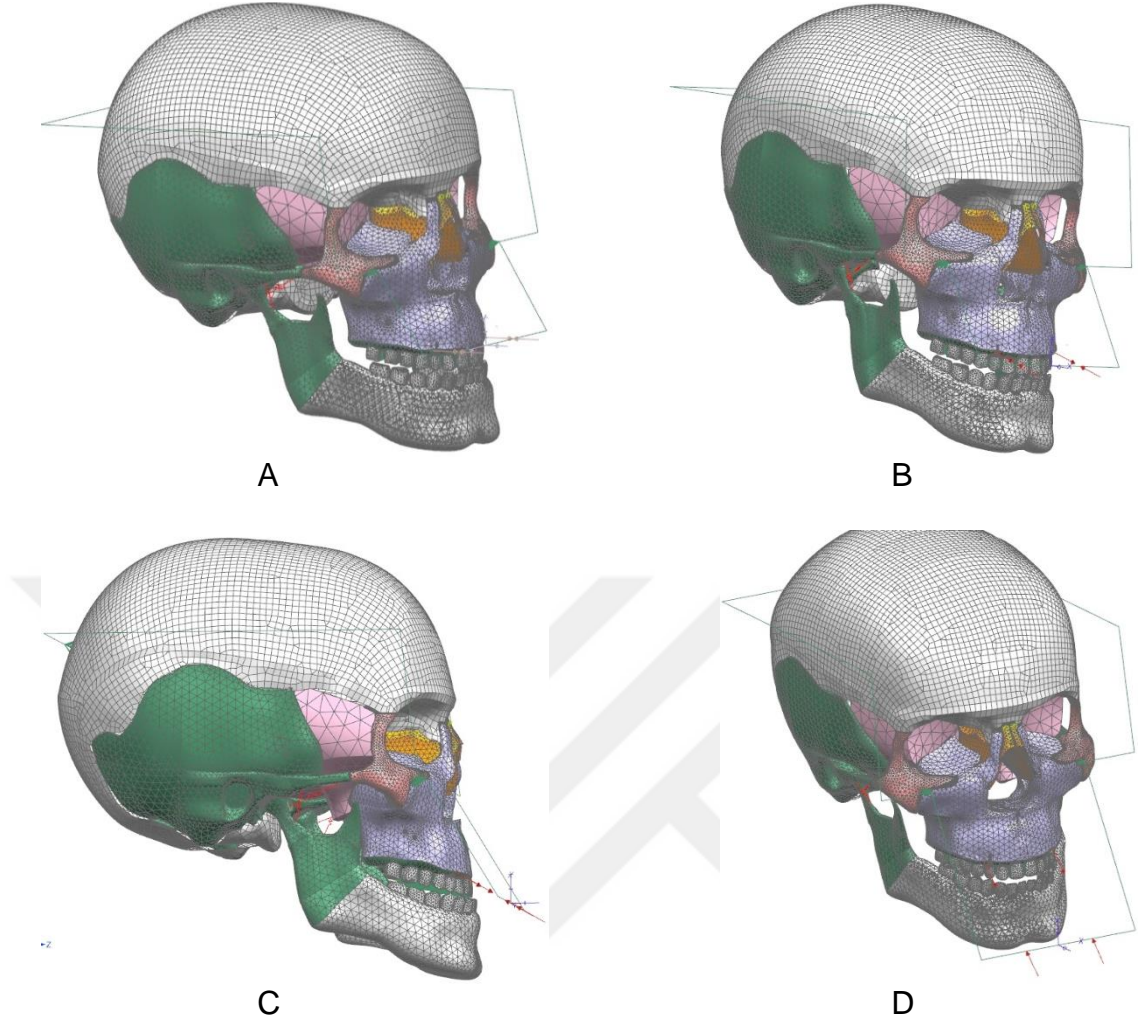
**2. Model: İskeletsel ankraj ünitesinden Petit tipi yüz maskesi uygulanmış kafa-yüz modelinde** cerrahi mini plaktan (kalınlık=0,8 mm, uzunluk=31,65 mm, delik çapı=2 mm, delik merkezleri arası=5,5mm, kurvatür=0,04 mm<sup>-1</sup>) infrazigomatik kreste iki adet 2x10 mm'lik mini vida ile sabitlenmiş ve kuvvet uygulanacak olan uç kısmı kanin ve birinci premolar dişler arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarısında olacak şekilde modellenmiştir. Mini plaklardan her iki taraftan 500'er gf olmakla birlikte toplam 1000 gf olacak şekilde anterior yönde ve oklüzal düzlemle aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45° açılar oluşturacak şekilde ayrı ayrı kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.27).



Şekil 3.27 İskelet destekli Petit tipi yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.

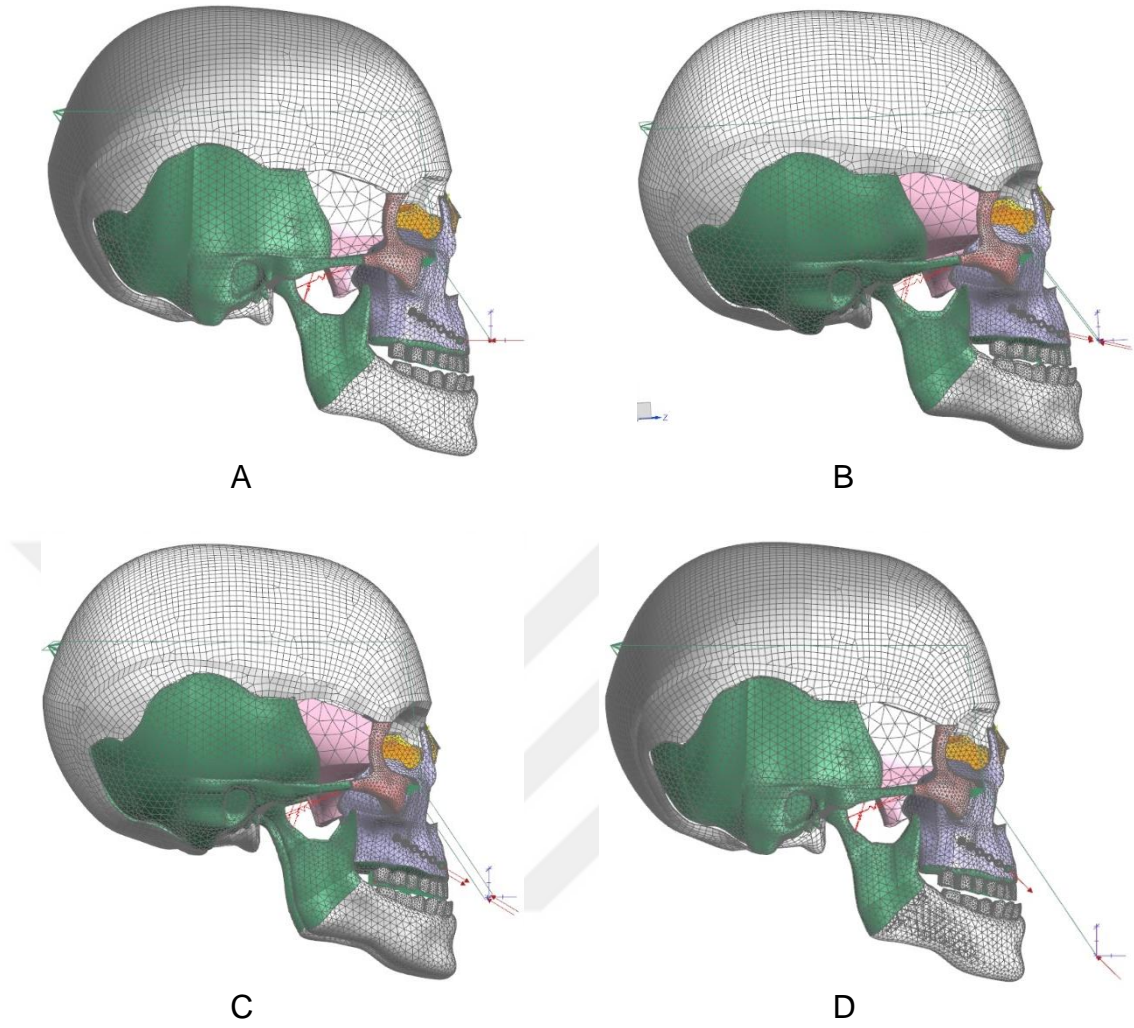
**3. Model: Dişsel ankraj ünitesinden Grummons tipi yüz maskesi uygulanmış kafa-yüz modelinde** üst çene dişleri bir blok halinde modellenmiş ve üst çeneye her iki taraftan 500'er gf olmakla birlikte toplam 1000 gf kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet, kanin ve birinci premolar dişler arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarisından anterior yönde ve oklüzal düzlemle aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45° açılar oluşturacak şekilde ayrı ayrı uygulanmıştır (Şekil 3.28).





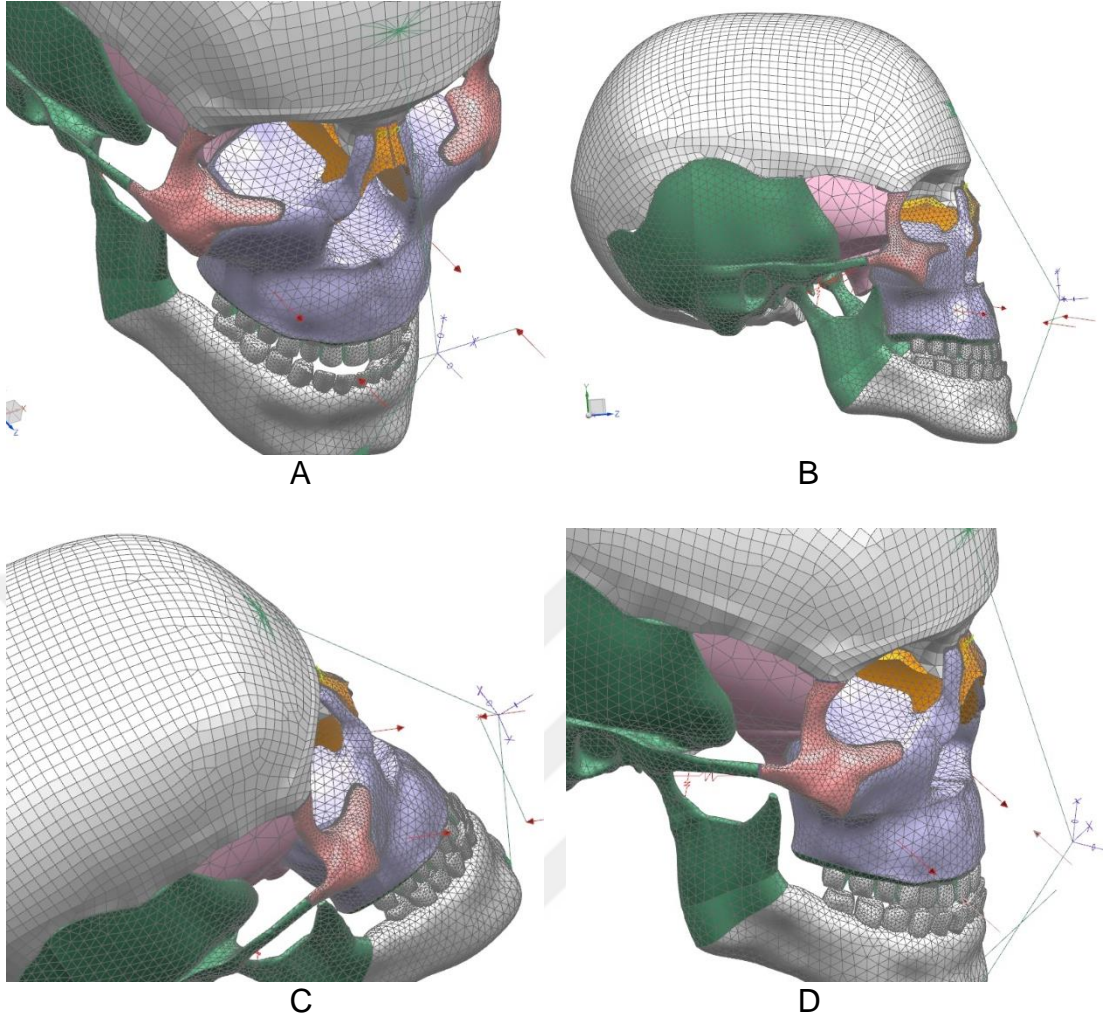
Şekil 3.28 Diş destekli Grummons tipi yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.

**4. Model: İskeletsel ankrāj ünitesinden Petit tipi yüz maskesi uygulanmış kafa-yüz modelinde** cerrahi mini plaklar (kalınlık=0,8 mm, uzunluk=31,65 mm, delik çapı=2 mm, delik merkezleri arası=5,5mm, kurvatür=0,04 mm<sup>-1</sup>) infrazigomatik krestlere ikişer adet 2x10 mm'lik mini vida ile sabitlenmiş ve kuvvet uygulanacak olan uç kısmı kanin ve birinci premolar dişler arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarısında olacak şekilde modellenmiştir. Mini plaklardan her iki taraftan 500'er gf olmakla birlikte toplam 1000 gf olacak şekilde anterior yönde ve oklüzal düzlemlerle aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45° açılar oluşturacak şekilde ayrı ayrı kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.29).



Şekil 3.29 İskelet destekli Grummons tipi yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.

**5. Model: Dişsel ankraj ünitesinden Petit tipi face-bow'lu yüz maskesi uygulanmış kafa-yüz modelinde** üst çene dişleri bir blok halinde modellenmiş ve face-bow premolar dişlerin vestibülünden dişsel ankraj ünitesine adapte olacak ve dış kol parçasının kuvvet uygulanacak uç kısmı premolar dişlerin kök uçları hizasına gelecek şekilde modellenmiştir. Dış kol olarak modellenen kısımlardan her iki taraftan 500'er gf olmakla birlikte toplam 1000 gf kuvvet anterior yönde ve oklüzal düzlemle aşağıya doğru 0°, 15°, 30°, 45° açılar oluşturacak şekilde ayrı ayrı uygulanmıştır. (Şekil 3.30)



Şekil 3.30 Diş destekli Petit tipi face-bow'lu yüz maskesi simülasyonunun sınır koşulları ve yükleme durumu. A: 0°, B: 15°, C: 30°, D: 45°.

### 3.6 Sonlu Elemanlar Problemlerinin Çözümü

Sonlu elemanlar probleminin çözümü için çok çeşitli çözücü yazılımlar bulunmaktadır. Bu çalışmada kırk yılı aşkın süredir medikal cihazlarda, otomotiv, elektronik, havacılık ve uzay endüstrilerinde kullanılan bir sonlu elemanlar analizi çözümleyicisidir. 1960'lı yılların sonlarından beri NASA tarafından kullanılmaktadır. Analizler lineer olarak kuvvetin uygulandığı ilk anda oluşan değişimler için uygulanmıştır.



### 3.7 Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması

NX Nastran ile çözüm sonucunda çıktı dosyaları kullanılarak şekil değişimi ve gerilmeler görselleştirilmiştir. Şekil değişimi mm cinsinden ve minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilmeleri ise Mpa biriminden elde edilmiştir. Asal ve Von Mises gerilme dağılımı sünek izotropik malzemelerde (malzeme değeri yönden bağımsız olan) değerlendirme kriteri olarak kullanılan, yönden bağımsız gerilme değeridir. Parçalarda oluşabilecek hasar, hesaplanan gerilmelerin akma, yorulma veya kopma değerleri gerilmelerin üzerinde olmasıyla oluşmaktadır. Akma ve kopma gerilme değerleri testler ile elde edilen değerlerdir. Yorulma limitleri de gerilme miktarı ve tekrar cinsinden elde edilmektedir. Çekme testi deneyiyle malzemenin akma ve kopma sınır değerleri elde edilmektedir. Yorulma testiyle malzeme belirli bir gerilme altında yüklenip bırakılarak elde edilmektedir. Böylece malzeme kaç tekrardan sonra kırılıyor sorusuna cevap alınmaktadır. Farklı gerilmeler altında bu test uygulanarak S-N eğrisi elde edilmektedir.

S-N eğrisi malzeme, üretim yöntemleri, ortam şartları ve ısıl işlemlere bağlı olarak çok çeşitlilik göstermektedir. Yani aynı malzeme özellikleri sahip iki farklı numune, üretim yöntemindeki ufak bir değişiklik ile birbiri arasında ömür farklılığı oluşturabilmektedir. Örneğin aynı malzeme, aynı gerilme değeri ve farklı bir son işlem durumundaki ömrü 1.000.000 tekrarken son işlemdeki bir değişiklik ile ömrü 10.000 tekrara düşebilmektedir. Bu sebeple gerilme analiz değerleri değerlendirilirken malzemelerin aynı limit değerlere sahip olduğu kabul edilmelidir.

Şekillerde şekil değişimi dağılımı, minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı renklendirme yöntemiyle gösterilmiştir. Her renk bir değer aralığını göstermektedir. Bu değer aralığı da sol taraftaki skala ile gösterilmektedir. Koyu mavi renkten kırmızıya doğru gerilme değerleri artmaktadır (Şekil 3.31) (145).



## 4 BULGULAR

### 4.1 Kafa-yüz Sisteminin Tümünde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde dişsel (D) ve iskeletsel (İ) ankrajlı Petit (P), Grummons (G) ve Face-bow'lu Petit (F) tipi yüz maskeleri ile 1000 gf maksiller protraksiyon kuvveti uygulanması sonucu tüm kafa yüz sisteminde oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.1'de görülmektedir.

Tablo 4.1 Kafa-yüz sisteminin tümünde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	2,161 ile -4,853	7,907 ile -1,180	5,382 ile 0
<b>PD 15°</b>	1,831 ile -4,668	8,434 ile -1,011	6,633 ile 0
<b>PD 30°</b>	2,418 ile -4,136	10,893 ile -1,003	7,998 ile 0
<b>PD 45°</b>	2,824 ile -6,444	13,87 ile -1,46	10,216 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	4,39 ile -48,73	28,39 ile -7,25	35,98 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	1,8 ile -26,09	10,66 ile -4,43	19,81 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,532 ile -8,388	3,225 ile -1,602	6,389 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	2,08 ile -20,83	12,39 ile -3,02	21,21 ile 0
<b>GD 0°</b>	7,95 ile -28,31	30,46 ile -6,35	22,33 ile 0
<b>GD 15°</b>	7,08 ile -25,54	27,05 ile -5,61	19,95 ile 0
<b>GD 30°</b>	5,62 ile -20,80	21,39 ile -4,39	16,29 ile 0
<b>GD 45°</b>	3,75 ile -14,9	14,32 ile -3,18	11,694 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	7,15 ile -46,98	26,61 ile -7,27	36,19 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	6,05 ile -26,72	23,05 ile -4,78	20,30 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	4,54 ile -17,03	17,24 ile -3,57	13,38 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	2,85 ile -23,53	15,62 ile -3,4	24,55 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,652 ile -4,666	2,232 ile -0,98	5,382 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,798 ile -4,673	2,618 ile -0,891	5,091 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,851 ile -3,913	2,931 ile -0,875	4,341 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,154 ile -0,939	0,558 ile -0,312	0,893 ile 0

Tüm modellerde minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilmelerinde homojene yakın bir dağılım gözlenmiştir (Şekil 4.1-15).

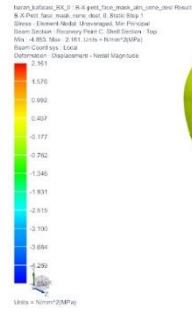
Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucu, alın, kondil boynu, temporal kemiğin ön yüzü ve frontal kemik komşuluğu, maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzü ve maksilla-nazal-frontal kemik komşuluğu çevresinde; Grummons modellerinde ise suborbital pedlerin temas ettiği bölge, oksipital kemik, maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzü, maksilla-nazal kemik komşuluğu çevresi; iskeletsel ankraj kullanılan modellerde ise infrazigomatik krest çevresinde en yüksek maksimum asal ve en düşük minimum asal gerilmeler gözlenmiştir (Şekil 4.1-6, 13-15).

En yüksek maksimum asal gerilme değerleri tüm modellerde temporal-frontal kemik sınırı, maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzünün lateral kısımları ve iskeletsel ankraj modellerinde infrazigomatik krest çevresinde gözlenmiştir. Bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerdeki etkin gerilme tipi çekme gerilmesidir (Şekil 4.3-15).

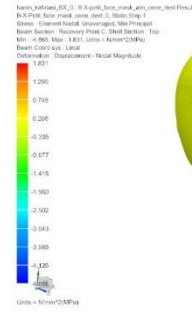
Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde en düşük minimum asal gerilme değerleri çene ucu, alın, kondil boynu, temporal kemiğin ön yüzü ve maksilla-nazal-frontal kemik komşuluğu çevresinde gözlenmiş ve bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğu için bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir.

Grummons modellerinde en düşük minimum asal gerilme değerleri suborbital pedlerin temas ettiği bölgeler, oksipital kemik, temporal kemiğin ön yüzü ve maksilla-nazal-frontal kemik komşuluğu çevresinde gözlenmiş ve bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğu için bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.7-12).

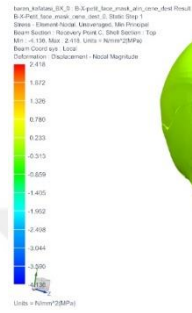
Von Mises gerilmelerinin Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde homojen bir dağılım gösterirken, Grummons modellerinde suborbital bölgelerde yüksek değerler gözlenmiştir (Şekil 4.3-15).



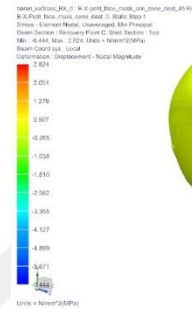
PD 0° Minimum Asal Gerilme



PD 15° Minimum Asal Gerilme

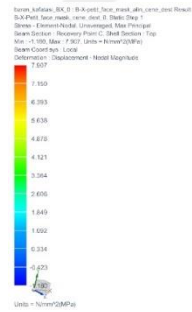


PD 30° Minimum Asal Gerilme

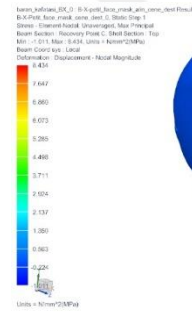


PD 45° Minimum Asal Gerilme

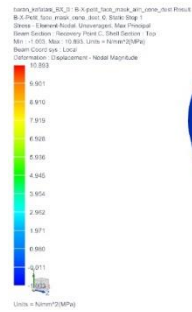
Şekil 4.1 PD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.



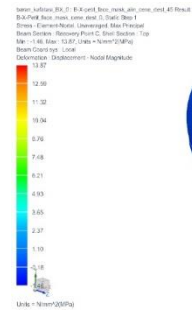
PD 0° Maksimum Asal Gerilme



PD 15° Maksimum Asal Gerilme

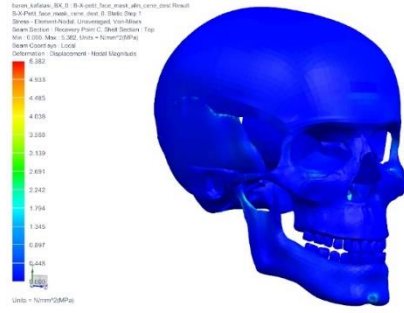


PD 30° Maksimum Asal Gerilme

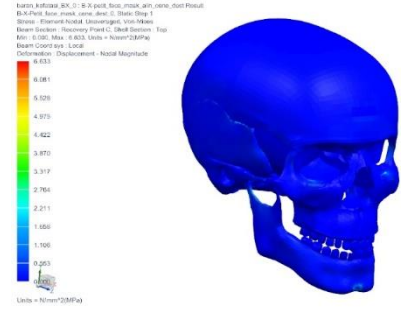


PD 45° Maksimum Asal Gerilme

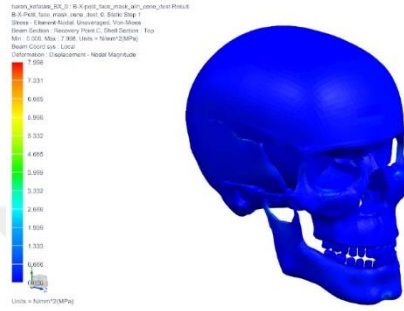
Şekil 4.2 PD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



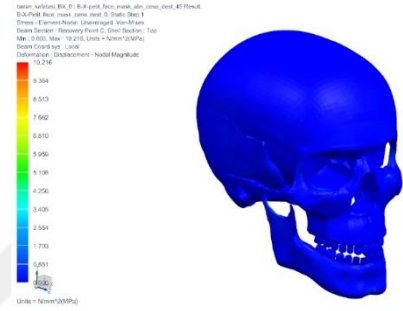
PD 0° Von Mises



PD 15° Von Mises

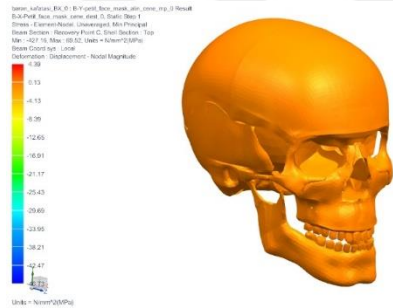


PD 30° Von Mises

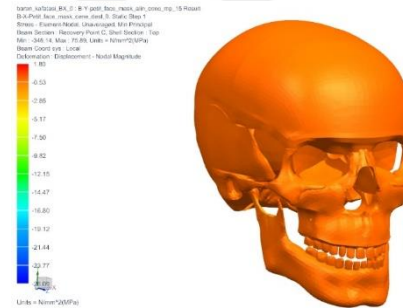


PD 45° Von Mises

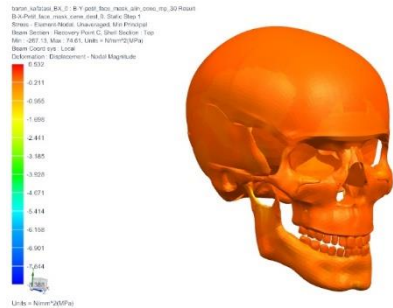
Şekil 4.3 PD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri.



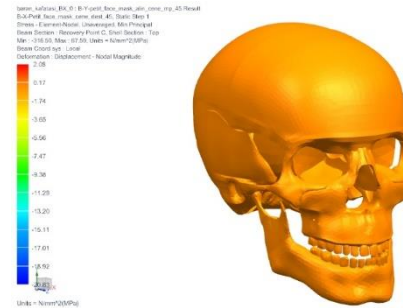
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme

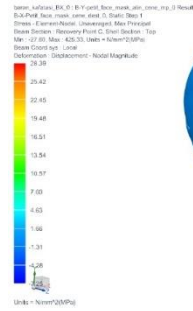


Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

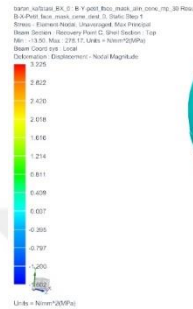


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.4 Pİ 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.

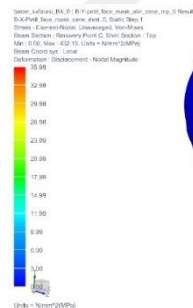


P1 0° Maksimum Asal Gerilme

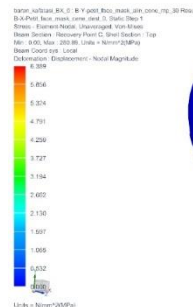


P1 30° Maksimum Asal Gerilme

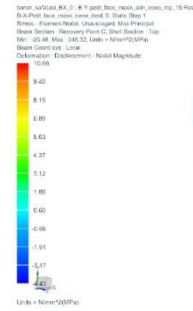
Şekil 4.5 P1 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



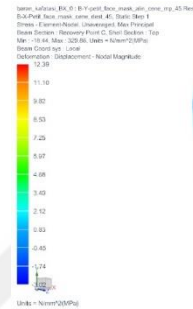
P1 0° Von Mises



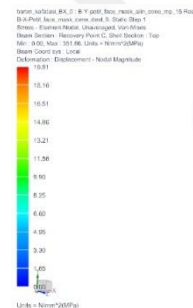
P1 30° Von Mises



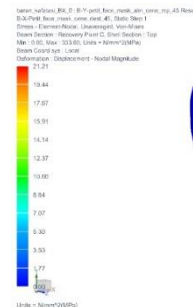
P1 15° Maksimum Asal Gerilme



P1 45° Maksimum Asal Gerilme



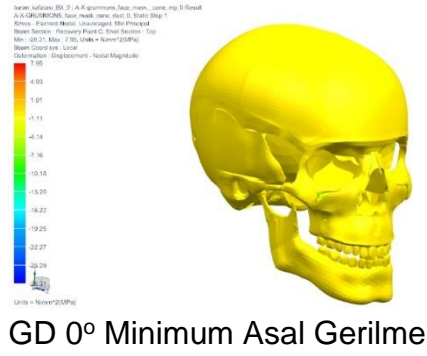
P1 15° Von Mises



P1 45° Von Mises

Şekil 4.6 P1 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri.





GD 0° Minimum Asal Gerilme



GD 15° Minimum Asal Gerilme



GD 30° Minimum Asal Gerilme



GD 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.7 GD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.



GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme



GD 30° Maksimum Asal Gerilme



GD 45° Maksimum Asal Gerilme

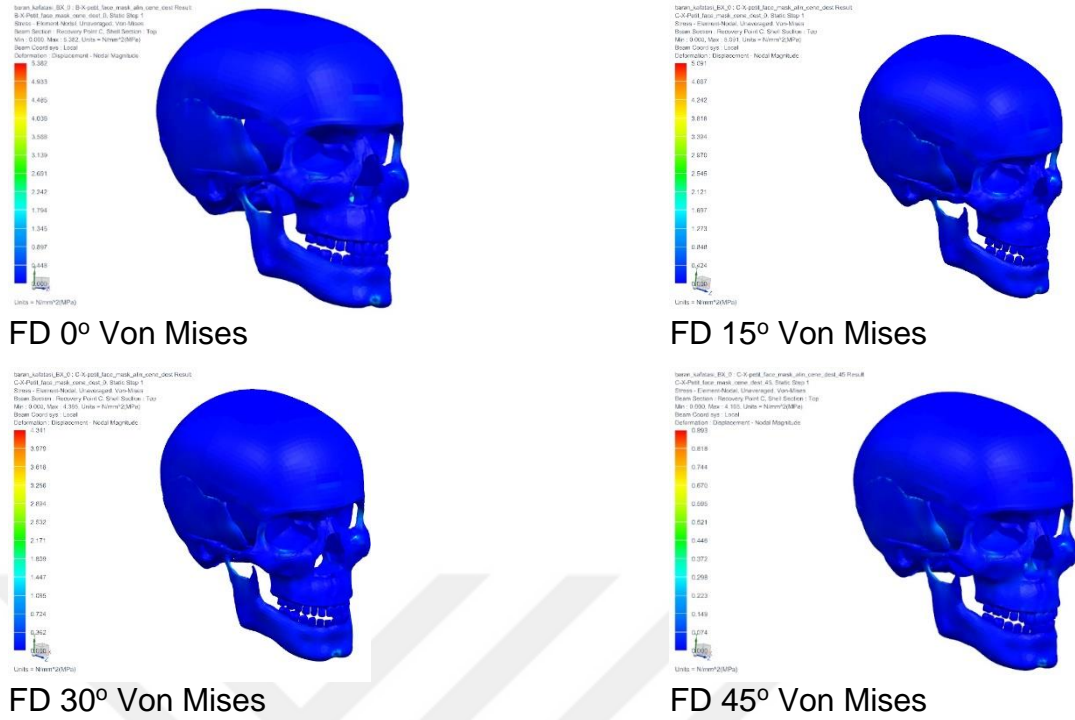
Şekil 4.8 GD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen minimum asal gerilme değerleri.











Şekil 4.15 FD 0° - 45° modelleri için tüm kafa-yüz sisteminde görülen Von Mises gerilme değerleri.

## 4.2 Maksillada Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme ve Maksillanın Sagittal ve Vertikal Yönde Yer Değiştirme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde maksillada oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.2'de görülmektedir.

Tablo 4.2 Maksillada görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,231 ile -0,406	1,045 ile -0,097	0,749 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,222 ile -0,404	1,008 ile -0,075	0,733 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,196 ile -0,370	0,895 ile -0,068	0,674 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,158 ile -0,337	0,737 ile -0,070	0,580 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	4,39 ile -48,73	28,39 ile -7,23	35,98 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	1,8 ile -26,09	10,66 ile -4,43	19,81 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,532 ile -8,388	3,225 ile -1,602	6,389 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	2,08 ile -20,83	12,39 ile -3,02	21,21 ile 0
<b>GD 0°</b>	3,25 ile -14,85	14,81 ile -2,23	11,739 ile 0
<b>GD 15°</b>	2,99 ile -13,37	13,10 ile -1,98	10,584 ile 0
<b>GD 30°</b>	2,46 ile -10,74	10,24 ile -2,34	8,542 ile 0
<b>GD 45°</b>	1,66 ile -10,79	8,492 ile -3,177	7,489 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	4,42 ile -46,98	26,61 ile -7,27	36,19 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	2,55 ile -26,72	11,19 ile -4,51	20,30 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	1,980 ile -9,438	8,127 ile -1,333	7,383 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	2,37 ile -23,53	15,62 ile -3,4	24,55 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,220 ile -0,421	1,009 ile -0,112	0,770 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,219 ile -0,446	1,012 ile -0,112	0,786 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,180 ile -0,410	0,849 ile -0,101	0,681 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,105 ile -0,210	0,355 ile -0,072	0,391 ile 0

En düşük minimum asal gerilme değerleri tüm modellerde, maksilla-nazal-frontal kemik komşuluğu çevresinde ve bunlara ek olarak Grummons modellerinde apareyin suborbital parçalarının temas ettiği bölgelerde görülmektedir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.16-30).

En yüksek maksimum asal gerilme değerleri tüm modellerde anterior maksilla ve maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzünün lateral kısımlarında gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.16-30).

İskeletsel ankraj modellerinde infrazigomatik krest bölgesi, dişsel ankraj modellerinde kanin-premolar bölgede daha yüksek olmak üzere üst dişlerin etkisiyle alveolar krette minimum ve maksimum asal gerilme değerlerinin yoğunlaştığı görülmektedir. Mini vidaların yerleştirildiği yuvaların mezial, anterior diş soketlerinin vestibul ve posterior diş soketlerinin mezial taraflarındaki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir. Mini vidaların yerleştirildiği yuvaların distal, anterior diş soketlerinin palatinal ve posterior diş soketlerinin distal taraflarındaki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.16-30).

Von Mises gerilmelerinin Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde homojen bir dağılım gösterirken, Grummons modellerinde suborbital bölgelerde yüksek değerler gözlenmiştir. İskeletsel ankraj modellerinde infrazigomatik krest bölgesi, dişsel ankraj uygulananlarda kanin-premolar bölgede daha yüksek olmak üzere üst dişlerdir (Şekil 4.16-30).



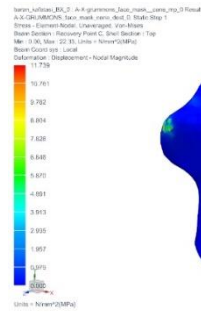




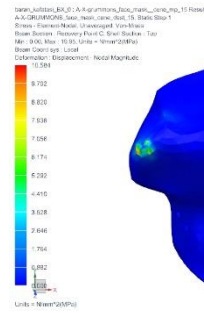




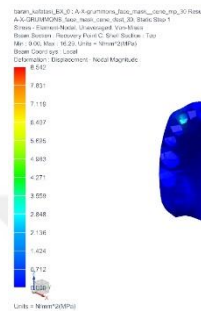




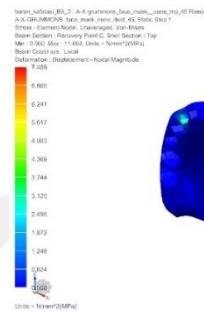
GD 0° Von Mises



GD 15° Von Mises

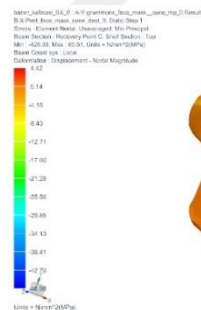


GD 30° Von Mises

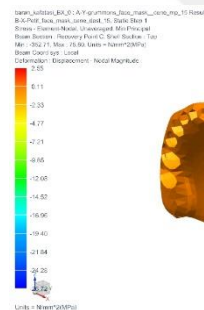


GD 45° Von Mises

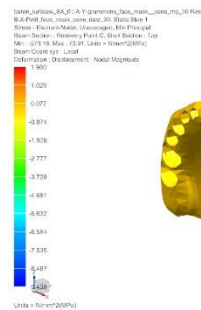
Şekil 4.24 GD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen Von Mises gerilme değerleri.



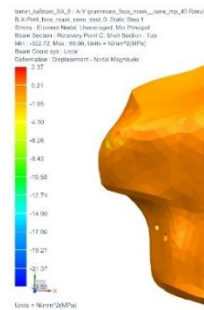
Gİ 0° Minimum Asal Gerilme



Gİ 15° Minimum Asal Gerilme



Gİ 30° Minimum Asal Gerilme

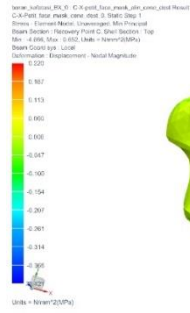


Gİ 45° Minimum Asal Gerilme

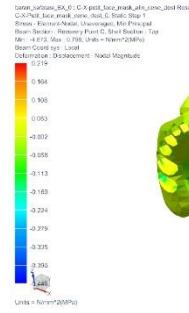
Şekil 4.25 Gİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri.



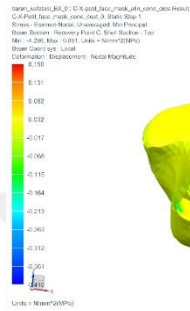




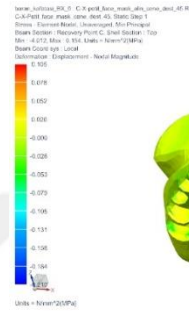
FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme

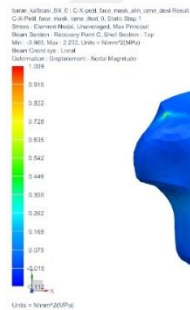


FD 30° Minimum Asal Gerilme

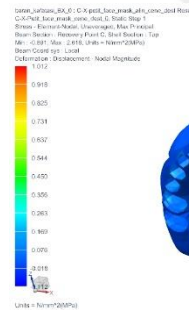


FD 45° Minimum Asal Gerilme

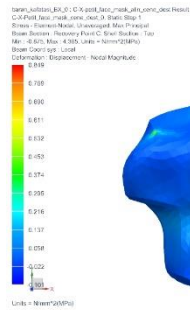
Şekil 4.28 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal gerilme değerleri.



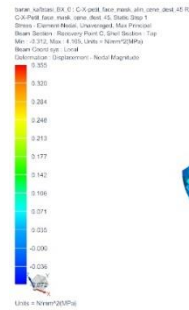
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

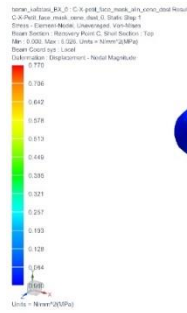


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

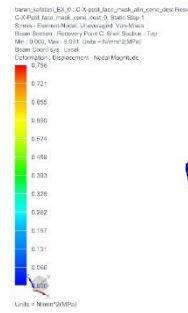


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

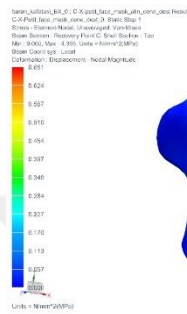
Şekil 4.29 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen maksimum asal gerilme değerleri.



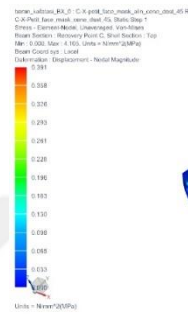
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



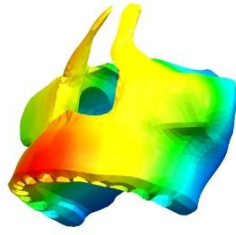
FD 45° Von Mises

Şekil 4.30 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen minimum asal, maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

Oluşturulan modellerde protraksiyon kuvvetinin uygulandığı ilk anda oluşan sagittal ve vertikal yöndeki şekil değişimleri değerlendirildiği için elde edilen sonuçlar çok düşük çıkmış olup modeller arasında anlamlı bir fark oluşmamıştır. Şekil 4.31-35'teki veriler modellerde meydana gelen sagittal ve vertikal yöndeki hareket miktarından ziyade hareketin karakteristiğini değerlendirmek açısından önemlidir.

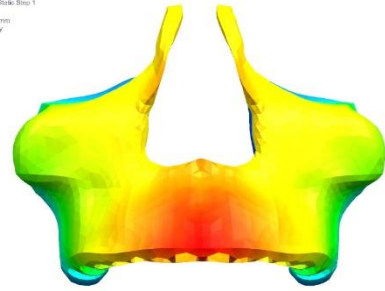
Sagittal ve vertikal yönde en fazla yer değiştirme anterior maksillada alveolar bölgede gözlenirken, sagittal yönde en az yer değiştirme nazal kemiğe komşu bölgelerde, vertikal yönde ise maksillanın posterior sınırında gözlenmiştir. Maksillanın ileri hareketi sırasında en fazla saat yönünün tersine rotasyon GD 0° modelinde gözlenirken, paralele en yakın hareket FD 45° modelinde gözlenmiştir (Şekil 4.31-35).

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.00091 Max: 0.1102 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Y



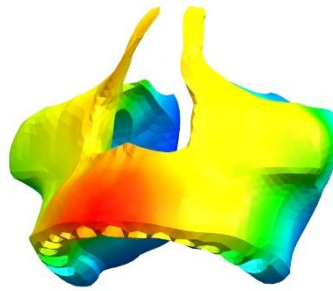
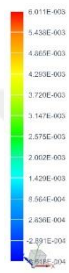
PD 0° Vertikal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.0084 Max: 0.0203 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Y



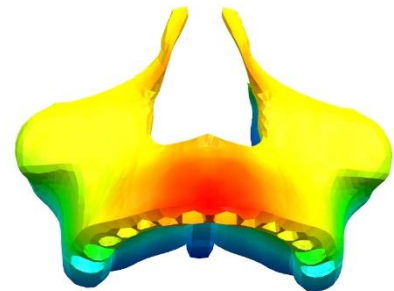
PD 15° Vertikal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.00075 Max: 0.0277 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Y



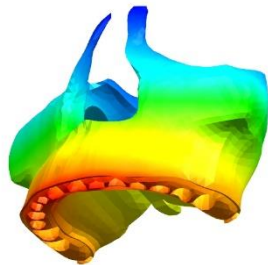
PD 30° Vertikal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.0003 Max: 0.0081 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Y



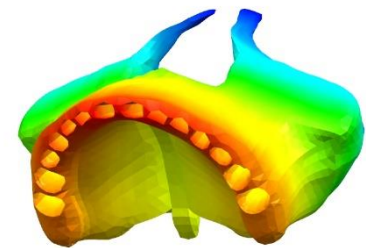
PD 45° Vertikal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.02297 Max: 0.0162 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Z



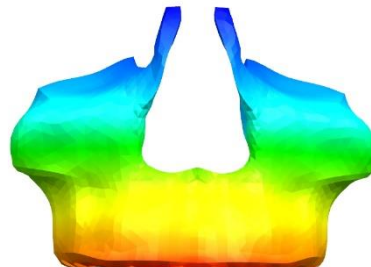
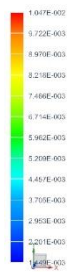
PD 0° Sagittal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.0222 Max: 0.0141 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Z



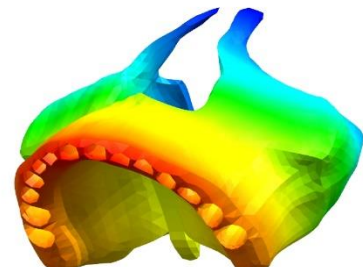
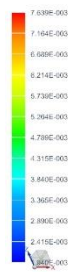
PD 15° Sagittal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.0002 Max: 0.0113 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Z



PD 30° Sagittal

Barın Kafatası\_BK\_0: B-X:post; face; mask; aln; cene; diş Result  
B-X:Post; face; mask; aln; cene; diş Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.0073 Max: 0.0081 Units = mm  
Deformation: Displacement - Nodal Z

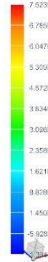


PD 45° Sagittal

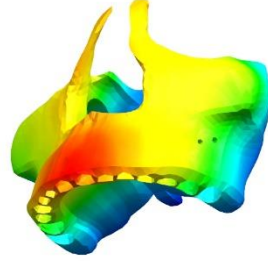
Şekil 4.31 PD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.



İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 0 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_03, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Y  
 Min: -0.209, Max: 0.285, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Magnitude

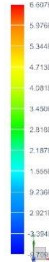


Units = mm

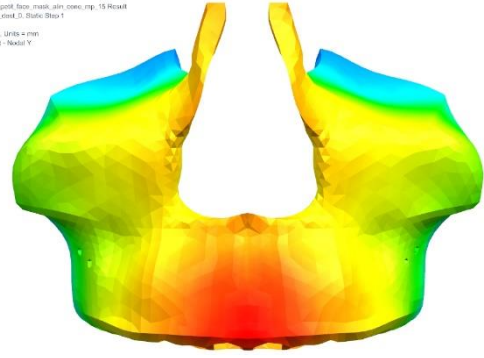


Pİ 0° Vertikal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 15 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_03, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Y  
 Min: -0.3074, Max: 0.29115, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Y



Units = mm

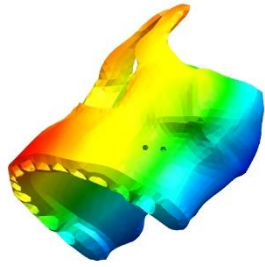


Pİ 15° Vertikal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 30 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_03, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Y  
 Min: -0.119, Max: 0.205, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Y



Units = mm

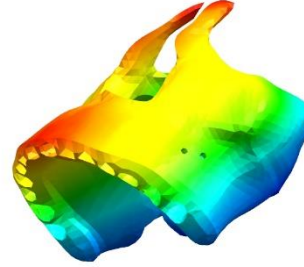


Pİ 30° Vertikal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 45 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_05, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Y  
 Min: -0.281, Max: 0.206, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Magnitude



Units = mm

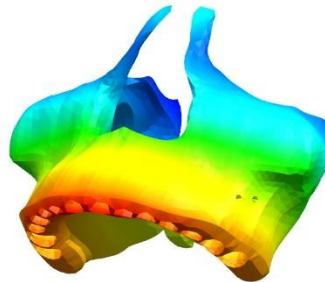


Pİ 45° Vertikal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 0 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_03, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Z  
 Min: -0.219, Max: 0.589, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Magnitude



Units = mm

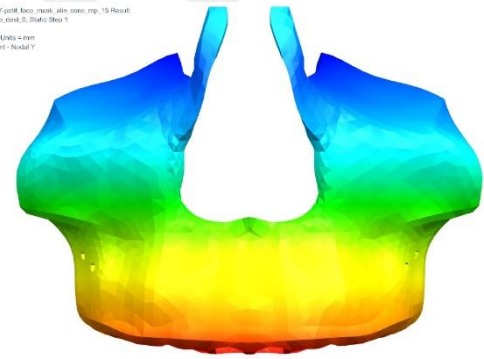


Pİ 0° Sagittal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 15 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_03, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Z  
 Min: -0.219, Max: 0.477, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Y

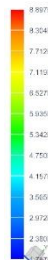


Units = mm

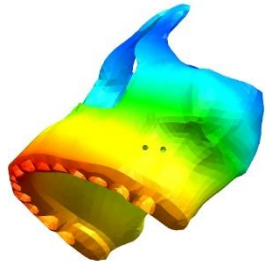


Pİ 15° Sagittal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 30 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_03, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Z  
 Min: -0.077, Max: 0.387, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Y



Units = mm

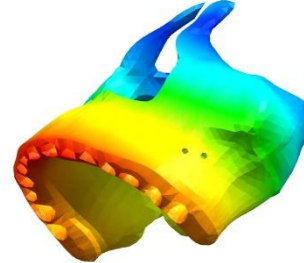


Pİ 30° Sagittal

İçerik: kalıtımsız, İK: 0, İ: Y: profil, face, maski, alın, cıvata, mp, 45 Result  
 B X: Profil, face, maski, cıvata, cıvata\_05, Statik Step 1  
 Deplasman: -Nodal, Z  
 Min: -0.076, Max: 0.256, Units = mm  
 Deformasyon: Deplasman - Nodal Magnitude



Units = mm

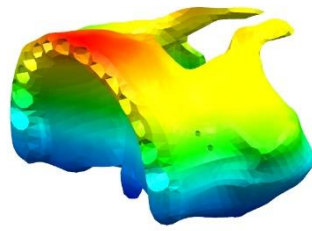


Pİ 45° Sagittal

Şekil 4.32 Pİ 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

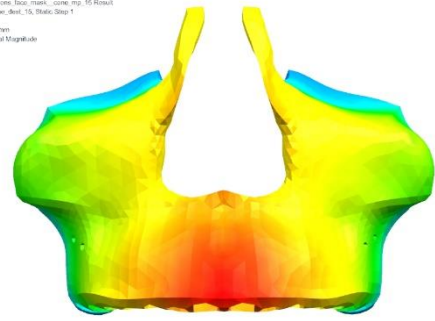


batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.5.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_0\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.130 Max: 0.0227 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



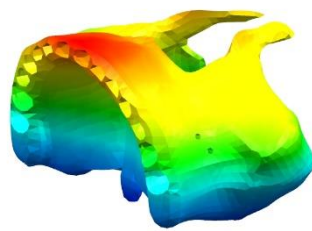
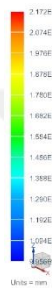
GD 0° Vertikal

batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.15.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_15\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.121 Max: 0.0225 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



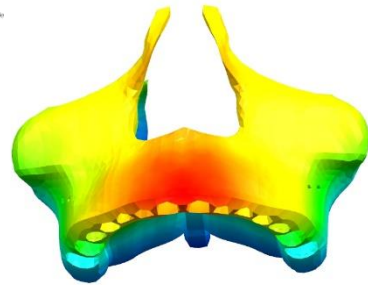
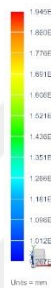
GD 15° Vertikal

batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.30.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_30\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.109 Max: 0.0222 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



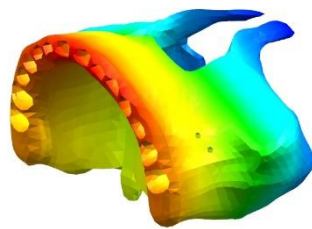
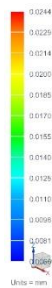
GD 30° Vertikal

batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.45.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_45\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.0978 Max: 0.0198 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



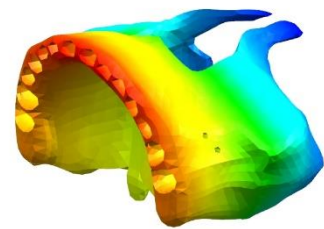
GD 45° Vertikal

batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.5.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_0\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.106 Max: 0.0226 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



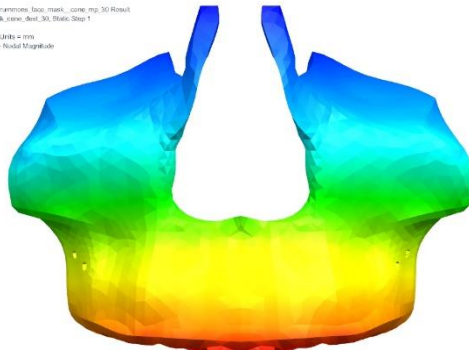
GD 0° Sagittal

batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.15.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_15\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.100 Max: 0.0225 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



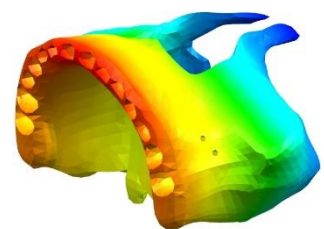
GD 15° Sagittal

batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.30.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_30\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.0907 Max: 0.0216 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



GD 30° Sagittal

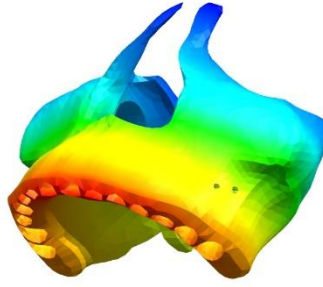
batın\_kafatası\_RX\_0 : A-X-grimmens\_foos\_mask\_come.mp.45.Result  
 A-X-GRIMMENS\_Scns\_mask\_come\_dest\_45\_Statik.Step.1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.0796 Max: 0.0195 Units = mm  
 Deformasyon - Nökal Magnitude



GD 45° Sagittal

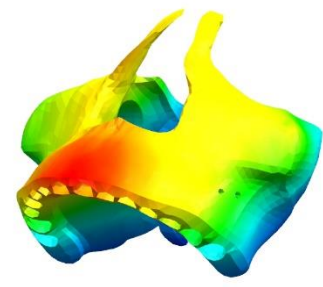
Şekil 4.33 GD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.5.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_30\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Z  
Min : -0.207, Max : 0.550, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Magnitude



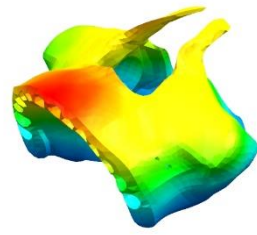
Gi 0° Vertikal

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.15.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_15\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Y  
Min : -0.150, Max : 0.110, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Magnitude



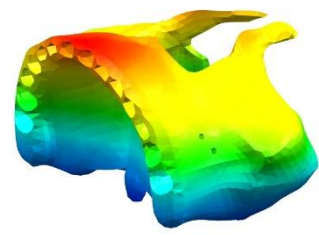
Gi 15° Vertikal

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.30.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_30\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Y  
Min : -0.118, Max : 0.075, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Y



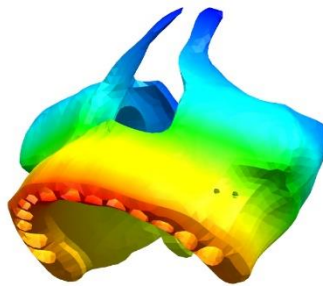
Gi 30° Vertikal

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.45.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_45\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Y  
Min : -0.293, Max : 0.196, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Magnitude



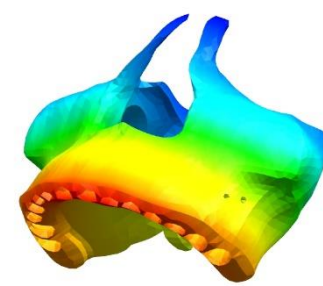
Gi 45° Vertikal

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.5.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_3\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Z  
Min : -0.207, Max : 0.550, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Magnitude



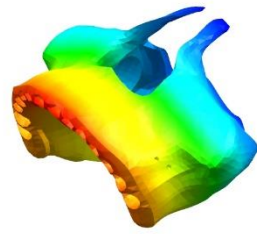
Gi 0° Sagittal

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.15.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_15\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Z  
Min : -0.265, Max : 0.491, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Magnitude



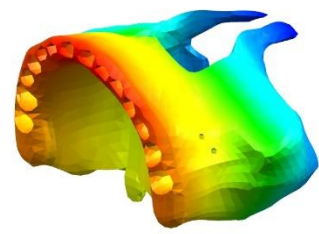
Gi 15° Sagittal

basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.30.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_30\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Z  
Min : -0.370, Max : 0.395, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Y



Gi 30° Sagittal

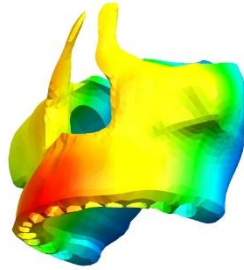
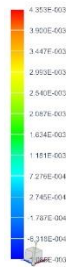
basın\_kalıtsız\_RK\_0 : A-Y-granmresi\_bas\_mskl\_come.mp.45.Result  
B-X-Prüf\_Bas\_mskl\_come\_001\_45\_Statik\_Step 1  
Deplasman : Node, Z  
Min : -0.267, Max : 0.541, Units = mm  
Deformasyon : Displacement - Nodal Magnitude



Gi 45° Sagittal

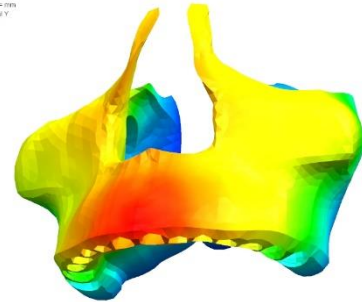
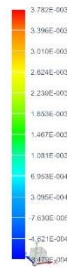
Şekil 4.34 Gi 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_Result  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_0\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.00957 Max: 0.00975 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Y



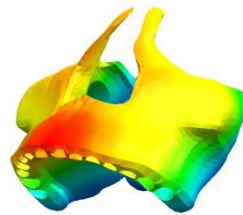
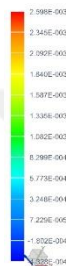
FD 0° Vertikal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_Result  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_15\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.00957 Max: 0.00975 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Y



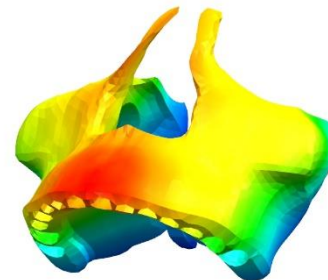
FD 15° Vertikal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_Result  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_30\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.00955 Max: 0.00955 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Y



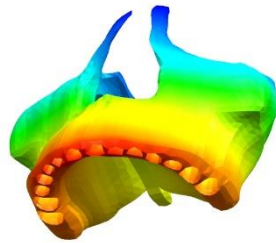
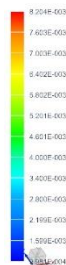
FD 30° Vertikal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_45\_Rotatif  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_45\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.00955 Max: 1.529E-003 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Magnitude



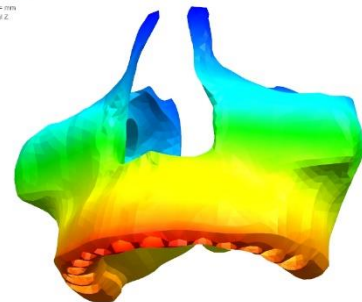
FD 45° Vertikal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_Result  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_0\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.01182 Max: 0.01124 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



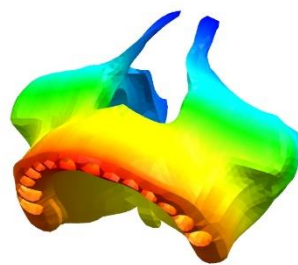
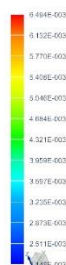
FD 0° Sagittal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_Result  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_15\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.01105 Max: 0.01025 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



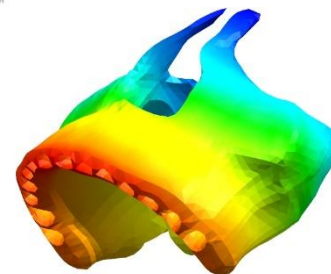
FD 15° Sagittal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_Result  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_30\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.01034 Max: 0.01016 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



FD 30° Sagittal

İsmerik, kaliforniya, RK, 0 - C:\3\pefil\_facio\_maxi\_almi\_come\_diel\_45\_Rotatif  
 C:\3\pefil\_facio\_maxi\_come\_diel\_45\_Statik\_Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.0091E-003 Max: 0.011E-003 Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Magnitude



FD 45° Sagittal

Şekil 4.35 FD 0° - 45° modelleri için maksillada görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

### 4.3 Mandibulada Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.3'te görülmektedir.

Tablo 4.3 Mandibulada görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	1,526 ile -3,250	4,744 ile -0,838	3,169 ile 0
<b>PD 15°</b>	1,407 ile -3,060	4,499 ile -0,843	3,031 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,969 ile -2,713	3,925 ile -1,003	2,261 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,305 ile -2,529	1,445 ile -0,851	1,736 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,195 ile -2,799	1,782 ile -1,041	2,072 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,178 ile -2,719	1,686 ile -1,079	2,011 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,157 ile -2,556	1,478 ile -0,990	1,833 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,129 ile -2,450	1,202 ile -0,683	1,674 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,020 ile -0,289	0,363 ile -0,027	0,360 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,019 ile -0,270	0,339 ile -0,025	0,336 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,016 ile -0,236	0,296 ile -0,022	0,294 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,016 ile -0,195	0,257 ile -0,020	0,253 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,018 ile -0,256	0,322 ile -0,024	0,320 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,016 ile -0,227	0,286 ile -0,021	0,284 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,014 ile -0,193	0,242 ile -0,018	0,240 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,013 ile -0,174	0,220 ile -0,017	0,218 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,481 ile -2,328	1,635 ile -0,817	1,706 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,798 ile -2,435	2,618 ile -0,840	1,783 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,851 ile -2,360	2,931 ile -0,875	2,018 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,120 ile -0,939	0,558 ile -0,312	0,628 ile 0

Minimum asal gerilme değerlerinin en düşük negatif değerleri Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucunun alt bölgesi ve kondil boyunlarının

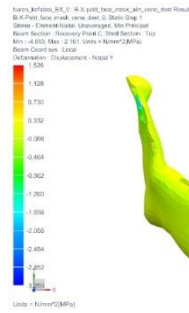
ön kenarlarında görülürken korpus boyunca da düşük değerler gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.36-41, 48-50).

Maksimum asal gerilmelerin yüksek pozitif değerler aldığı alanlar Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucunun üst ön bölgesi ve kondil boyunlarının arka bölgeleridir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.36-41, 48-50).

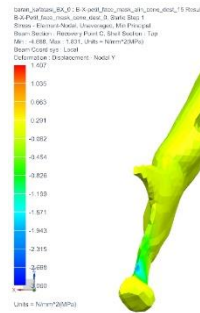
Grummons modellerinde minimum asal gerilme değerlerinde homojen bir dağılım olmakla birlikte değerlerin sifıra çok yakın olduğu görülmektedir. En yüksek maksimum asal gerilme değerleri ise kondil boyunlarının ön bölgelerinde görülmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.42-47).

Von Mises gerilmeleri ise Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucu ve kondil boyunlarının ön bölgelerinde en yüksek değerlere ulaşırken, Grummons modellerinde sadece kondil boyunlarının ön bölgelerinde yüksek değerler görülmektedir (Şekil 4.36-50).

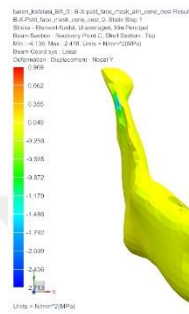




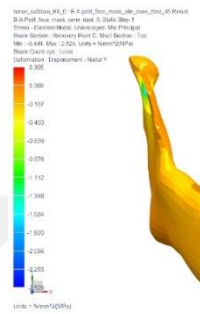
PD 0° Minimum Asal Gerilme



PD 15° Minimum Asal Gerilme

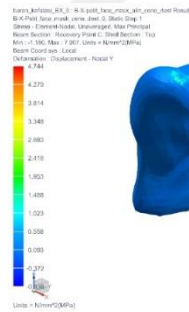


PD 30° Minimum Asal Gerilme

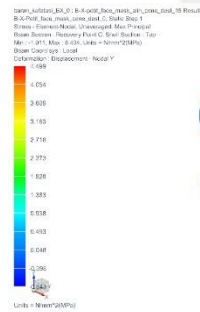


PD 45° Minimum Asal Gerilme

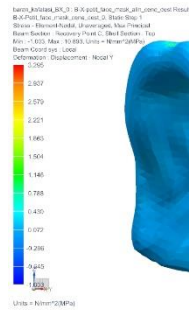
Şekil 4.36 PD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri.



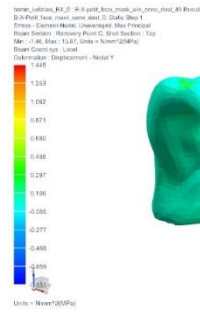
PD 0° Maksimum Asal Gerilme



PD 15° Maksimum Asal Gerilme

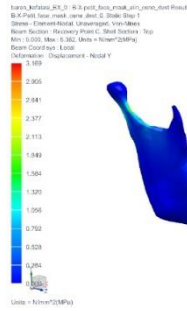


PD 30° Maksimum Asal Gerilme

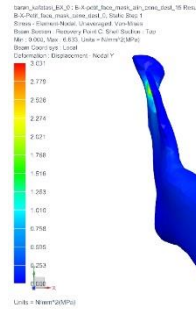


PD 45° Maksimum Asal Gerilme

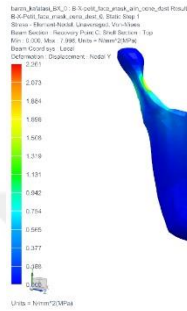
Şekil 4.37 PD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri.



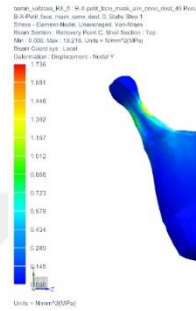
PD 0° Von Mises



PD 15° Von Mises

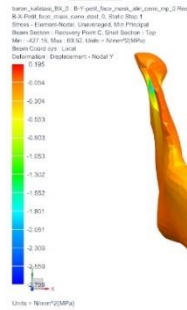


PD 30° Von Mises

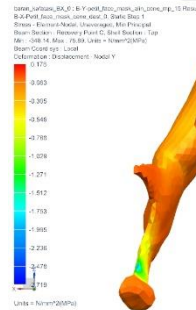


PD 45° Von Mises

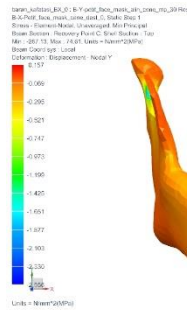
Şekil 4.38 PD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri.



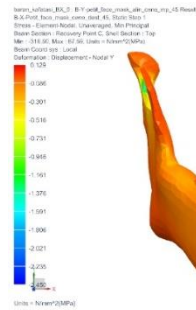
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme



Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

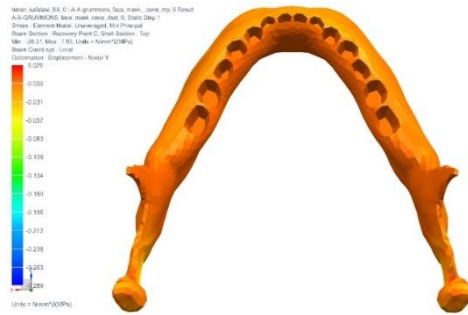


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

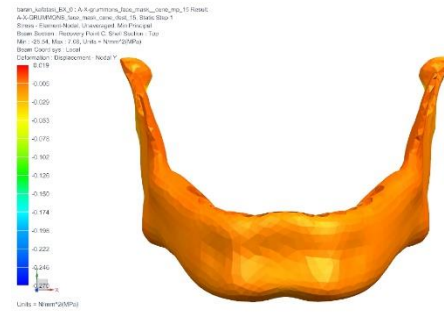
Şekil 4.39 Pİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri.



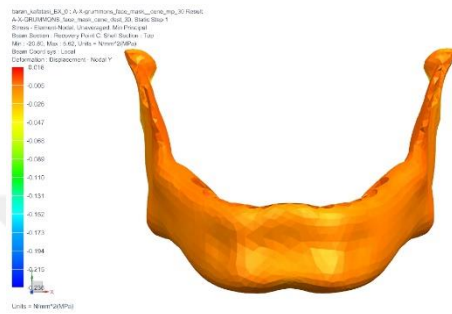




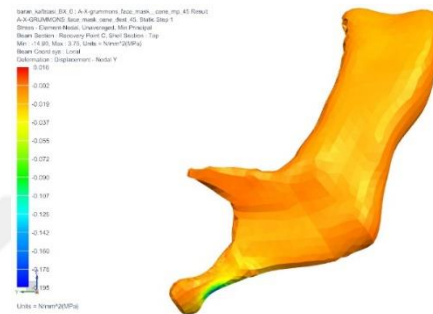
GD 0° Minimum Asal Gerilme



GD 15° Minimum Asal Gerilme

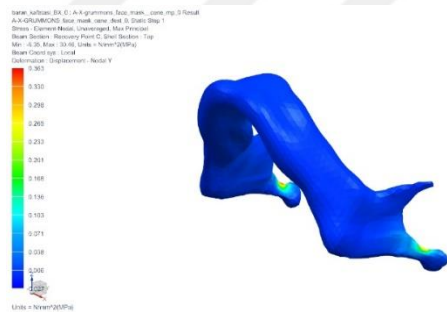


GD 30° Minimum Asal Gerilme

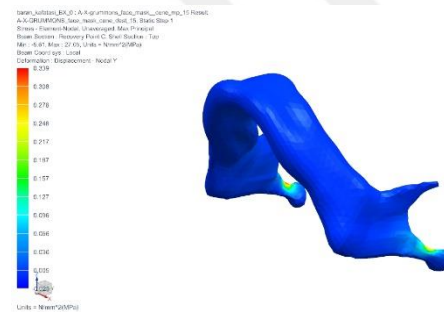


GD 45° Minimum Asal Gerilme

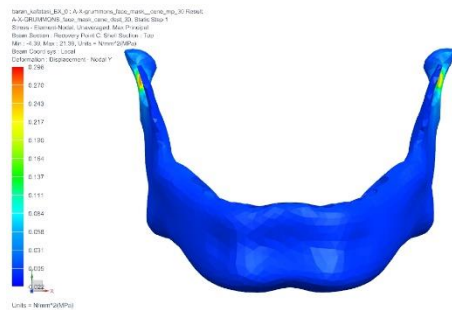
Şekil 4.42 GD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri.



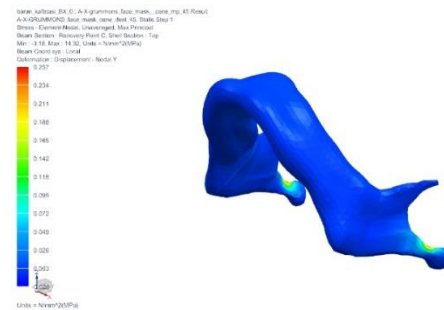
GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme

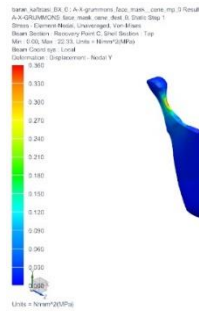


GD 30° Maksimum Asal Gerilme

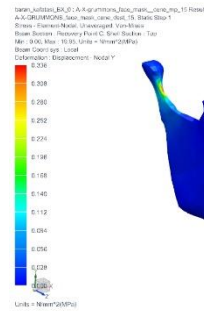


GD 45° Maksimum Asal Gerilme

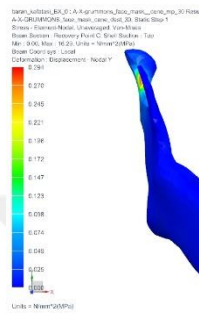
Şekil 4.43 GD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri.



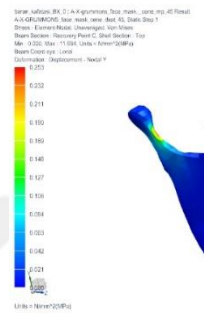
GD 0° Von Mises



GD 15° Von Mises

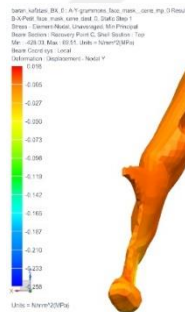


GD 30° Von Mises

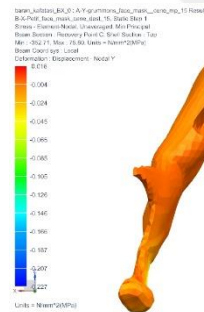


GD 45° Von Mises

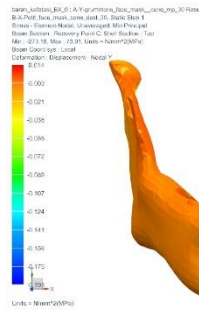
Şekil 4.44 GD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri.



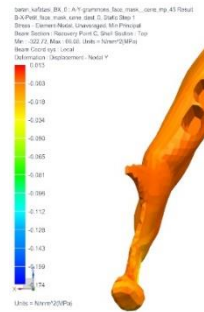
Gİ 0° Minimum Asal Gerilme



Gİ 15° Minimum Asal Gerilme

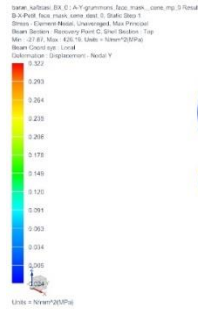


Gİ 30° Minimum Asal Gerilme

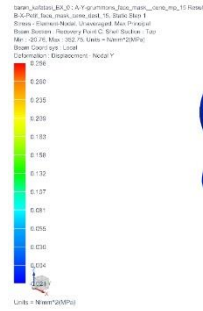


Gİ 45° Minimum Asal Gerilme

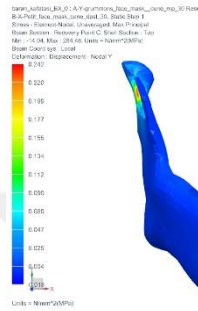
Şekil 4.45 Gİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri.



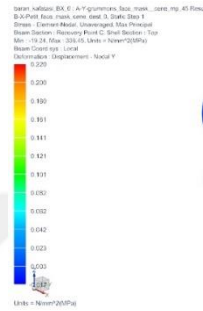
Gİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Gİ 15° Maksimum Asal Gerilme

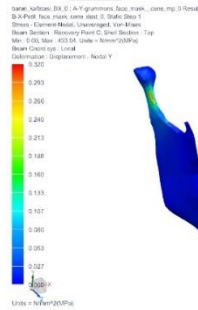


Gİ 30° Maksimum Asal Gerilme

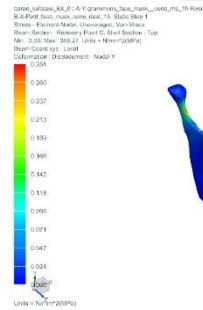


Gİ 45° Maksimum Asal Gerilme

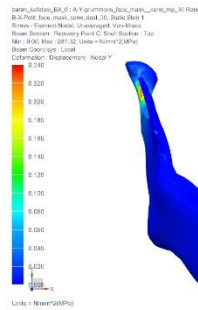
Şekil 4.46 Gİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri.



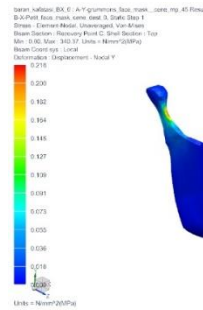
Gİ 0° Von Mises



Gİ 15° Von Mises

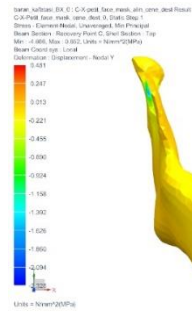


Gİ 30° Von Mises

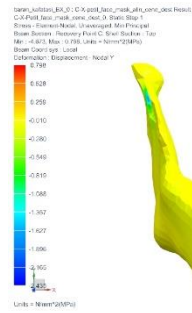


Gİ 45° Von Mises

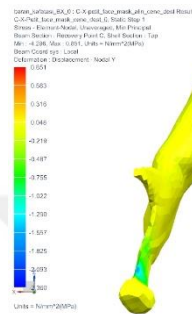
Şekil 4.47 Gİ 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri.



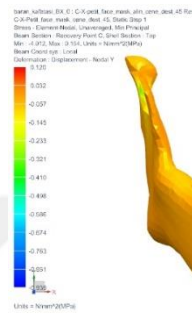
FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme

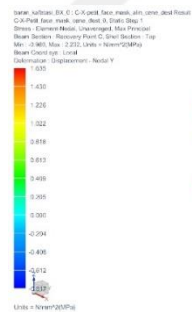


FD 30° Minimum Asal Gerilme

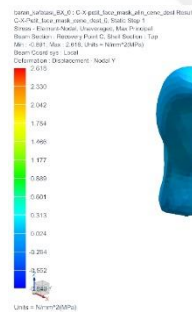


FD 45° Minimum Asal Gerilme

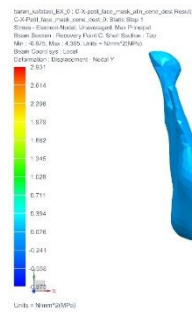
Şekil 4.48 FD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen minimum asal gerilme değerleri.



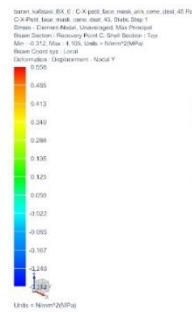
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme



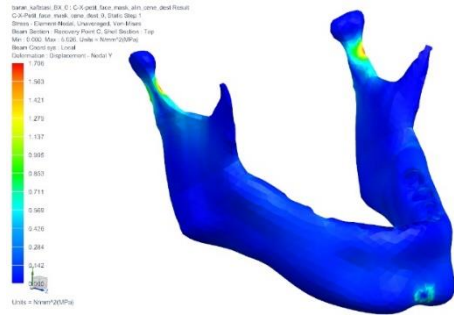
FD 30° Maksimum Asal Gerilme



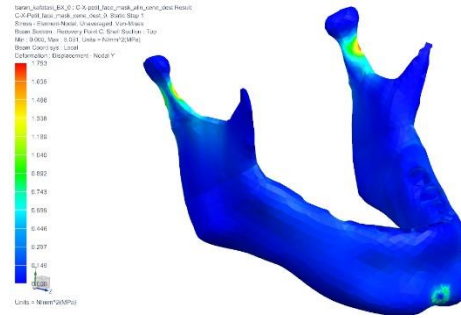
FD 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.49 FD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen maksimum asal gerilme değerleri.

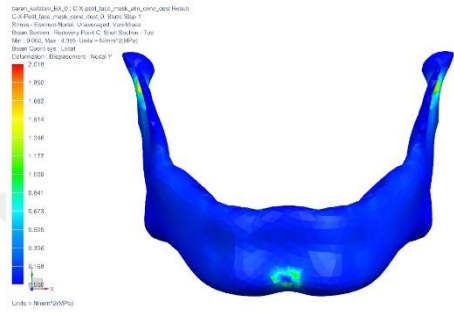




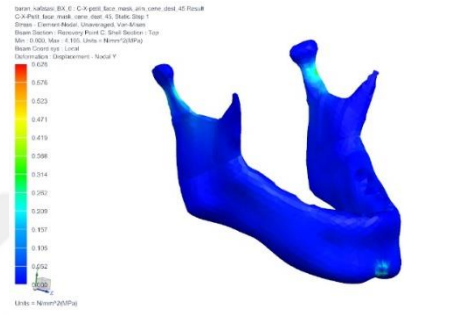
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.50 FD 0° - 45° modelleri için mandibulada görülen Von Mises gerilme değerleri.

#### 4.4 Üst ve Alt Diş Dizilerinde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde alt ve üst dişlerde oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.4'te görülmektedir.

Tablo 4.4 Üst ve alt dişlerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	2,161 ile -3,405	7,907 ile -0,418	5,382 ile 0
<b>PD 15°</b>	1,831 ile -3,210	8,434 ile -0,701	6,633 ile 0
<b>PD 30°</b>	2,418 ile -3,811	10,893 ile -0,785	7,998 ile 0
<b>PD 45°</b>	2,824 ile -6,444	13,870 ile -1,460	10,216 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,555 ile -1,166	1,725 ile -0,412	1,116 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,496 ile -1,038	1,536 ile -0,369	0,990 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,402 ile -0,837	1,238 ile -0,300	0,794 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,287 ile -0,595	0,880 ile -0,216	0,559 ile 0
<b>GD 0°</b>	1,065 ile -0,633	1,186 ile -0,256	0,587 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,519 ile -0,589	0,576 ile -0,206	0,528 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,296 ile -0,655	0,553 ile -0,302	0,552 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,306 ile -0,886	0,610 ile -0,639	0,698 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,204 ile -0,424	0,258 ile -0,119	0,378 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,134 ile -0,409	0,230 ile -0,111	0,298 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,078 ile -0,366	0,372 ile -0,103	0,354 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,095 ile -0,401	0,503 ile 0,090	0,411 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,433 ile -0,907	1,343 ile -0,322	0,866 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,420 ile -0,877	1,299 ile -0,312	0,835 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,340 ile -0,706	1,045 ile -0,254	0,666 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,130 ile -0,366	0,382 ile -0,113	0,314 ile 0

Dişsel ankraj ünitesi kullanılan tüm modellerde maksimum asal gerilme değerleri maksiller posterior diş köklerine doğru artmakta, minimum asal gerilme değerleri ise azalmaktadır. Mandibular dişlerdeki minimum ve maksimum asal gerilmeler sifıra yakın değerlerde seyretmekte ve homojen dağılım göstermektedir. Buna göre genel olarak bakıldığında maksiller anterior dişlerdeki en düşük minimum asal gerilme değerinin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilme değerinden büyük olduğundan baskın olan gerilme tipi









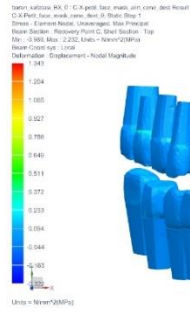




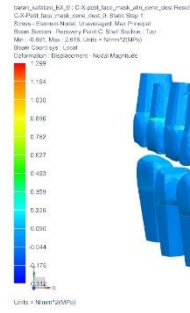




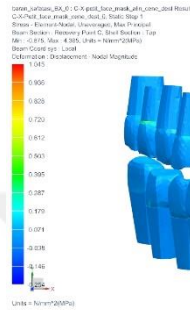




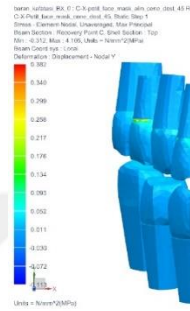
FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme

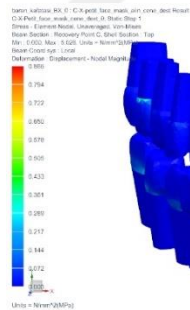


FD 30° Minimum Asal Gerilme

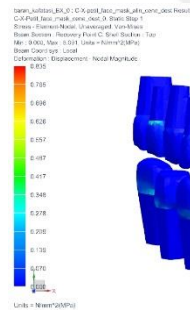


FD 45° Minimum Asal Gerilme

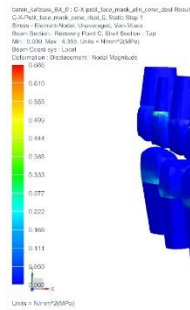
Şekil 4.64 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



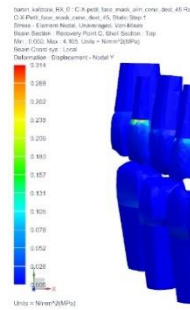
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

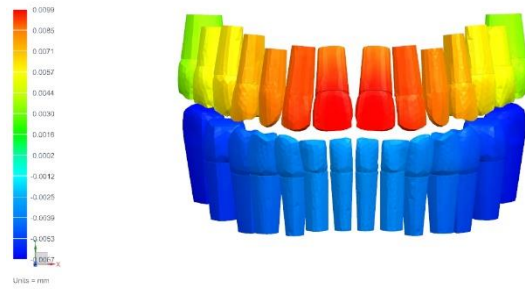
Şekil 4.65 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen Von Mises gerilme değerleri.

Oluşturulan modellerde protraksiyon kuvvetinin uygulandığı ilk anda oluşan sagittal ve vertikal yöndeki şekil değişimleri değerlendirildiği için elde edilen sonuçlar çok düşük çıkmış olup modeller arasında anlamlı bir fark oluşmamıştır. Şekil 4.66-70'teki veriler modellerde meydana gelen sagittal ve vertikal yöndeki hareket miktarından ziyade hareketin karakteristiğini değerlendirmek açısından önemlidir.

Tüm modellerde sagittal yöndeki yer değiştirme değerlerinde daha homojen dağılım gözlenebilir de vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri maksiller anterior dişlerden posteriora doğru azalma göstermektedir. Mandibular dişlerde yer değiştirme değerleri homojene yakın dağılım göstermekte ve değerleri sifıra yakın olarak gözlenmektedir (Şekil 4.66-70).

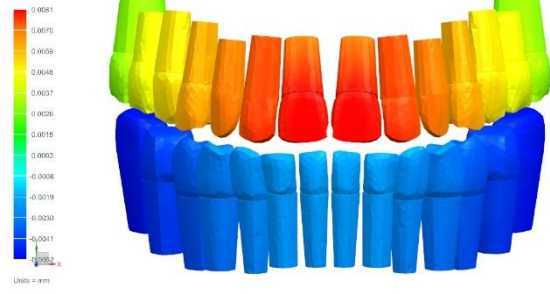


barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Y  
Min -0.0091 Max 0.0106 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Y



PD 0° Vertikal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Y  
Min -0.0084 Max 0.0093 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Y



PD 15° Vertikal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Y  
Min -0.0075 Max 0.0077 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Y



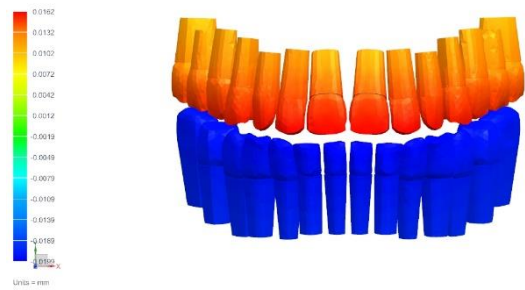
PD 30° Vertikal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Y  
Min -0.0062 Max 0.0061 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Y



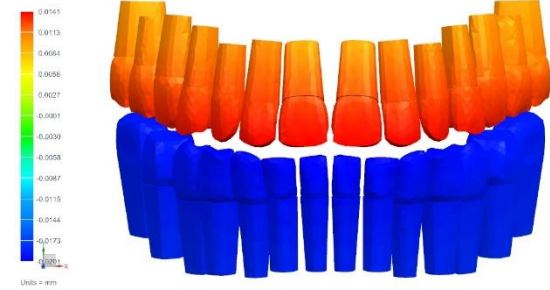
PD 45° Vertikal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Z  
Min -0.0027 Max 0.0162 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Z



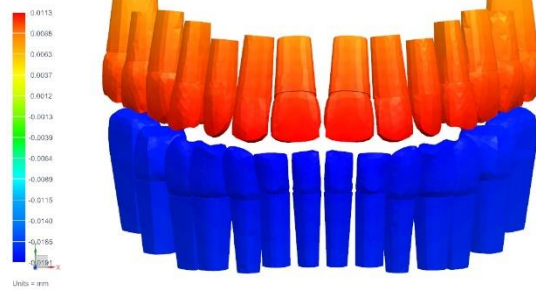
PD 0° Sagittal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Z  
Min -0.0022 Max 0.0141 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Z



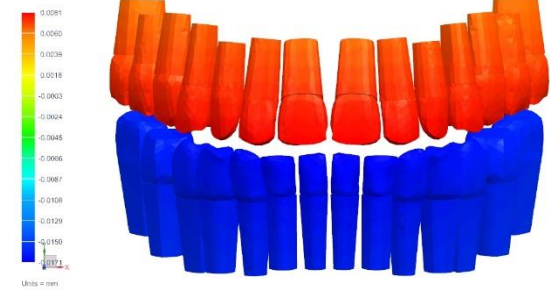
PD 15° Sagittal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Z  
Min -0.0002 Max 0.0113 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Z



PD 30° Sagittal

barın\_kafatası\_RX\_0 - B-X-pati\_face\_mask\_ahn\_ceme\_diel Result  
B-X-Pati\_face\_mask\_ceme\_diel\_0\_Statik Step 1  
Displacement - Node Z  
Min -0.0075 Max 0.0081 Units = mm  
Deformation - Displacement - Node Z

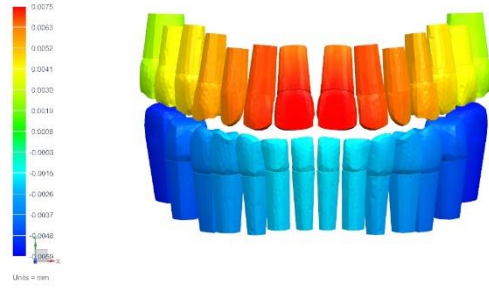


PD 45° Sagittal

Şekil 4.66 PD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.



baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_0 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.009 Max: 0.026, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Magnitude



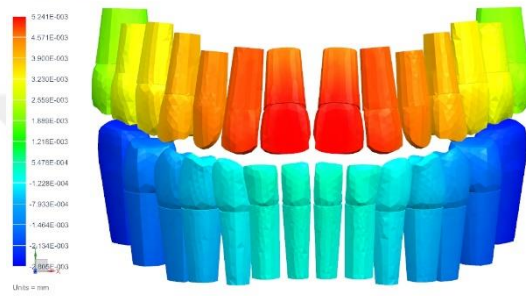
Pİ 0° Vertikal

baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_15 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.0074 Max: 0.0091, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Magnitude



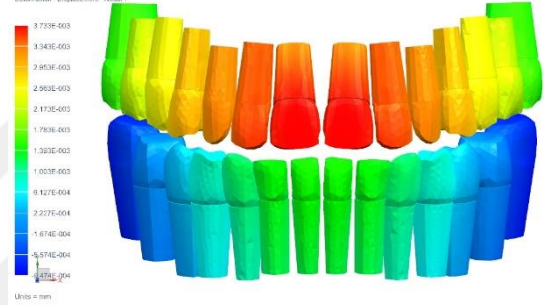
Pİ 15° Vertikal

baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_30 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.0118 Max: 0.0205, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Z



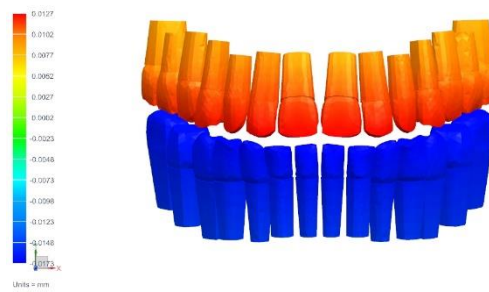
Pİ 30° Vertikal

baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_45 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Y  
Min: -0.0091 Max: 0.0205, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Y



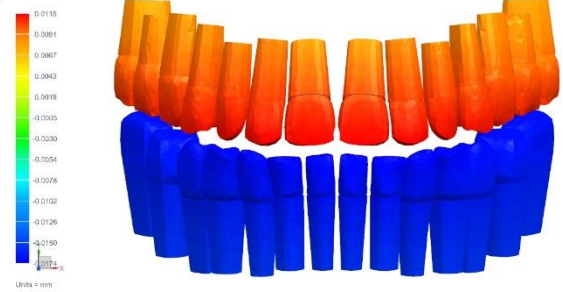
Pİ 45° Vertikal

baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_0 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.010 Max: 0.050, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Magnitude



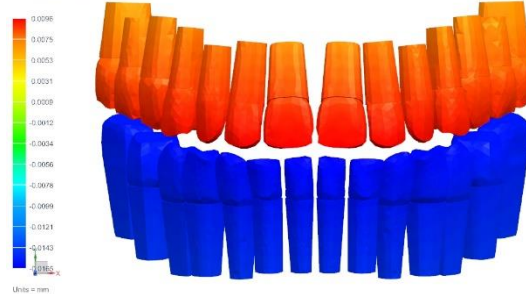
Pİ 0° Sagittal

baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_15 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.015 Max: 0.477, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Magnitude



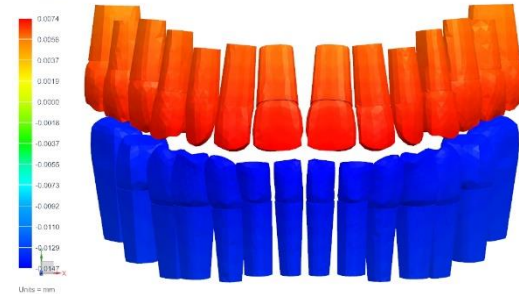
Pİ 15° Sagittal

baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_30 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.017 Max: 0.387, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Z



Pİ 30° Sagittal

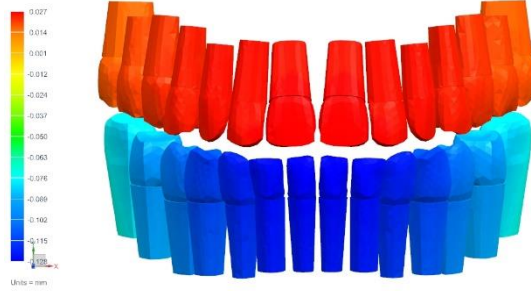
baran\_haftoz\_RK\_0 : R-Y:peit\_floc\_mesi\_ahn\_cene.mp\_45 Result  
B-X:Post\_floc\_mesi\_cene\_ahd\_0, Static Step 1  
Displacement - Nodal Z  
Min: -0.015 Max: 0.296, Units = mm  
Deformasyon - Displacement - Nodal Y



Pİ 45° Sagittal

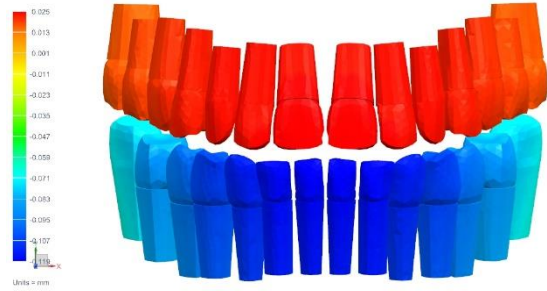
Şekil 4.67 Pİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.5.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_0\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Y  
Min: -0.130 Max: 0.027, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



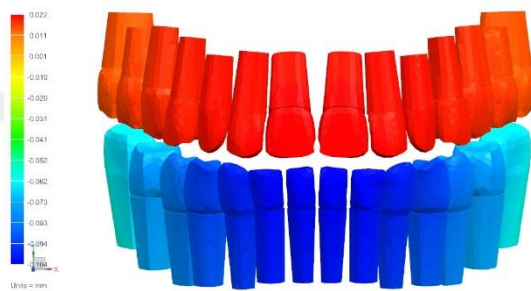
GD 0° Vertikal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.15.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_15\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Y  
Min: -0.131 Max: 0.025, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



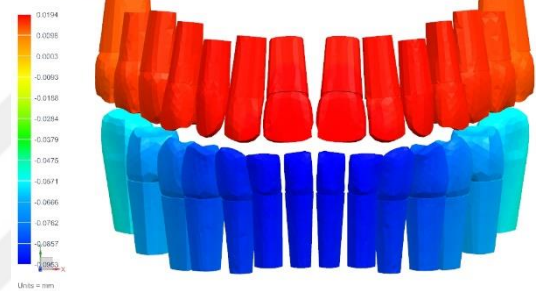
GD 15° Vertikal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.30.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_30\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Y  
Min: -0.109 Max: 0.022, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



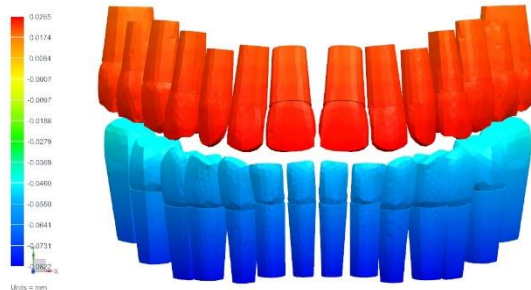
GD 30° Vertikal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.45.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_45\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Y  
Min: -0.095 Max: 0.0195, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



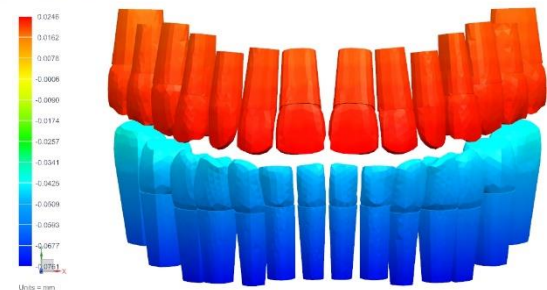
GD 45° Vertikal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.5.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_0\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Z  
Min: -0.109 Max: 0.026, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



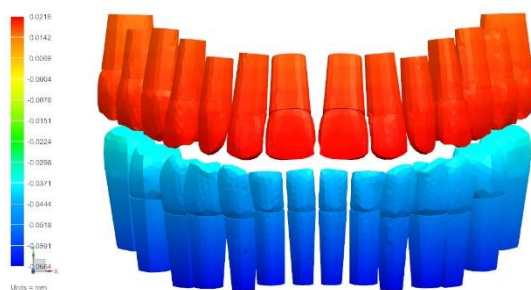
GD 0° Sagittal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.15.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_15\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Z  
Min: -0.109 Max: 0.025, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



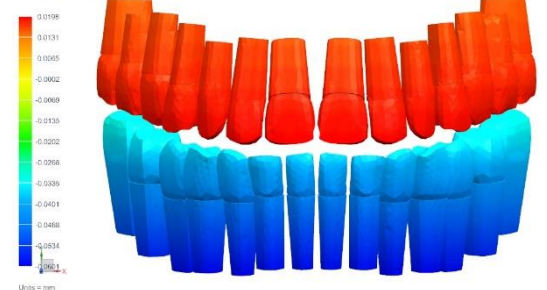
GD 15° Sagittal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.30.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_30\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Z  
Min: -0.087 Max: 0.0216, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude



GD 30° Sagittal

İsmer, kalıtsal\_RX.0: A-X-grimmoms\_bas\_makl\_come\_mp.45.Result  
A-X-GRIMMOMS\_Suz\_wink\_sene\_dest\_45\_5tatic.Step.1  
Deplasman: Nodal\_Z  
Min: -0.0798 Max: 0.0198, Units = mm  
Deformasyon: Displacement - Nodal Magnitude

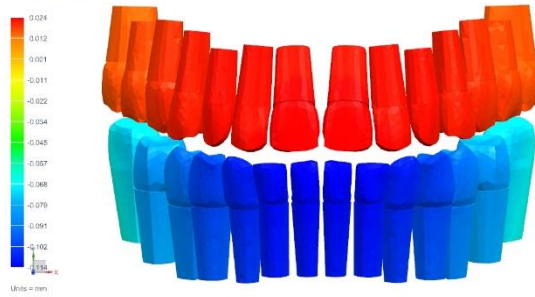


GD 45° Sagittal

Şekil 4.68 GD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

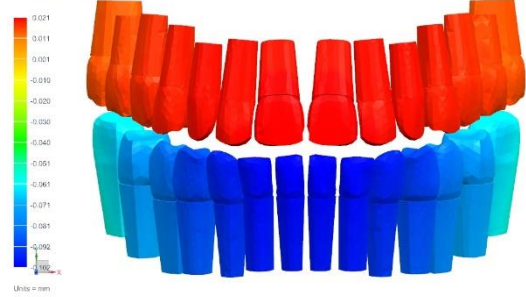


barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 5 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_3\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.116 Mıx : 0.203, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığııııığı



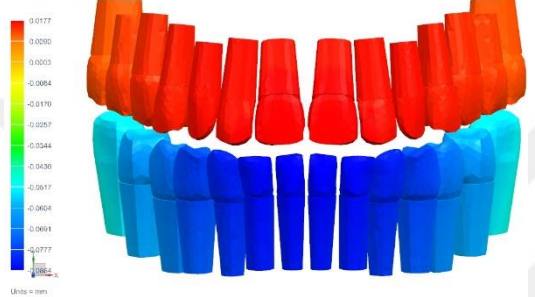
Gİ 0° Vertikal

barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 5 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_15\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.106 Mıx : 0.170, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



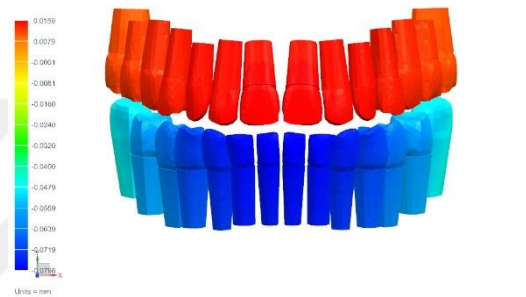
Gİ 15° Vertikal

barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 30 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_30\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.118 Mıx : 0.275, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



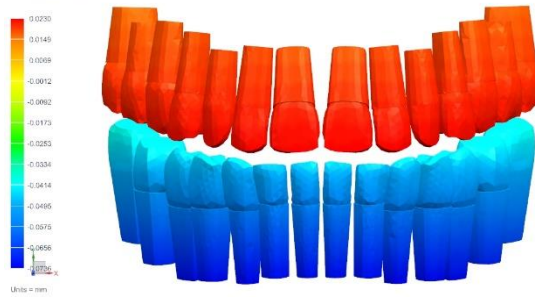
Gİ 30° Vertikal

barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 45 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_45\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.208 Mıx : 0.275, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



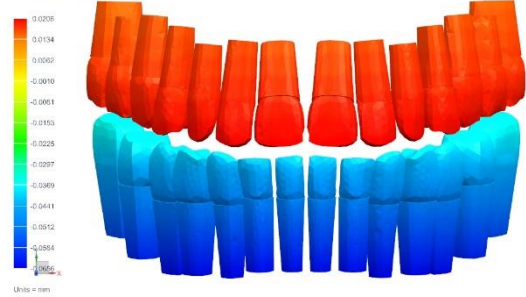
Gİ 45° Vertikal

barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 5 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_2\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.207 Mıx : 0.550, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



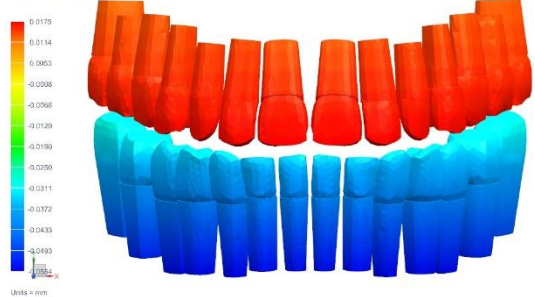
Gİ 0° Sagittal

barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 5 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_15\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.286 Mıx : 0.497, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



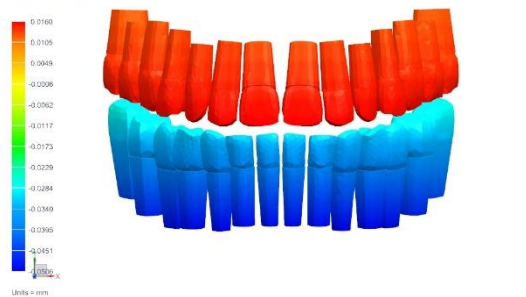
Gİ 15° Sagittal

barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 30 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_30\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.075 Mıx : 0.365, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



Gİ 30° Sagittal

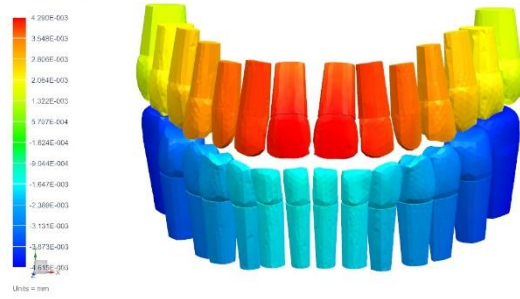
barın\_kalıtıvı\_RX\_0: A-Y-granımıne\_bıoı\_mıskı\_cıme\_mı 45 Rıvııl  
B-X\_Pıııl\_bıoı\_mıskı\_cıme\_cıvıl\_45\_Statık\_Şıvı\_1  
Değıerıemı - Nıvııl\_ı  
Mı - -0.067 Mıx : 0.241, Uııııı = mm  
Değıerıemı - Değıerıemı - Nıvııl Mığıııığı



Gİ 45° Sagittal

Şekil 4.69 Gİ 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_0\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.2069, Max: 0.2075, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Y



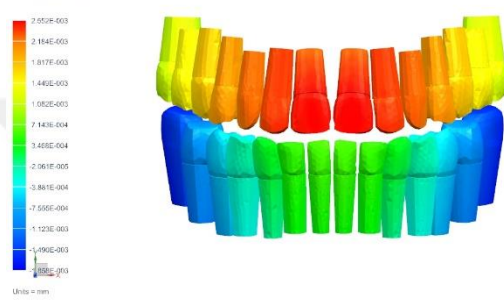
FD 0° Vertikal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_0\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.2067, Max: 0.2076, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Y



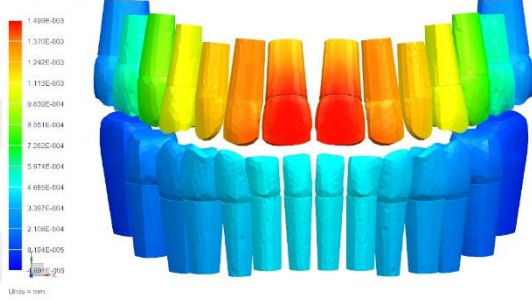
FD 15° Vertikal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_0\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Y  
 Min: -0.2062, Max: 0.2065, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Y



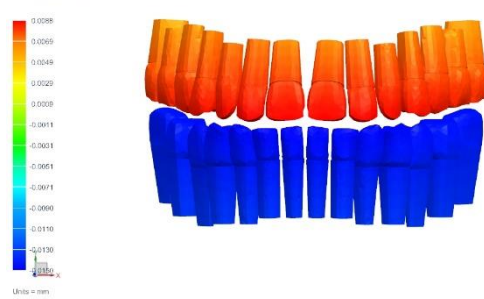
FD 30° Vertikal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel\_45 Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_45\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.3798-003, Max: 1.5395-003, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



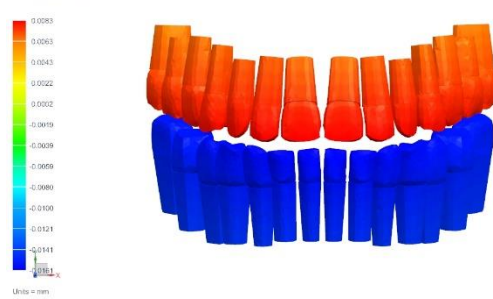
FD 45° Vertikal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_0\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.0182, Max: 0.0174, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



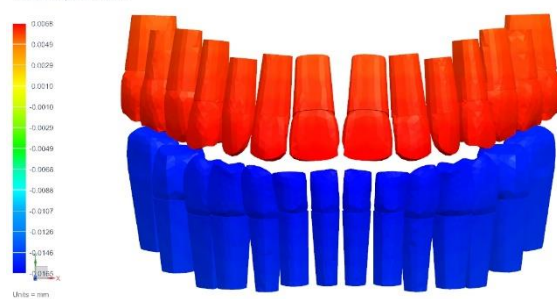
FD 0° Sagittal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_0\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.0195, Max: 0.0125, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



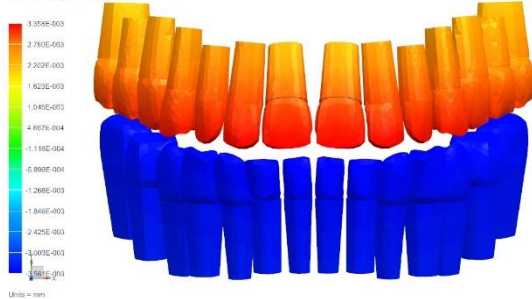
FD 15° Sagittal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_0\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.0194, Max: 0.0116, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



FD 30° Sagittal

bottom\_kalitasi\_RX\_0 : C:\k\pell\_fazc\_makl\_ain\_cove\_diel\_45 Result  
 O:\Pell\_fazc\_makl\_cove\_diel\_45\_Statik Step 1  
 Displacement - Node, Z  
 Min: -0.3584-003, Max: 8.2715-003, Units = mm  
 Deformasyon - Displacement - Nodal Z



FD 45° Sagittal

Şekil 4.70 FD 0° - 45° modelleri için üst ve alt dişlerde görülen vertikal ve sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri.

#### 4.5 Zigomatik Kemiklerde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde zigomatik kemiklerde oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.5'te görülmektedir.

Tablo 4.5 Zigomatik kemiklerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

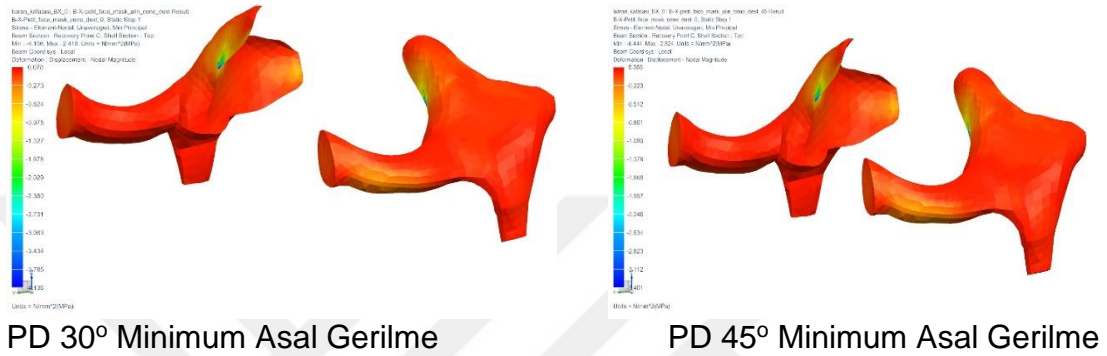
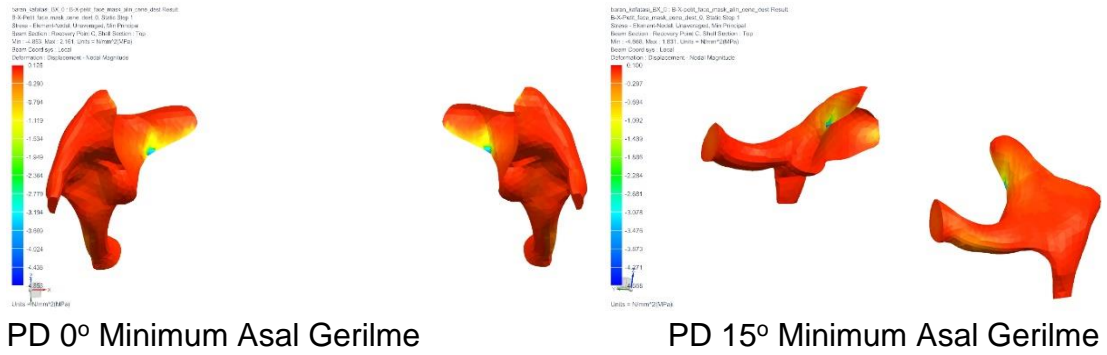
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,125 ile -4,853	2,523 ile -0,553	4,950 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,100 ile -4,668	2,338 ile -5,548	4,867 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,078 ile -4,136	1,997 ile -0,498	4,406 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,066 ile -3,401	1,573 ile -0,422	3,721 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,121 ile -3,375	1,964 ile -0,358	3,304 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,097 ile -3,003	0,362 ile -0,091	2,976 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,069 ile -2,435	1,294 ile -0,271	2,455 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,039 ile -1,779	0,877 ile -0,204	1,845 ile 0
<b>GD 0°</b>	7,95 ile -28,31	30,46 ile -6,35	22,33 ile 0
<b>GD 15°</b>	7,08 ile -25,54	27,05 ile -5,61	19,95 ile 0
<b>GD 30°</b>	5,62 ile -20,80	21,39 ile -4,39	16,29 ile 0
<b>GD 45°</b>	3,75 ile -14,90	14,32 ile -3,06	11,694 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	7,15 ile -25,31	27,31 ile -5,66	20,00 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	6,05 ile -21,87	23,05 ile -4,78	17,13 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	4,54 ile -17,03	17,24 ile -3,57	13,38 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	2,85 ile -11,73	10,86 ile -2,38	9,24 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,090 ile -4,666	2,232 ile -0,562	5,026 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,091 ile -4,673	2,194 ile -0,572	5,091 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,077 ile -3,913	1,782 ile -0,490	4,341 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,024 ile -0,856	0,389 ile -0,095	0,893 ile 0

Petit ve Face-bow'lu Petit modellerindeki en düşük minimum asal gerilme değerleri zigomatik ve maksiller kemiklerin birleşim yüzeyinin iç

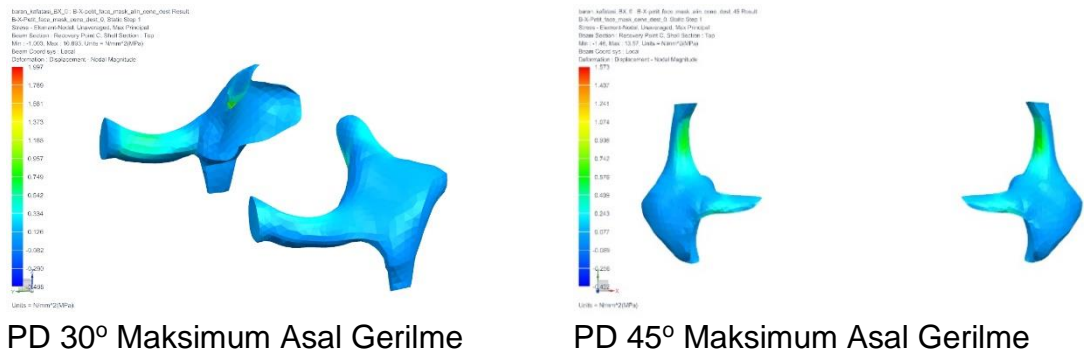
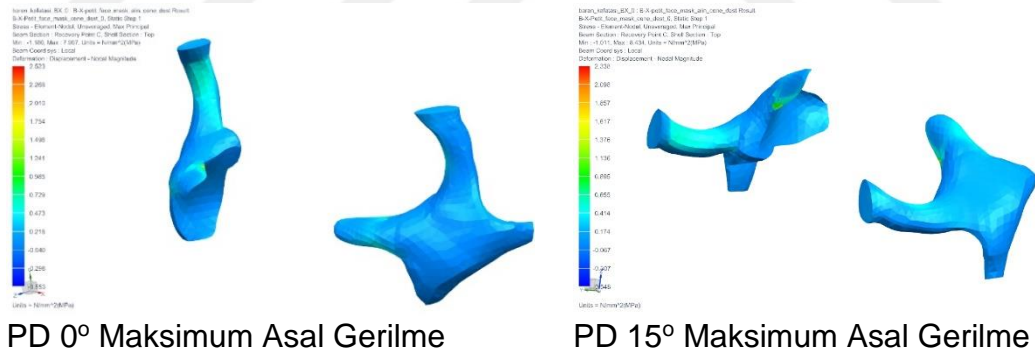
kısımının üst orta bölgesinde lokalize olarak görülmekte, bununla birlikte frontal çukurlukların arka kısımlarında da düşük değerler gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğundan ilgili bölgelerde basma gerilmesi etkindir. Bu modellerde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri frontal çukurlukların ön kısımlarında gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerlerinden büyük olduğundan ilgili bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.71-76, 83-85).

Grummons modellerinde ise apareyin suborbital parçalarının temas ettiği bölgelerde en düşük minimum ve en yüksek maksimum asal gerilme değerleri görülmektedir ve bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilme değerinin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilme değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.88-82).

En yüksek Von Mises gerilme değerleri Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde zigomatik ve maksiller kemiklerin birleşim yüzeyinin iç kısmının üst orta bölgesinde, Grummons modellerinde ise apareyin suborbital parçalarının temas ettiği bölgelerde lokalize olarak görülmektedir (Şekil 4.76, 76, 79, 82, 85).

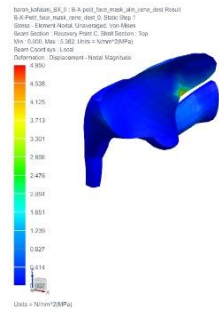


Şekil 4.71 PD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.

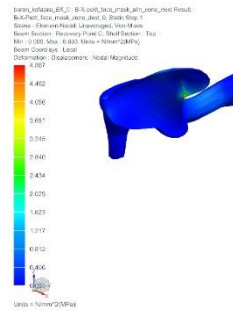


Şekil 4.72 PD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.

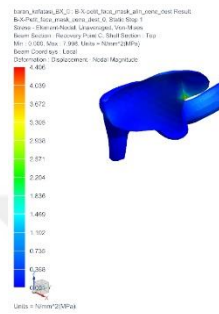




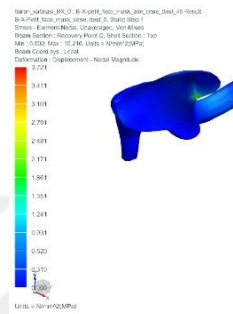
PD 0° Von Mises



PD 15° Von Mises

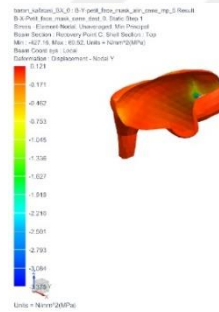


PD 30° Von Mises

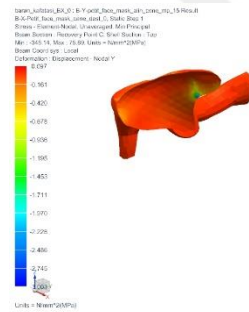


PD 45° Von Mises

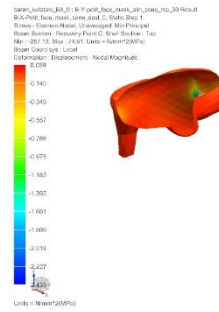
Şekil 4.73 PD 0° 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri.



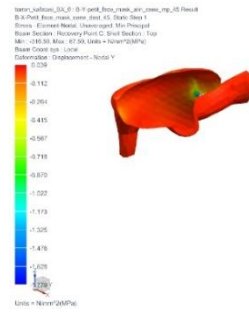
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme



Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

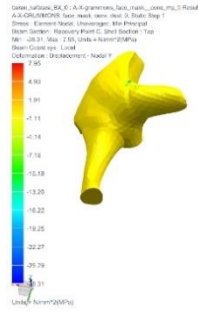


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

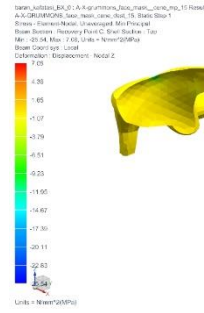
Şekil 4.74 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.



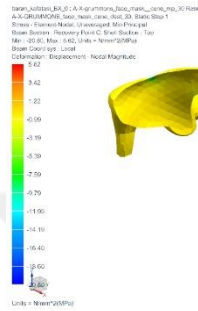




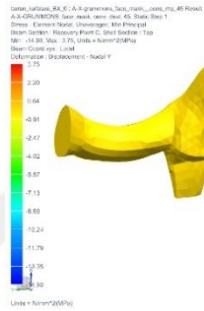
GD 0° Minimum Asal Gerilme



GD 15° Minimum Asal Gerilme

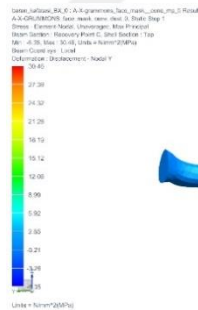


GD 30° Minimum Asal Gerilme

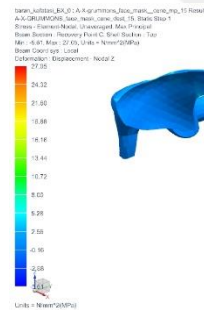


GD 45° Minimum Asal Gerilme

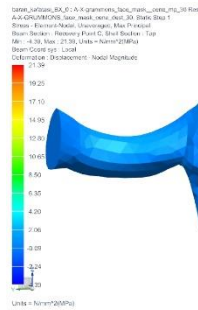
Şekil 4.77 GD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.



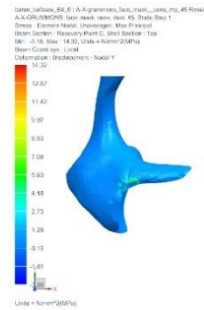
GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme



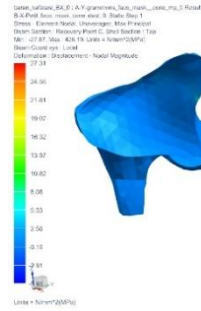
GD 30° Maksimum Asal Gerilme



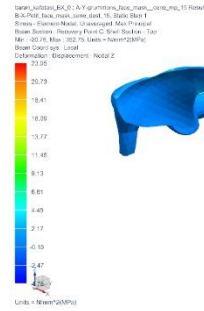
GD 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.78 GD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.

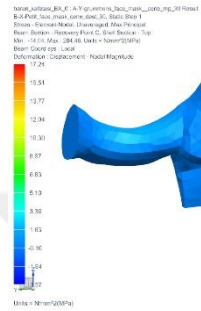




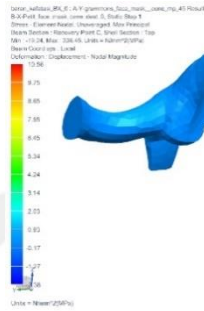
Gİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Gİ 15° Maksimum Asal Gerilme

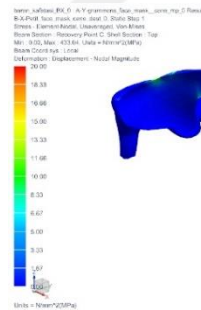


Gİ 30° Maksimum Asal Gerilme

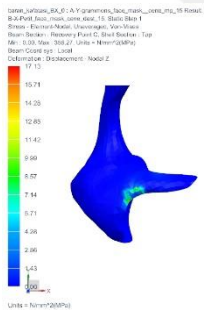


Gİ 45° Maksimum Asal Gerilme

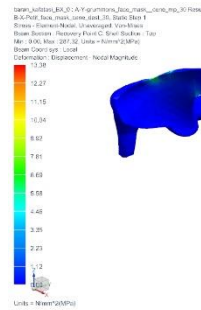
Şekil 4.81 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



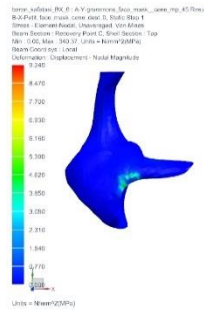
Gİ 0° Von Mises



Gİ 15° Von Mises



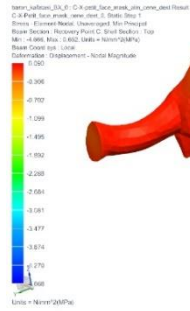
Gİ 30° Von Mises



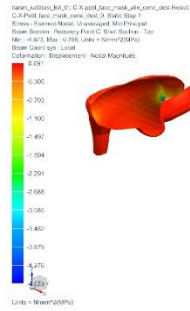
Gİ 45° Von Mises

Şekil 4.82 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri.

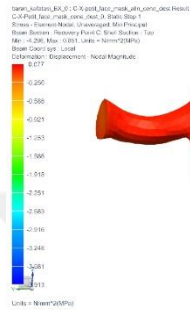




FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme

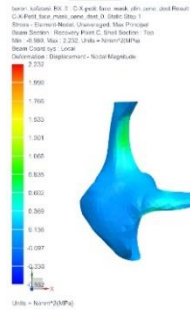


FD 30° Minimum Asal Gerilme

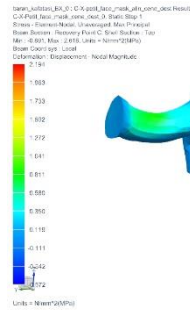


FD 45° Minimum Asal Gerilme

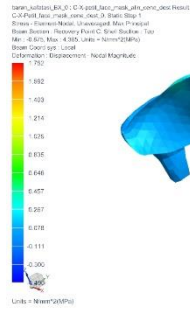
Şekil 4.83 FD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.



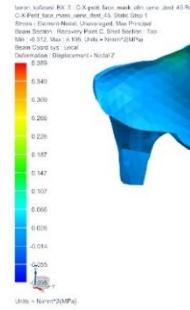
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme



FD 30° Maksimum Asal Gerilme



FD 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.84 FD 0° - 45° modelleri için zigomatik kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



Tablo 4.6 Nazal kemikte görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

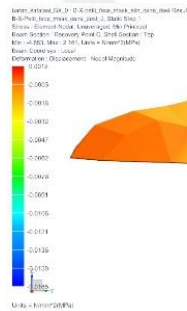
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,001 ile -0,016	0,010 ile -0,003	0,015 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,0009 ile -0,012	0,007 ile -0,002	0,011 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,0006 ile -0,009	0,005 ile -0,001	0,008 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,0003 ile -0,005	0,002 ile -0,001	0,004 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,037 ile -0,159	0,248 ile -0,026	0,200 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,038 ile -0,155	0,234 ile -0,025	0,198 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,035 ile -0,146	0,211 ile -0,022	0,178 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,029 ile -0,163	0,201 ile -0,035	0,169 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,048 ile -0,212	0,189 ile -0,028	0,193 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,040 ile -0,173	0,155 ile -0,023	0,159 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,027 ile -0,119	0,106 ile -0,018	0,109 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,013 ile -0,057	0,052 ile -0,008	0,054 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,043 ile -0,188	0,168 ile -0,025	0,171 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,033 ile -0,145	0,130 ile -0,020	0,133 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,020 ile -0,092	0,082 ile -0,012	0,085 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,008 ile -0,037	0,034 ile -0,005	0,036 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,0008 ile -0,011	0,006 ile -0,002	0,011 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,0008 ile -0,009	0,005 ile -0,001	0,009 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,0007 ile -0,004	0,003 ile -0,001	0,004 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,0003 ile -0,004	0,002 ile -0,0008	0,004 ile 0

Tüm modellerde nazal kemiğin frontal kemiğe ve maksiller kemiğe komşu bölgelerinde yüksek maksimum ve düşük minimum asal gerilme değerleri birlikte görülmektedir. Dişsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinde bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinin en yüksek maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğu gözlenmiştir ve bu bölgelerde basma gerilmesi etkin gerilme tipidir. Face-bow'lu Petit ve iskeletsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinde ise bu

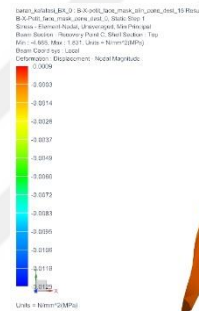


bölgelerdeki gerilme tiplerinin birbirlerine çok yakın değerlerde seyrettikleri görülmüştür. Bunlarla birlikte Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde nazal kemiğin üst orta bölgesinin laterallerinde de yüksek maksimum asal gerilme değerleri gözlenmiştir ve bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilmelerin mutlak değerinden yüksek olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi baskın gerilme tipidir (Şekil 4.86-100).

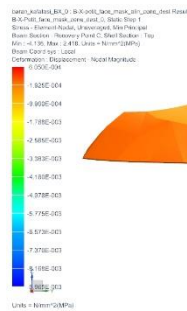
En yüksek Von Mises gerilme değerleri Grummons modellerinde nazal ve maksiller kemik komşuluğunun orta ve üst bölgelerinde ve nazal ve frontal kemik komşuluğunun orta bölgelerinde görülmektedir. Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde ise bu bölgelere ek olarak nazal kemiğin üst orta bölgesinin laterallerinde gözlenmektedir (Şekil 4.86-100).



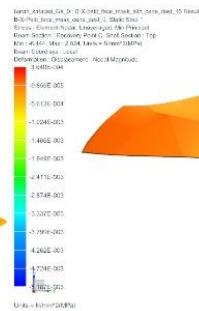
PD 0° Minimum Asal Gerilme



PD 15° Minimum Asal Gerilme



PD 30° Minimum Asal Gerilme



PD 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.86 PD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri.

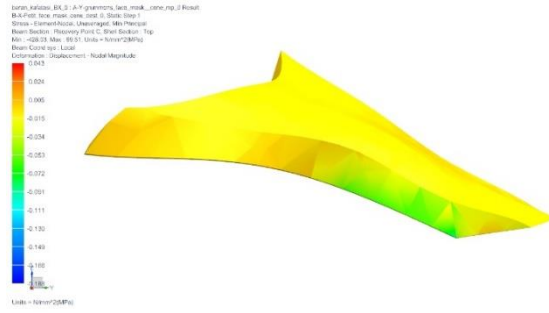








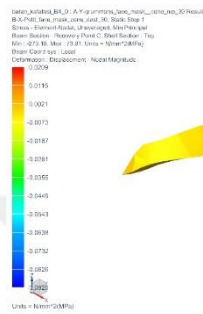




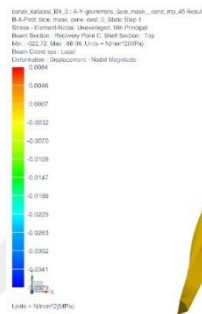
Gİ 0° Minimum Asal Gerilme



Gİ 15° Minimum Asal Gerilme

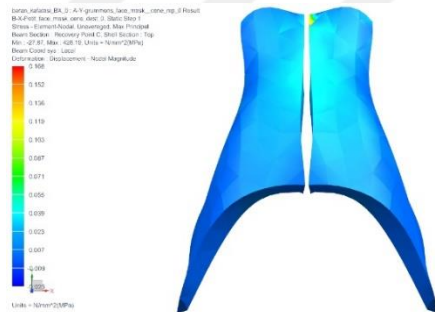


Gİ 30° Minimum Asal Gerilme

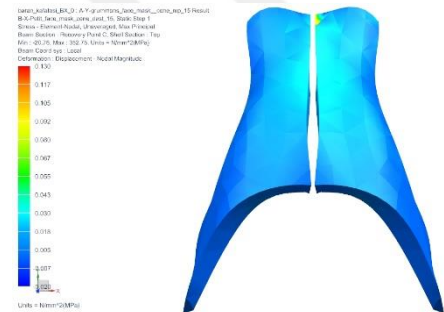


Gİ 45° Minimum Asal Gerilme

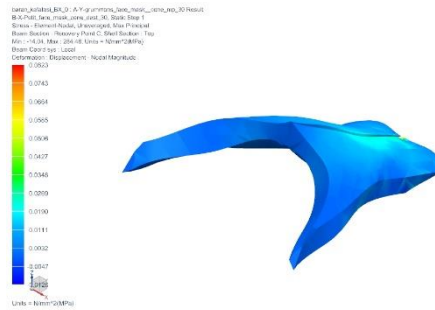
Şekil 4.95 Gİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri.



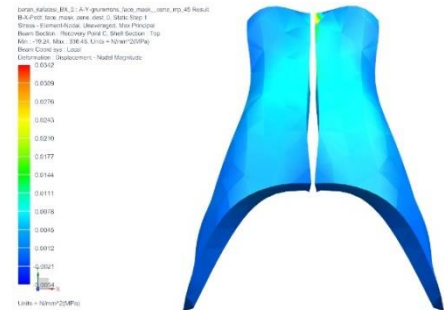
Gİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Gİ 15° Maksimum Asal Gerilme

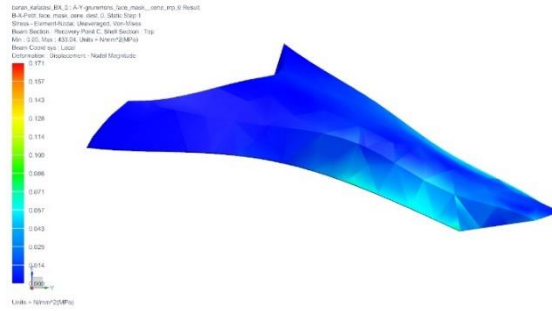


Gİ 30° Maksimum Asal Gerilme

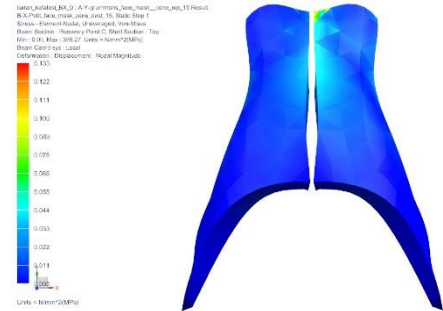


Gİ 45° Maksimum Asal Gerilme

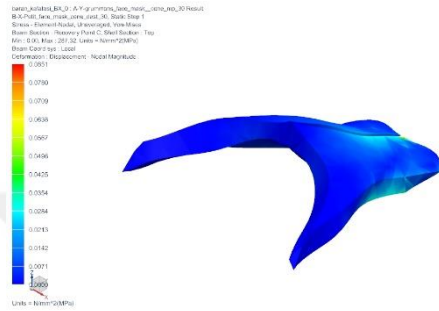
Şekil 4.96 Gİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri.



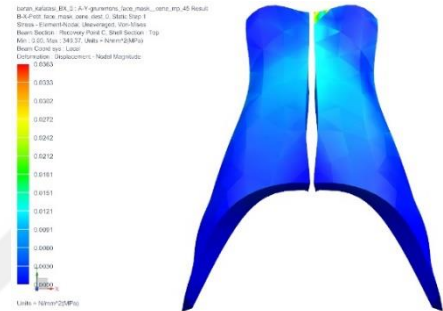
Gİ 0° Von Mises



Gİ 15° Von Mises

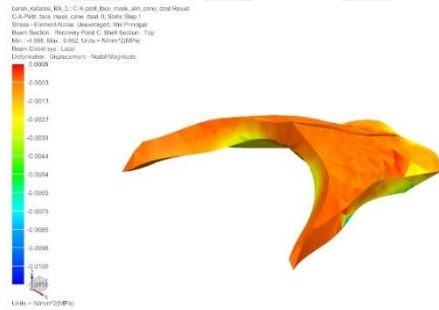


Gİ 30° Von Mises



Gİ 45° Von Mises

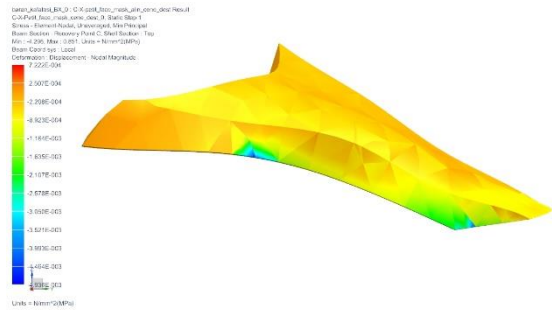
Şekil 4.97 Gİ 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri.



FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme



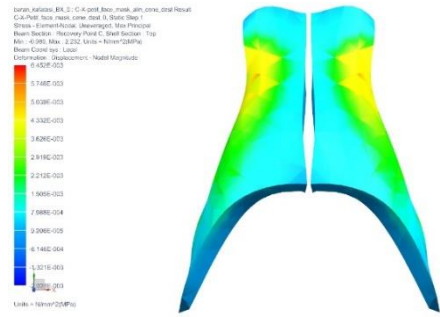
FD 30° Minimum Asal Gerilme



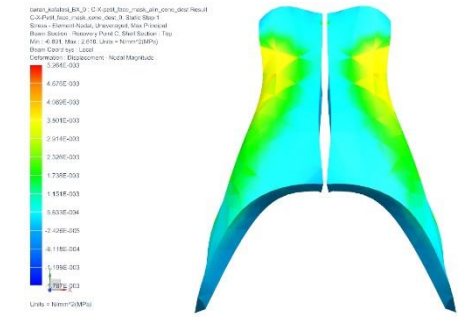
FD 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.98 FD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri.

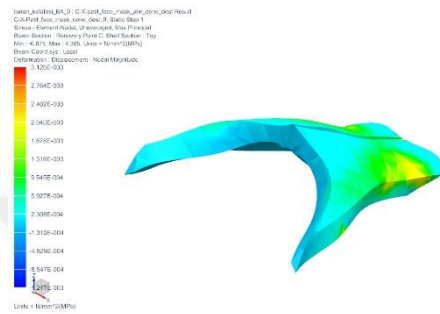




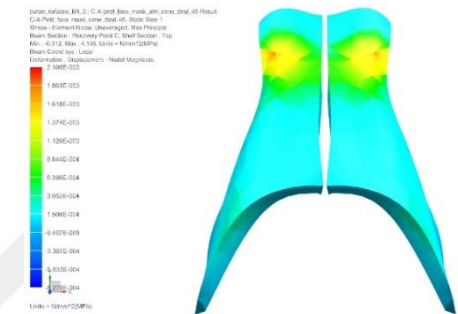
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

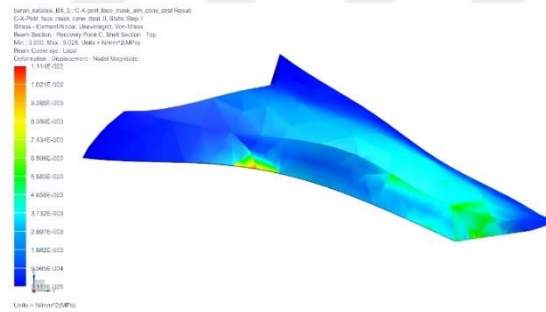


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

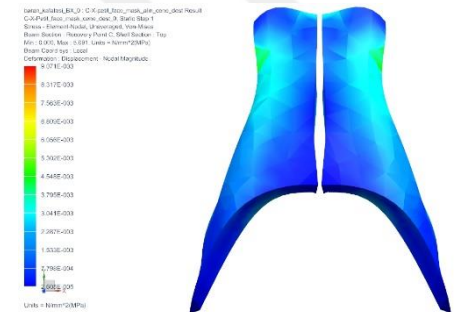


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

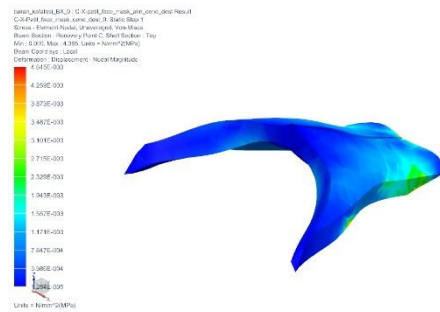
Şekil 4.99 FD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen maksimum asal gerilme değerleri.



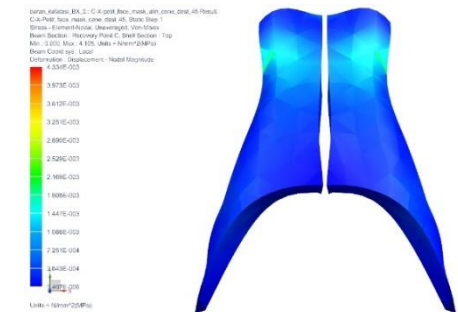
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.100 FD 0° - 45° modelleri için nazal kemikte görülen Von Mises gerilme değerleri.

#### 4.7 Temporal Kemiklerde Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde temporal kemiklerde oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.7'de görülmektedir.

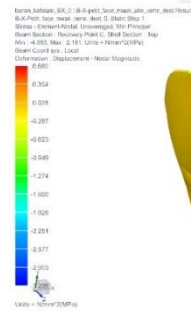
Tablo 4.7 Temporal kemiklerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,680 ile -3,228	2,345 ile -1,180	2,333 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,537 ile -2,768	2,016 ile -1,011	1,987 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,413 ile -2,148	1,566 ile -0,784	1,529 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,274 ile -1,163	1,056 ile -0,528	1,042 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,149 ile -1,223	1,563 ile -0,231	1,513 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,141 ile -1,067	1,302 ile -0,183	1,259 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,125 ile -0,851	0,958 ile -0,119	0,926 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,104 ile -0,613	0,620 ile -0,082	0,610 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,029 ile -0,230	0,383 ile -0,053	0,372 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,025 ile -0,210	0,344 ile -0,048	0,333 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,021 ile -0,182	0,279 ile -0,039	0,271 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,016 ile -0,136	0,200 ile -0,030	0,194 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,026 ile -0,207	0,343 ile -0,048	0,333 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,021 ile -0,182	0,295 ile -0,042	0,266 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,017 ile -0,152	0,228 ile -0,032	0,221 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,014 ile -0,121	0,160 ile -0,022	0,155 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,522 ile -2,680	1,962 ile -0,980	1,928 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,471 ile -2,440	1,798 ile -0,891	1,755 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,324 ile -1,705	1,258 ile -0,622	1,239 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,101 ile -0,516	0,376 ile -0,184	0,475 ile 0

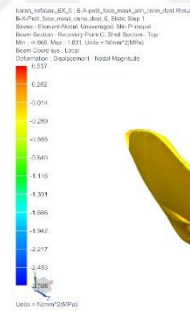
Temporal kemiğin ön yüzünün orta ve üst kısımlarında düşük minimum ve yüksek maksimum asal gerilme değerleri gözlenmektedir. Dişsel ankrajlı

Petit ve Grummons modellerinde bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değerleri ve en düşük minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri arasındaki fark iskeletsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinden, iskeletsel modellerin gerilme değerleri arasındaki fark da Face-bow'lu Petit modellerinden daha fazladır. Bunlarla birlikte Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde temporal kemiğin ön üst köşesinden itibaren frontal kemikle komşuluğu boyunca da yüksek maksimum asal gerilme değerleri görülmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.101-115).

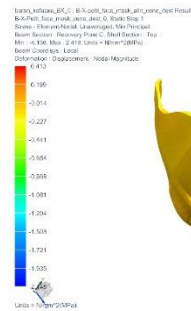
Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde en yüksek Von Mises gerilme değerleri temporal kemiğin ön üst köşesinden itibaren frontal kemikle komşuluğu boyunca görülmektedir. Grummons modellerinde ise kemiğin ön üst köşesinde lokalize olarak görülmektedir (Şekil 4.101-115).



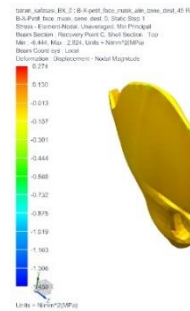
PD 0° Minimum Asal Gerilme



PD 15° Minimum Asal Gerilme



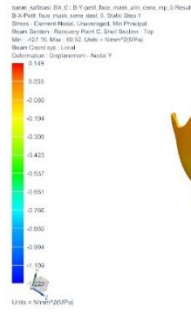
PD 30° Minimum Asal Gerilme



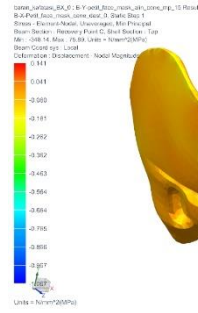
PD 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.101 PD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.

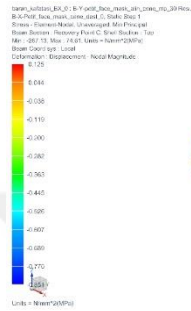




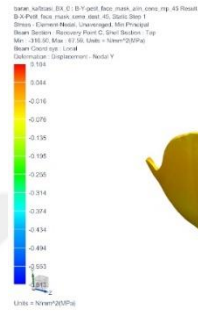
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme

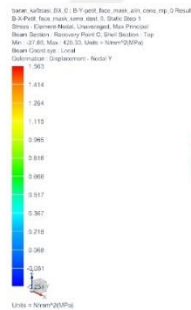


Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

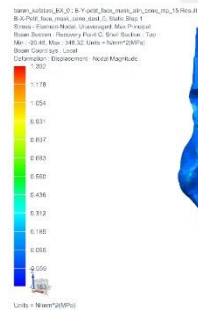


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

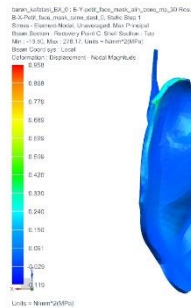
Şekil 4.104 Pİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.



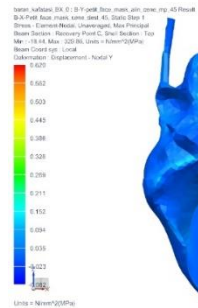
Pİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 15° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 30° Maksimum Asal Gerilme

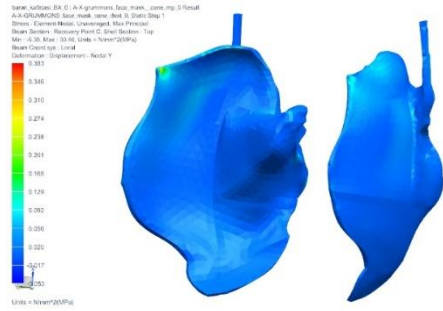


Pİ 45° Maksimum Asal Gerilme

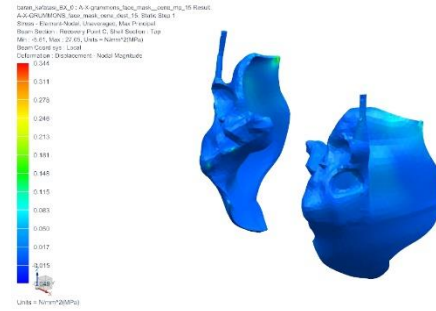
Şekil 4.105 Pİ 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



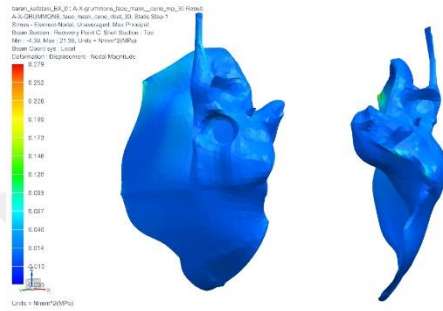




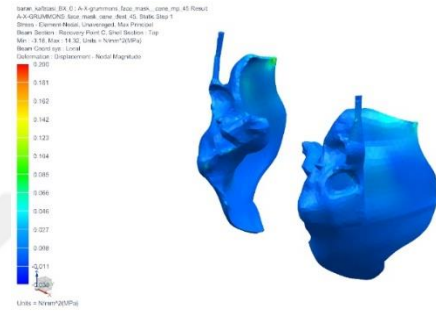
GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme

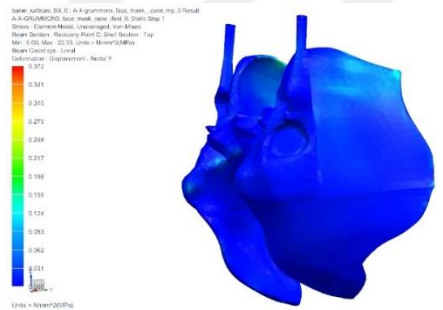


GD 30° Maksimum Asal Gerilme

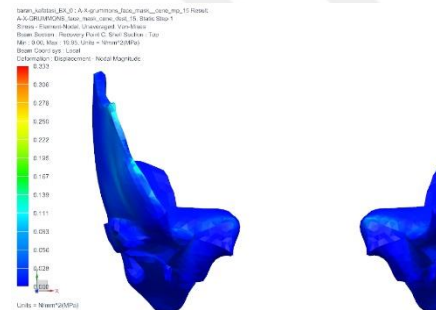


GD 45° Maksimum Asal Gerilme

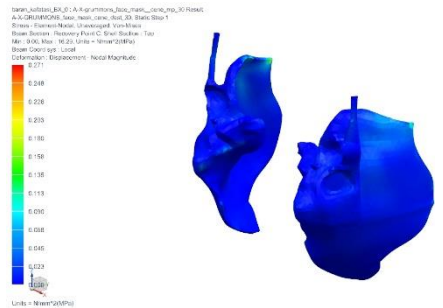
Şekil 4.108 GD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



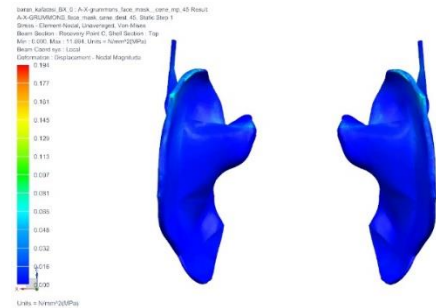
GD 0° Von Mises



GD 15° Von Mises



GD 30° Von Mises

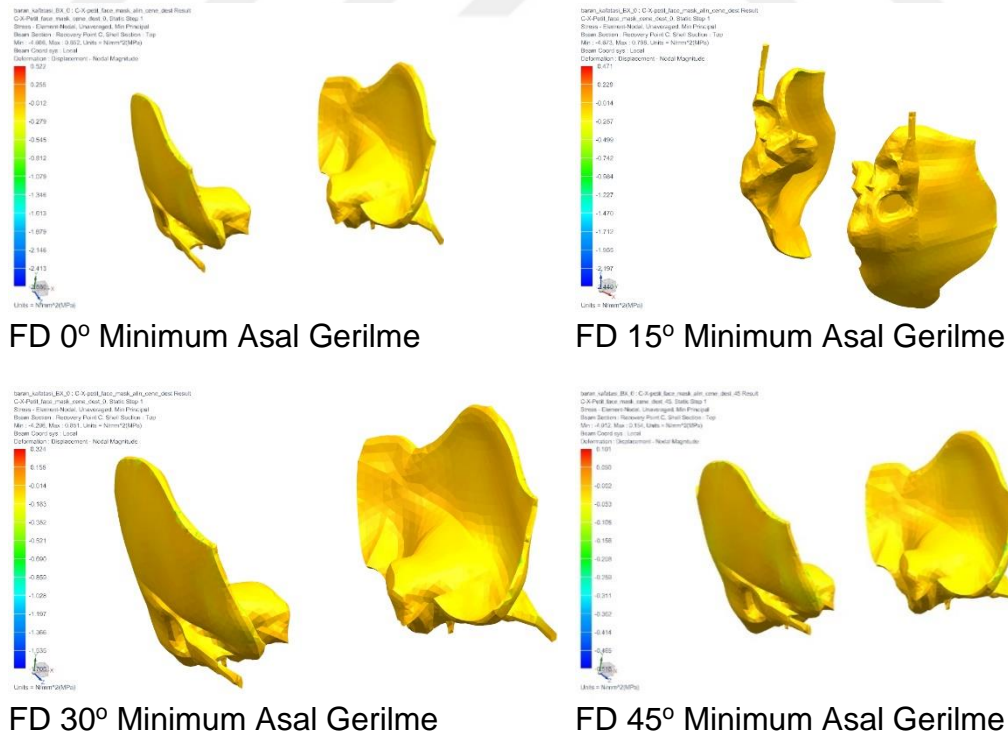
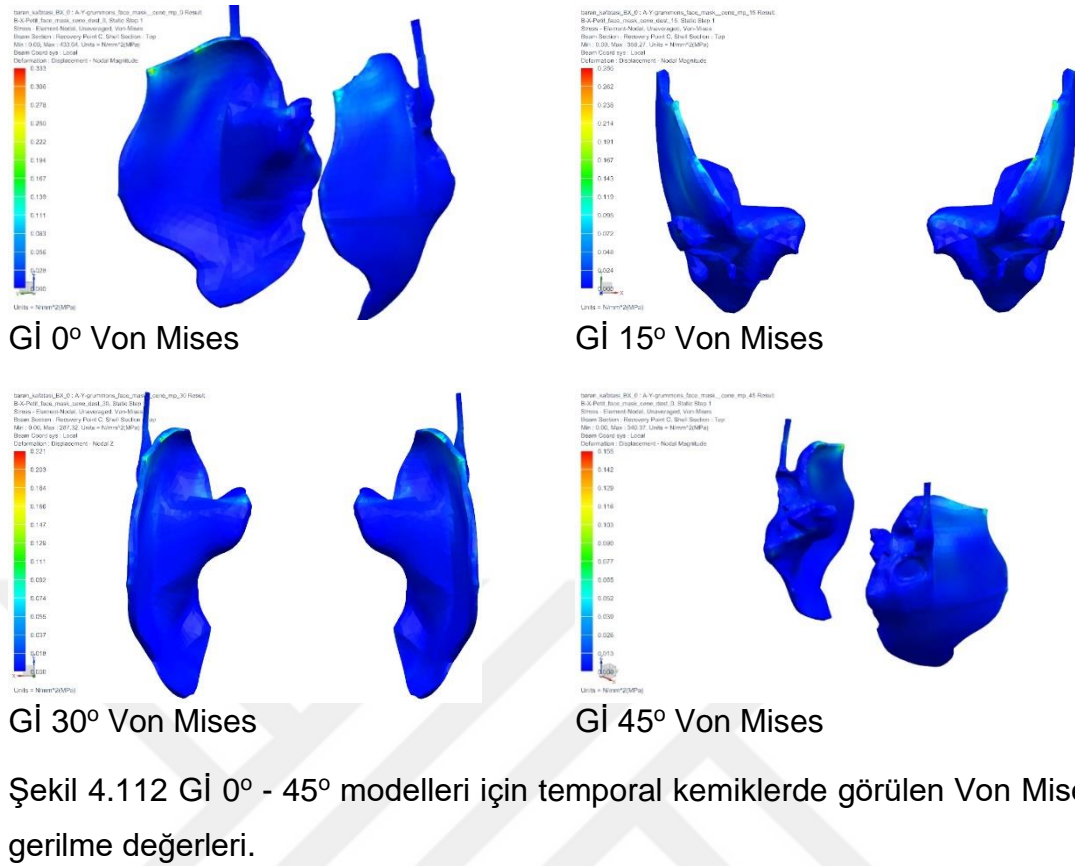


GD 45° Von Mises

Şekil 4.109 GD 0° - 45° modelleri için temporal kemiklerde görülen Von Mises gerilme değerleri.









#### 4.8 Sfenoid Kemikte Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde sfenoid kemikte oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.8'de görülmektedir.

Tablo 4.8 Sfenoid kemikte görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,134 ile -0,677	0,854 ile -0,134	0,782 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,101 ile -0,527	0,656 ile -0,103	0,610 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,065 ile -0,356	0,436 ile -0,083	0,419 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,039 ile -0,182	0,213 ile -0,081	0,245 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,065 ile -0,335	0,467 ile -0,102	0,447 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,051 ile -0,269	0,373 ile -0,097	0,364 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,038 ile -0,190	0,261 ile -0,085	0,265 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,026 ile -0,151	0,146 ile -0,070	0,181 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,014 ile -0,103	0,059 ile -0,025	0,087 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,012 ile -0,088	0,053 ile -0,021	0,076 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,008 ile -0,066	0,044 ile -0,014	0,060 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,004 ile -0,049	0,032 ile -0,010	0,041 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,013 ile -0,091	0,053 ile -0,022	0,080 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,010 ile -0,074	0,046 ile -0,017	0,068 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,007 ile -0,055	0,036 ile -0,011	0,051 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,004 ile -0,043	0,026 ile -0,010	0,036 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,075 ile -0,419	0,504 ile -0,087	0,477 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,063 ile -0,344	0,403 ile -0,093	0,391 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,040 ile -0,184	0,207 ile -0,091	0,251 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,027 ile -0,113	0,236 ile -0,043	0,233 ile 0

Tüm modellerde sfenoid kemiğin lateral duvarlarının orta kısmı ve alt posterolateral köşelerinde düşük minimum asal gerilme değerleri görülmektedir. Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak

değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyüktür ve basma gerilmesi etkin gerilme tipidir. Bu modellerin alt posterolateral bölgelerinde ise yüksek maksimum asal gerilme değerleri gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyüktür ve çekme gerilmesi etkin gerilme tipidir (Şekil 4.116-130).

Grummons modellerinde bu bölgelere ek olarak pterigoid çıkıntının alt ucunda düşük minimum asal gerilme değerleri görülmektedir. Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyüktür ve basma gerilmesi etkin gerilme tipidir. Sfenoid kemiğin maksillaya bakan yüzünün alt lateral bölgelerinde ise yüksek maksimum asal gerilme değerleri gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyüktür ve çekme gerilmesi etkin gerilme tipidir (Şekil 4.122-127).

Tüm modellerde sfenoid kemiğin lateral duvarlarının orta kısımlarında, alt posterolateral bölgelerinde ve bunlara ek olarak Grummons modellerinde pterigoid çıkıntının alt ucunda ve sfenoid kemiğin maksillaya bakan yüzünün alt lateral bölgelerinde yüksek Von Mises gerilme değerleri görülmektedir (Şekil 4.116-130).























Tablo 4.9 Artiküler disklerde görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,066 ile -0,186	0,165 ile -0,043	0,231 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,058 ile -0,200	0,148 ile -0,045	0,237 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,053 ile -0,204	0,124 ile -0,045	0,229 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,044 ile -0,198	0,100 ile -0,043	0,212 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,088 ile -0,157	0,171 ile -0,045	0,209 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,057 ile -0,168	0,149 ile -0,038	0,211 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,049 ile -0,172	0,122 ile -0,039	0,202 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,041 ile -0,168	0,093 ile -0,037	0,185 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,066 ile -0,154	0,197 ile -0,041	0,150 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,061 ile -0,143	0,182 ile -0,039	0,139 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,054 ile -0,125	0,160 ile -0,034	0,122 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,049 ile -0,115	0,149 ile -0,031	0,114 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,059 ile -0,137	0,175 ile -0,037	0,134 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,053 ile -0,122	0,157 ile -0,033	0,120 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,045 ile -0,104	0,133 ile -0,028	0,101 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,041 ile -0,096	0,123 ile -0,026	0,094 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,054 ile -0,140	0,129 ile -0,083	0,178 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,048 ile -0,160	0,123 ile -0,036	0,192 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,045 ile -0,182	0,103 ile -0,040	0,202 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,008 ile -0,043	0,020 ile -0,010	0,045 ile 0

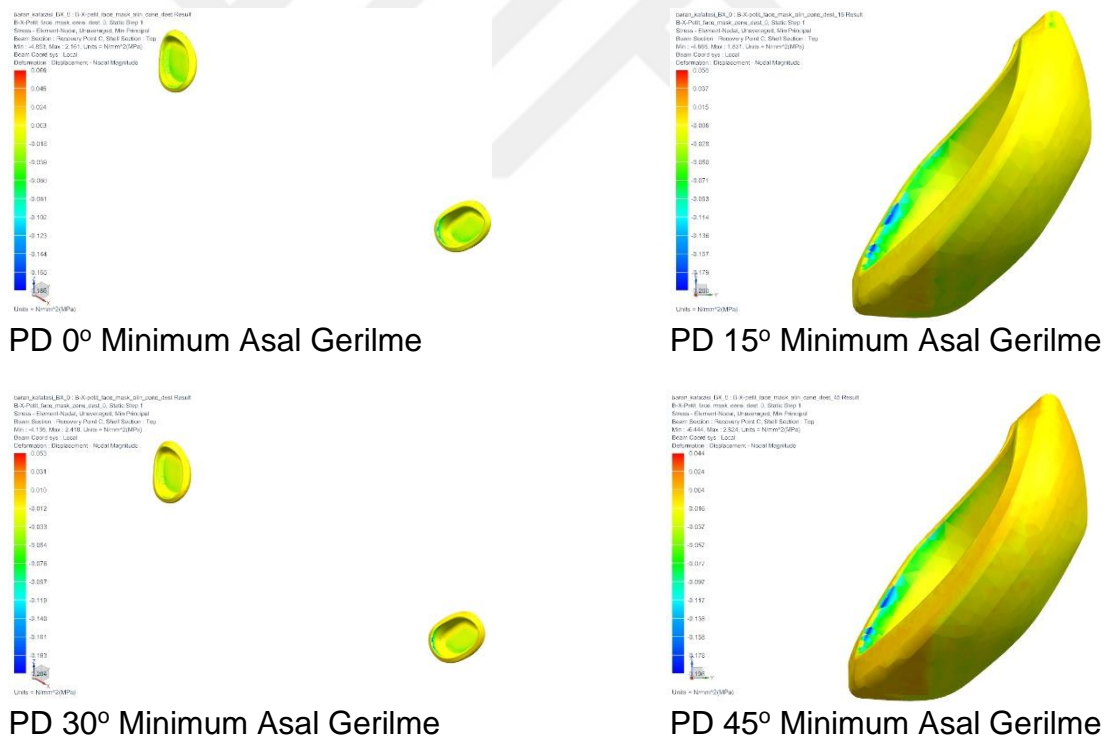
Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde artiküler diskin kondile bakan yüzünün arka medial ve disk konkavitesinin en derin bölgelerinde görülen minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyüktür ve bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir. Artiküler diskin kondil yüzeyine bakan arka üst lateral ve glenoid fossaya bakan ön bölgelerinde görülen maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme



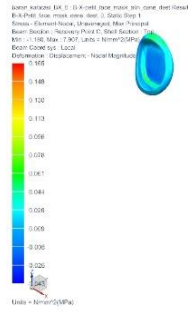
değerlerinin mutlak değerinden büyüktür ve bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.131-136, 143-145).

Grummons modellerinde ise minimum ve maksimum asal gerilme değerleri homojene yakın dağılım göstermekle birlikte artiküler diskin kondil yüzeyine bakan yüzünün arka medial bölgelerinde düşük de olsa basma gerilmeleri, artiküler diskin kondil yüzeyine bakan yüzünün arka lateral bölgelerinde ise düşük de olsa çekme gerilmeleri görülmektedir (Şekil 4.137-142).

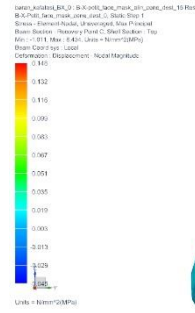
Von Mises gerilmeleri Grummons modellerinde artiküler diskin kondil yüzeyine bakan yüzünün arka medial bölgelerinde, Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde ise artiküler diskin kondile bakan yüzünün arka medial, arka üst lateral ve disk konkavitesinin en derin bölgelerinde yüksek değerler aldığı görülmektedir (Şekil 4.131-145).



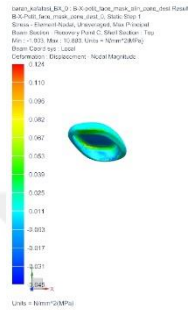
Şekil 4.131 PD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.



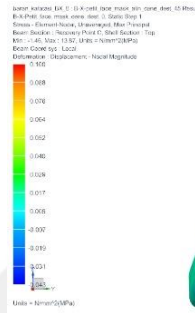
PD 0° Maksimum Asal Gerilme



PD 15° Maksimum Asal Gerilme

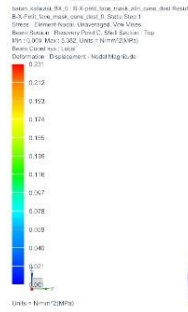


PD 30° Maksimum Asal Gerilme

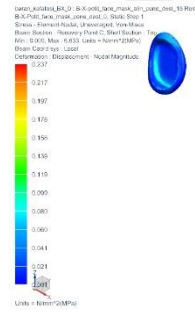


PD 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.132 PD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



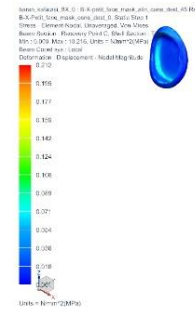
PD 0° Von Mises



PD 15° Von Mises

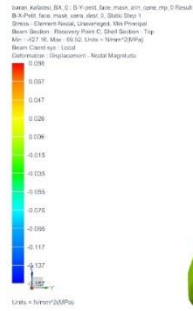


PD 30° Von Mises

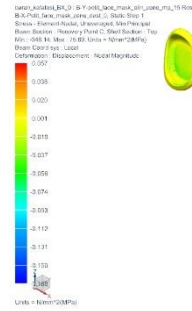


PD 45° Von Mises

Şekil 4.133 PD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri.



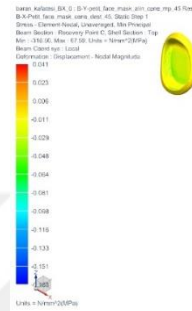
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme

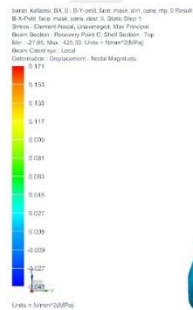


Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

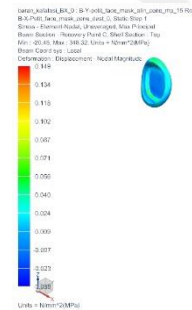


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

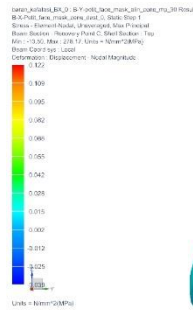
Şekil 4.134 Pİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.



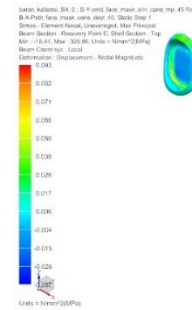
Pİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 15° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 30° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 45° Maksimum Asal Gerilme

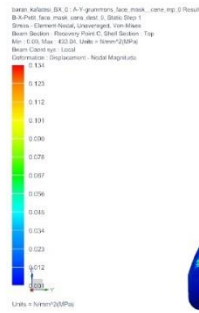
Şekil 4.135 Pİ 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



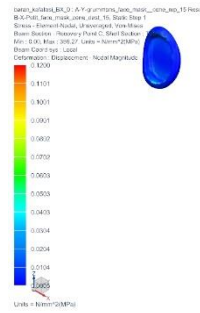




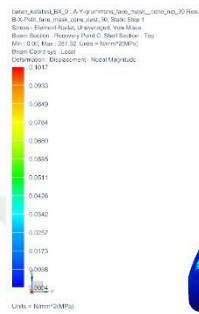




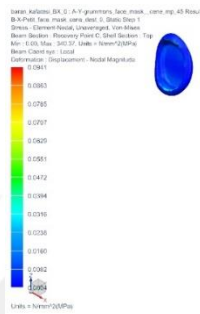
GI 0° Von Mises



GI 15° Von Mises

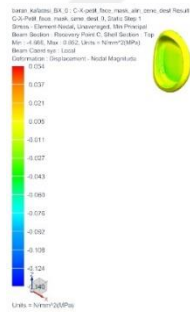


GI 30° Von Mises

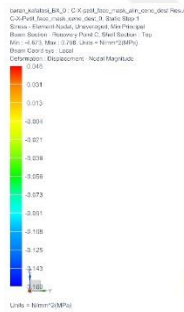


GI 45° Von Mises

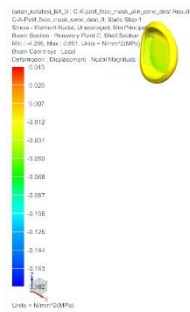
Şekil 4.142 GI 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri.



FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme



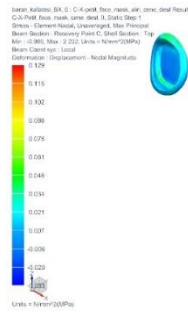
FD 30° Minimum Asal Gerilme



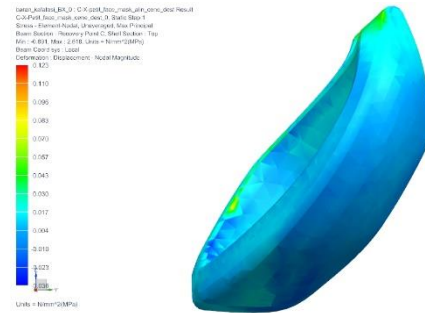
FD 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.143 FD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen minimum asal gerilme değerleri.

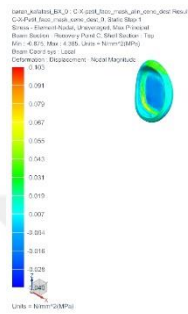




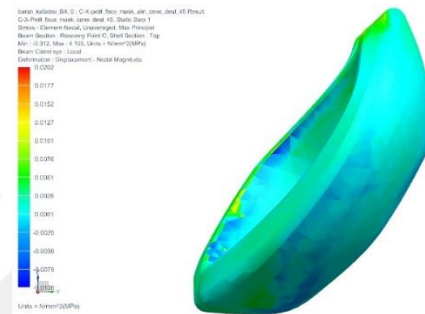
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

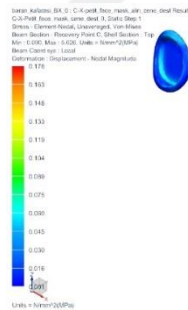


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

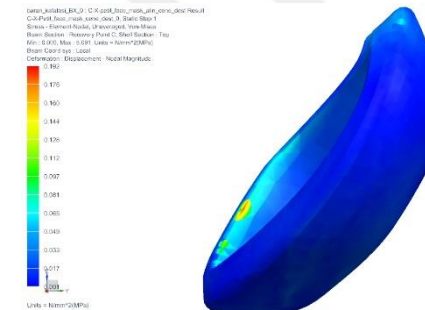


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

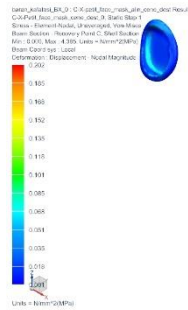
Şekil 4.144 FD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen maksimum asal gerilme değerleri.



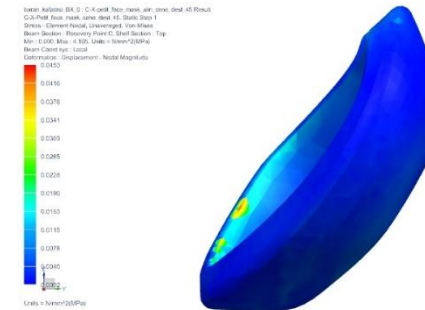
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.145 FD 0° - 45° modelleri için artiküler disklerde görülen Von Mises gerilme değerleri.

#### 4.10 Frontonazal Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde frontonazal suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.10'da görülmektedir.

Tablo 4.10 Frontonazal suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

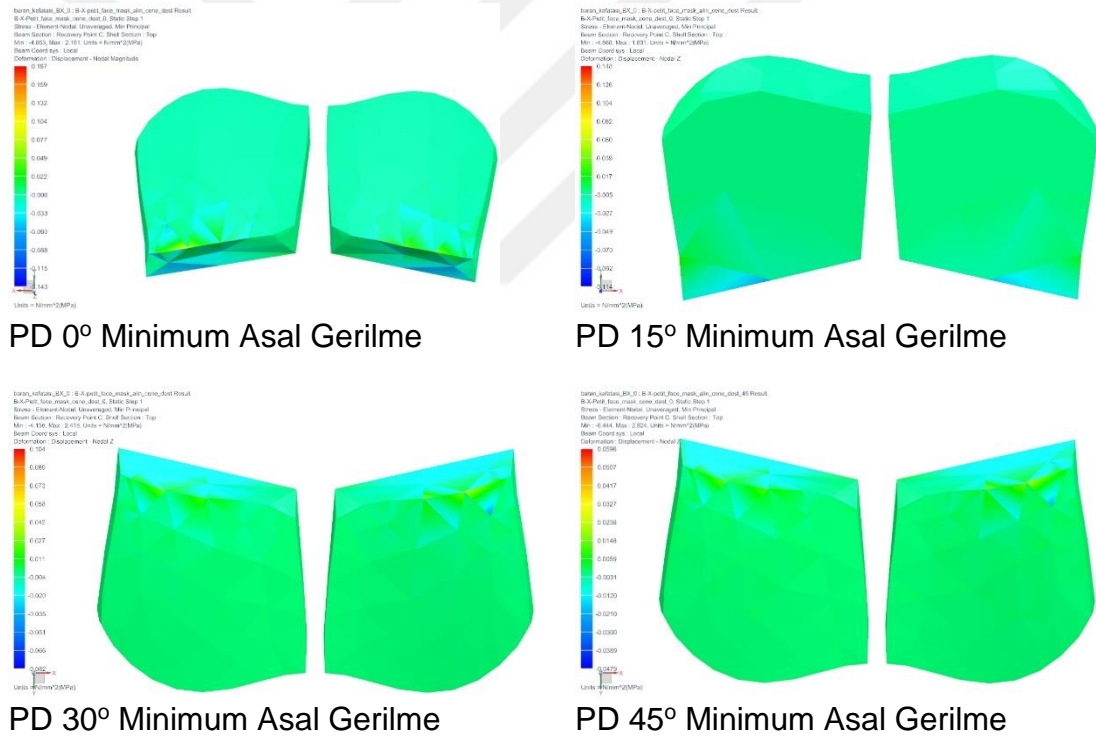
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,187 ile -0,143	0,207 ile -0,120	0,046 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,148 ile -0,114	0,164 ile -0,096	0,036 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,104 ile -0,082	0,116 ile -0,069	0,026 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,059 ile -0,047	0,066 ile -0,040	0,014 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,048 ile -0,054	0,054 ile -0,047	0,016 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,054 ile -0,063	0,061 ile -0,055	0,014 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,041 ile -0,048	0,047 ile -0,042	0,010 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,033 ile -0,039	0,037 ile -0,034	0,007 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,187 ile -0,143	0,207 ile -0,120	0,007 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,015 ile -0,024	0,016 ile -0,023	0,006 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,010 ile -0,018	0,011 ile -0,017	0,004 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,006 ile -0,010	0,066 ile -0,010	0,002 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,016 ile -0,026	0,017 ile -0,024	0,006 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,012 ile -0,021	0,013 ile -0,019	0,005 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,008 ile -0,014	0,009 ile -0,013	0,003 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,004 ile -0,007	0,004 ile -0,007	0,001 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,095 ile -0,075	0,106 ile -0,063	0,023 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,077 ile -0,063	0,087 ile -0,052	0,019 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,045 ile -0,038	0,051 ile -0,031	0,012 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,054 ile -0,042	0,059 ile -0,035	0,012 ile 0

Tüm modellerde en düşük minimum asal gerilme değerleri suturun frontal kemiğe bakan yüzünün alt lateral kısımlarında gözlenmektedir. Bu

bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.146-160).

Tüm modellerde en yüksek maksimum asal ve gerilme değerleri suturun nazal kemiğe bakan yüzünün alt lateral kısımlarında lokalize olarak görülmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.146-160).

Tüm modellerde en yüksek Von Mises gerilme değerleri suturun etmoid kemiğe bakan dış sınırının lateral kısımlarında gözlenmektedir (Şekil 4.146-160).



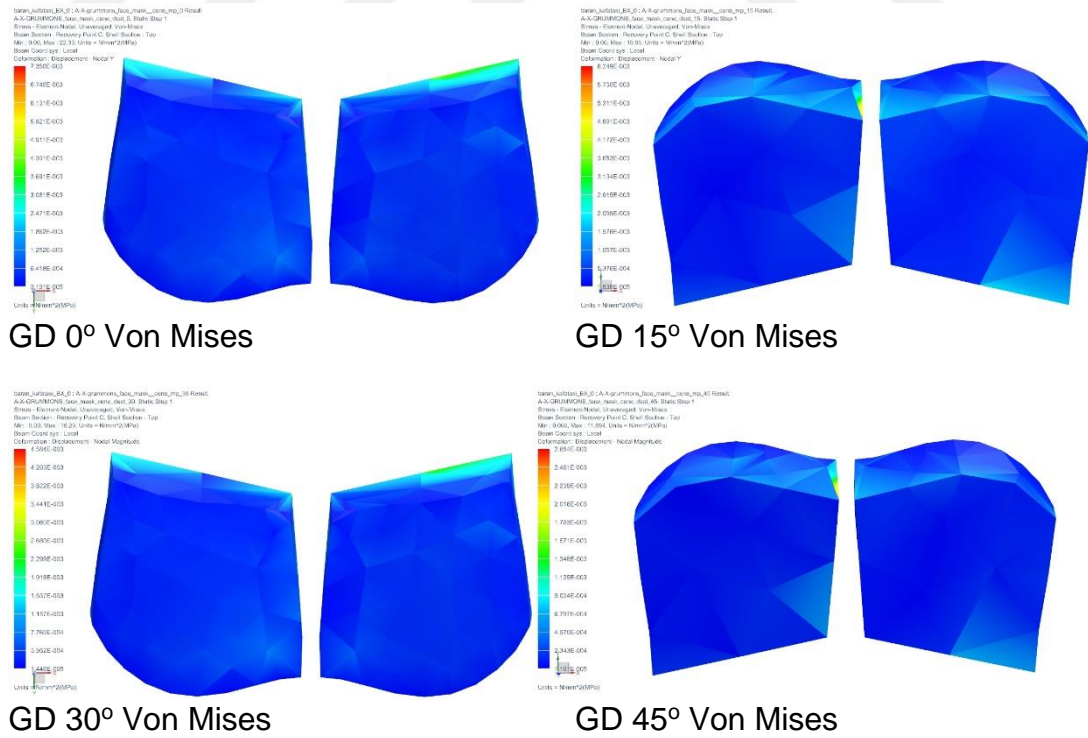
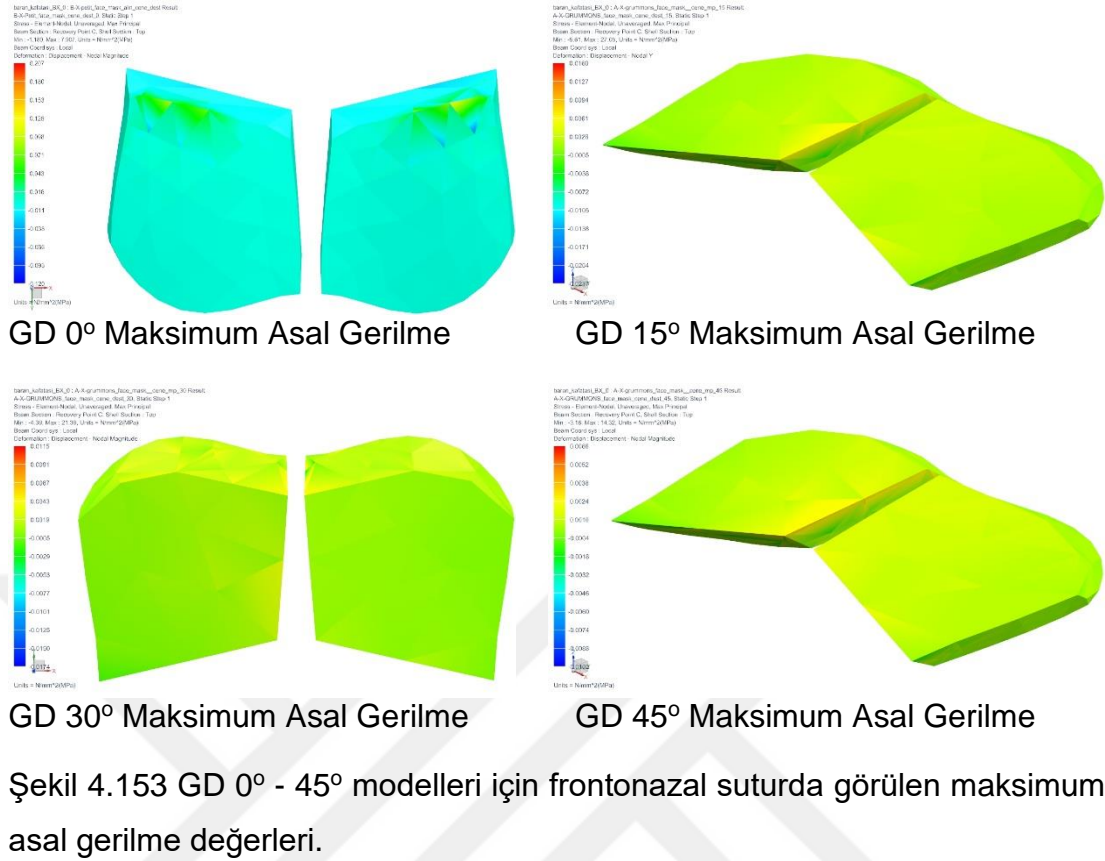
Şekil 4.146 PD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.











Şekil 4.154 GD 0° - 45° modelleri için frontonazal suturede görülen Von Mises gerilme değerleri.









#### 4.11 Nazomaksiller Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde nazomaksiller suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.11'de görülmektedir.

Tablo 4.11 Nazomaksiller suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

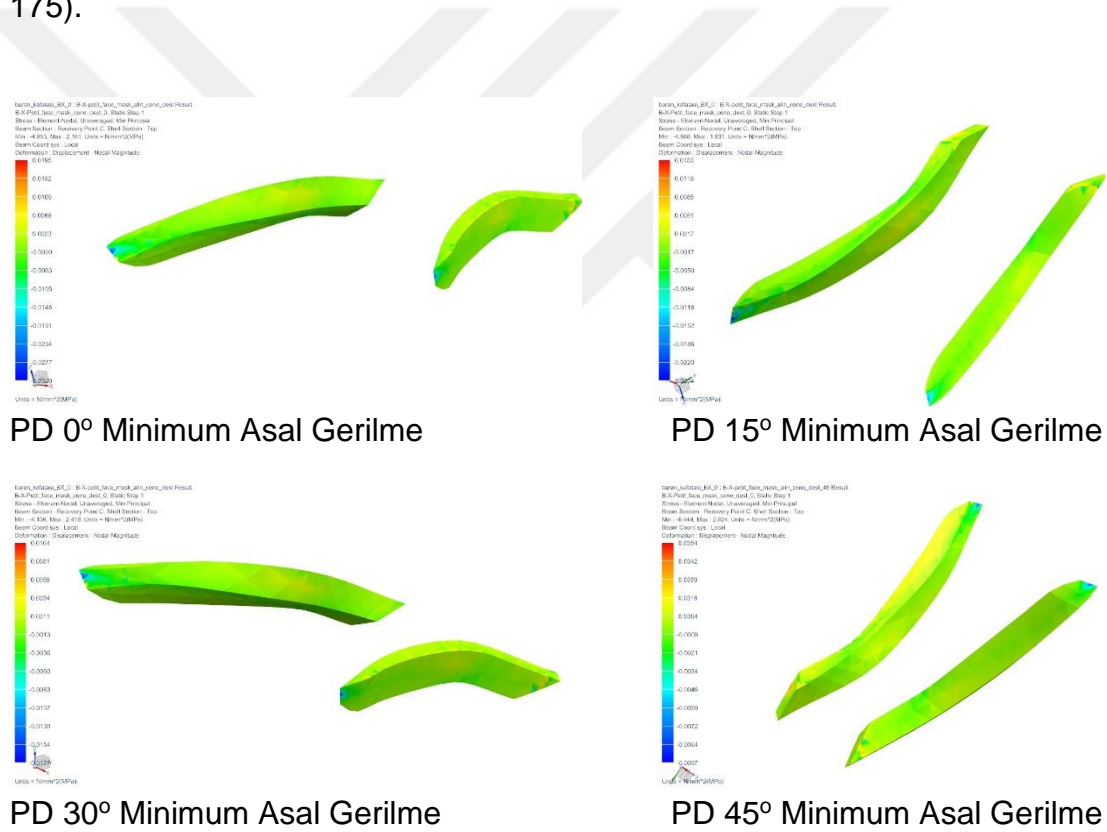
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,019 ile -0,032	0,025 ile -0,019	0,016 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,015 ile -0,025	0,020 ile -0,016	0,013 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,010 ile -0,017	0,014 ile -0,011	0,009 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,005 ile -0,009	0,008 ile -0,007	0,005 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,282 ile -0,156	0,354 ile -0,135	0,084 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,247 ile -0,136	0,312 ile -0,117	0,077 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,192 ile -0,111	0,243 ile -0,094	0,063 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,127 ile -0,081	0,163 ile -0,069	0,046 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,108 ile -0,068	0,139 ile -0,058	0,026 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,090 ile -0,057	0,115 ile -0,049	0,022 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,062 ile -0,040	0,080 ile -0,034	0,015 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,031 ile -0,022	0,040 ile -0,019	0,009 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,096 ile -0,060	0,123 ile -0,051	0,023 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,076 ile -0,048	0,097 ile -0,041	0,018 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,049 ile -0,032	0,063 ile -0,027	0,012 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,021 ile -0,016	0,028 ile -0,013	0,007 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,015 ile -0,023	0,019 ile -0,014	0,012 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,012 ile -0,020	0,016 ile -0,012	0,010 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,006 ile -0,011	0,009 ile -0,007	0,006 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,002 ile -0,003	0,003 ile -0,003	0,002 ile 0

Tüm modellerde en düşük minimum asal gerilme değerleri suturun nazal kemiğe bakan yüzeyinin orta kısmı boyunca ve alt ucunda

gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.161-175).

Tüm modellerde en yüksek maksimum asal ve gerilme değerleri suturun dış kenarı boyunca orta kısımlarda görülmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.161-175).

Tüm modellerde en yüksek Von Mises gerilme değerleri suturun dış kenarı boyunca orta kısımlarda ve alt ucunda gözlenmektedir (Şekil 4.161-175).



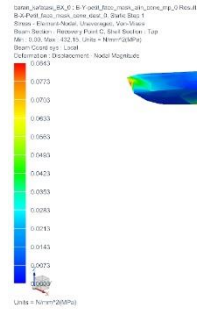
Şekil 4.161 PD 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



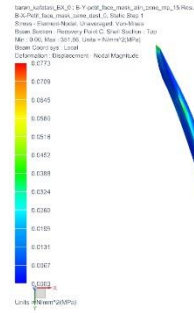




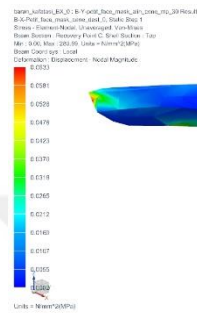




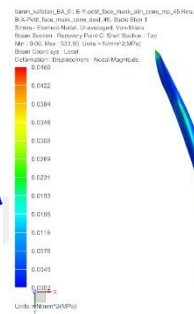
Pİ 0° Von Mises



Pİ 15° Von Mises

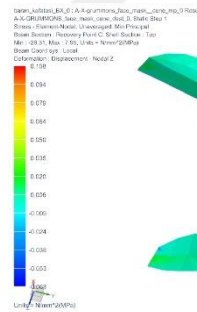


Pİ 30° Von Mises



Pİ 45° Von Mises

Şekil 4.166 Pİ 0° - 45° modelleri için nazomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.















#### 4.12 Frontomaksiller Sutura da Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde nazomaksiller suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.12'de görülmektedir.

Tablo 4.12 Frontomaksiller suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

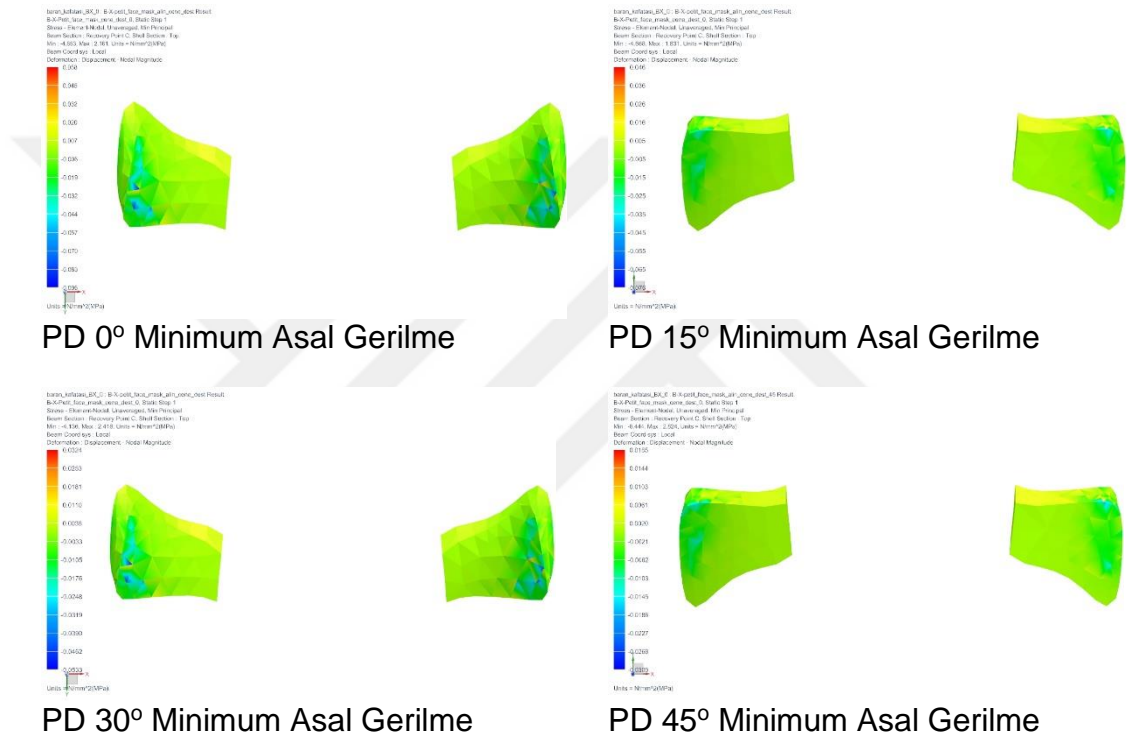
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,058 ile -0,096	0,080 ile -0,062	0,041 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,046 ile -0,076	0,062 ile -0,049	0,032 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,032 ile -0,053	0,045 ile -0,035	0,022 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,018 ile -0,030	0,026 ile -0,020	0,012 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,149 ile -0,306	0,163 ile -0,262	0,038 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,131 ile -0,286	0,144 ile -0,245	0,035 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,103 ile -0,239	0,113 ile -0,206	0,029 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,070 ile -0,180	0,078 ile -0,155	0,022 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,049 ile -0,092	0,058 ile -0,087	0,025 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,042 ile -0,079	0,050 ile -0,074	0,021 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,031 ile -0,059	0,037 ile -0,055	0,016 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,022 ile -0,037	0,024 ile -0,034	0,009 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,043 ile -0,082	0,052 ile -0,078	0,022 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,035 ile -0,066	0,042 ile -0,063	0,018 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,024 ile -0,047	0,029 ile -0,044	0,012 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,017 ile -0,029	0,019 ile -0,025	0,007 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,028 ile -0,050	0,042 ile -0,034	0,020 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,022 ile -0,042	0,034 ile -0,028	0,016 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,013 ile -0,026	0,020 ile -0,017	0,009 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,017 ile -0,025	0,023 ile -0,017	0,010 ile 0

Tüm modellerde en düşük minimum asal gerilme değerleri suturun alt kenarının lateral köşelerinde lokalize olarak görülmektedir. Bu bölgelerdeki en

düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.176-190).

Tüm modellerde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri suturda homojene yakın bir dağılım göstermiştir (Şekil 4.176-190).

Tüm modellerde en yüksek Von Mises gerilme değerleri suturun alt kenarının lateral köşelerinde lokalize olarak görülmektedir (Şekil 4.176-190).

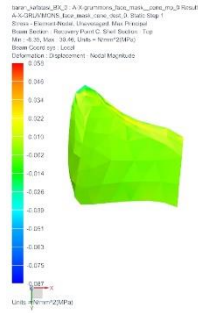


Şekil 4.176 PD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.

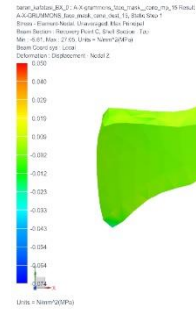




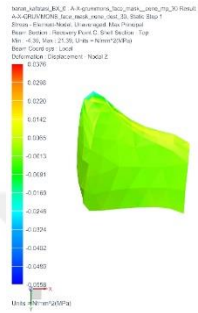




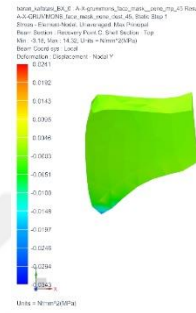
GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme

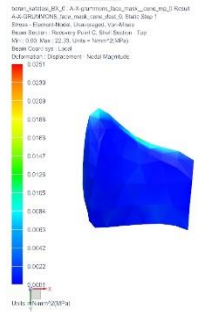


GD 30° Maksimum Asal Gerilme

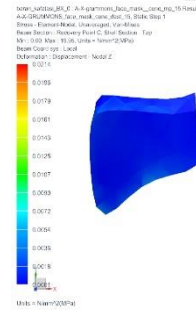


GD 45° Maksimum Asal Gerilme

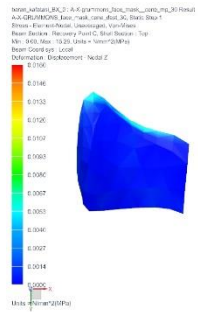
Şekil 4.183 GD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



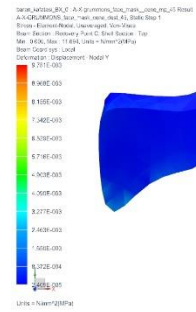
GD 0° Von Mises



GD 15° Von Mises



GD 30° Von Mises

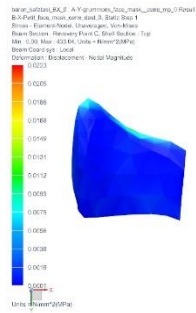


GD 45° Von Mises

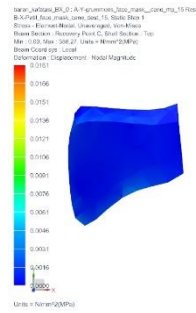
Şekil 4.184 GD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



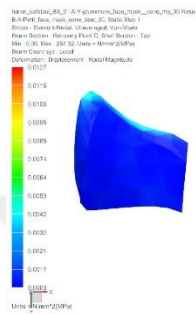




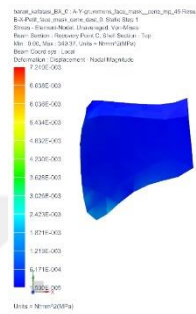
GI 0° Von Mises



GI 15° Von Mises

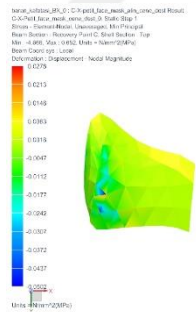


GI 30° Von Mises

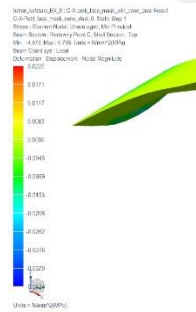


GI 45° Von Mises

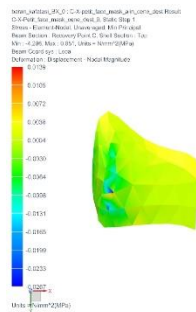
Şekil 4.187 GI 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



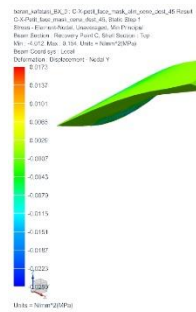
FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme

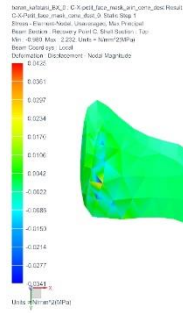


FD 30° Minimum Asal Gerilme

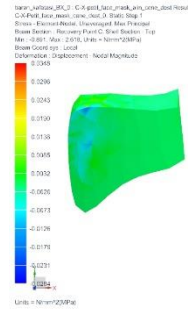


FD 45° Minimum Asal Gerilme

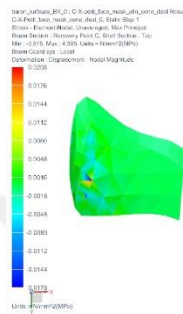
Şekil 4.188 FD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



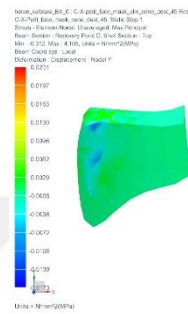
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

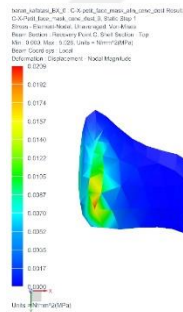


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

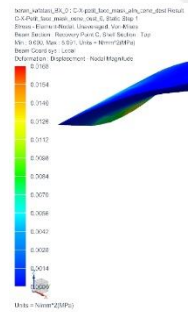


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

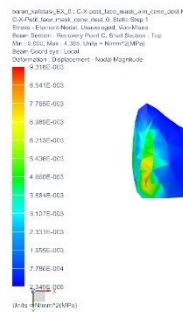
Şekil 4.189 FD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



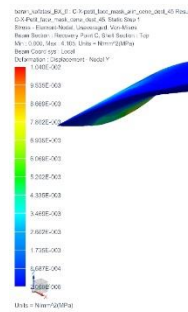
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.190 FD 0° - 45° modelleri için frontomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.

#### 4.13 Zigomatikotemporal Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

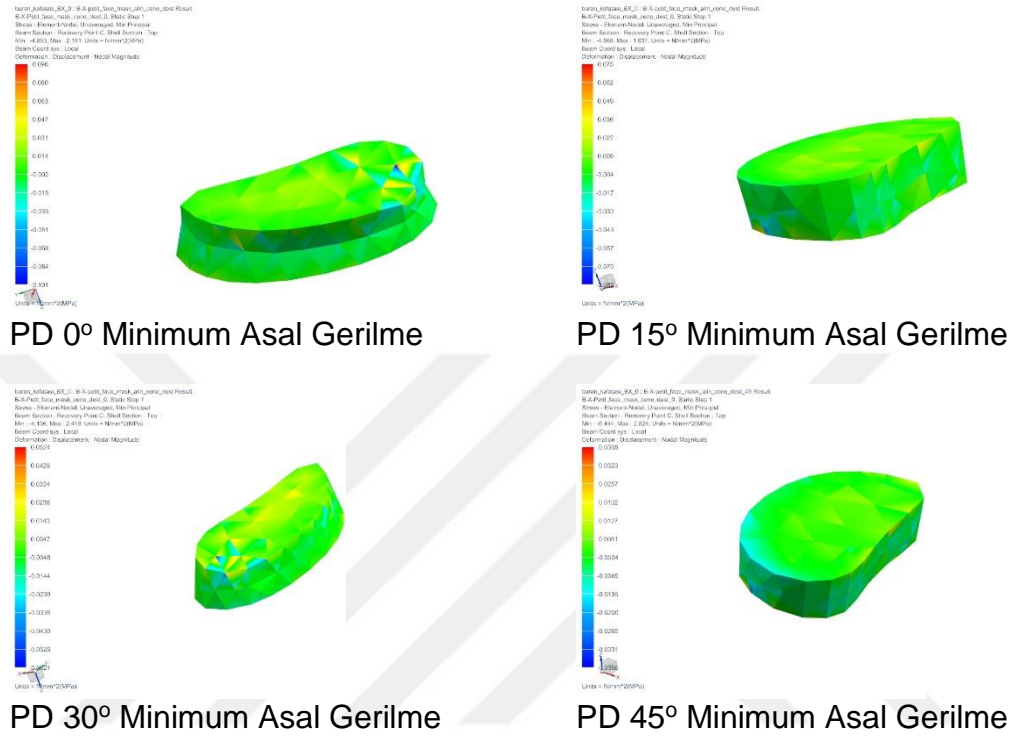
Oluşturulan modellerde zigomatikotemporal suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.13'te görülmektedir.

Tablo 4.13 Zigomatikotemporal suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

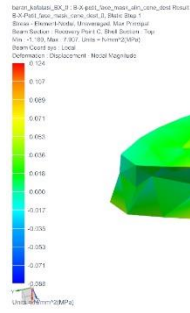
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,096 ile -0,101	0,124 ile -0,068	0,038 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,075 ile -0,083	0,100 ile -0,071	0,032 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,052 ile -0,062	0,073 ile 0,052	0,025 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,038 ile -0,039	0,058 ile -0,032	0,017 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,084 ile -0,081	0,112 ile -0,073	0,029 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,073 ile -0,069	0,097 ile -0,063	0,025 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,057 ile -0,054	0,076 ile -0,049	0,012 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,040 ile -0,038	0,053 ile -0,033	0,008 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,017 ile -0,018	0,025 ile -0,015	0,007 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,009 ile -0,011	0,015 ile -0,008	0,005 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,052 ile -0,062	0,014 ile -0,010	0,005 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,038 ile -0,039	0,058 ile -0,031	0,017 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,009 ile -0,011	0,014 ile -0,009	0,005 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,009 ile -0,015	0,014 ile -0,010	0,005 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,012 ile -0,020	0,018 ile -0,014	0,006 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,012 ile -0,024	0,018 ile -0,017	0,007 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,062 ile -0,074	0,088 ile -0,061	0,031 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,057 ile -0,065	0,087 ile -0,052	0,028 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,047 ile -0,043	0,072 ile 0,033	0,022 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,045 ile -0,040	0,055 ile -0,036	0,012 ile 0

Tüm modellerde en düşük minimum asal, en yüksek maksimum asal ve en yüksek Von Mises gerilme değerleri suturun alt kenarının lateral bölgesinde

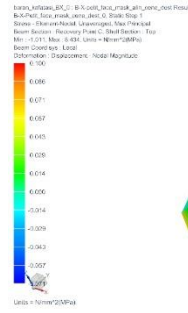
lokalize olarak görülmektedir ve bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilme değerinin mutlak değerinden büyüktür ve çekme gerilmesi etkin gerilme tipidir (Şekil 4.191-205).



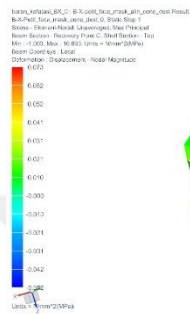
Şekil 4.191 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



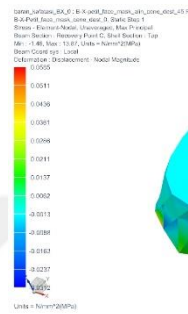
PD 0° Maksimum Asal Gerilme



PD 15° Maksimum Asal Gerilme



PD 30° Maksimum Asal Gerilme



PD 45° Maksimum Asal Gerilme

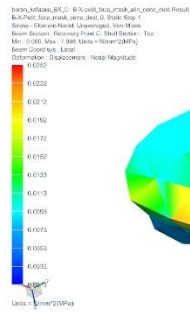
Şekil 4.192 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



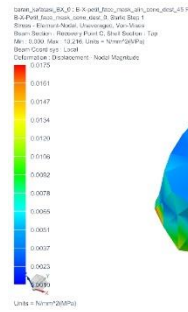
PD 0° Von Mises



PD 15° Von Mises



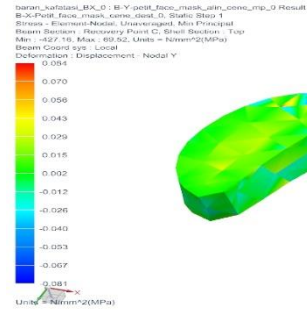
PD 30° Von Mises



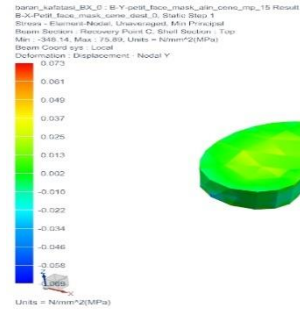
PD 45° Von Mises

Şekil 4.193 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.

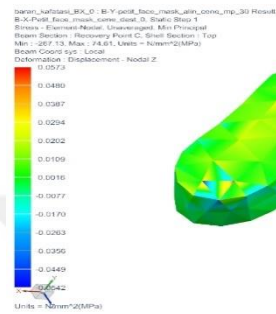




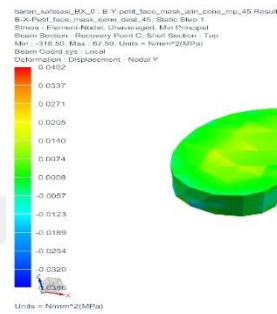
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme

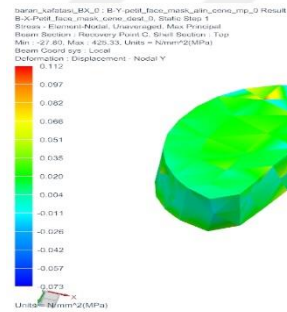


Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

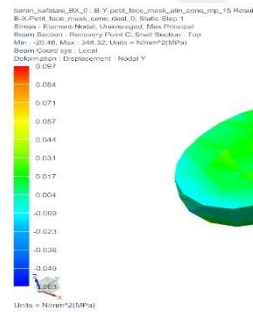


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

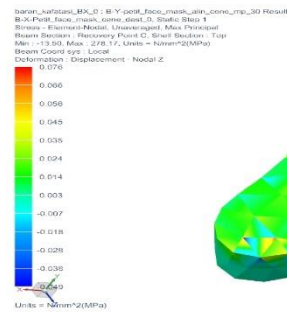
Şekil 4.194 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



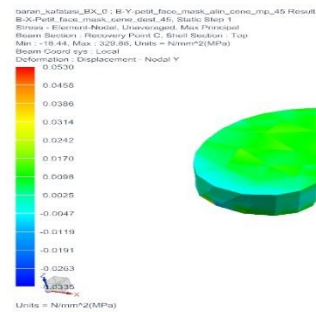
Pİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 15° Maksimum Asal Gerilme

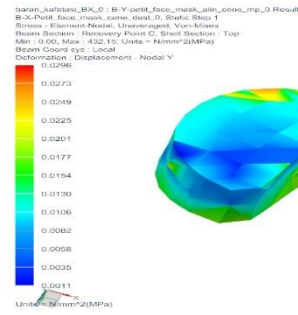


Pİ 30° Maksimum Asal Gerilme

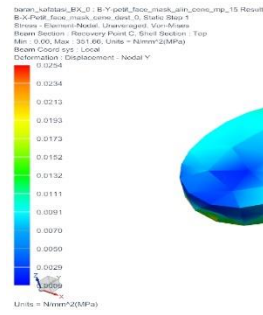


Pİ 45° Maksimum Asal Gerilme

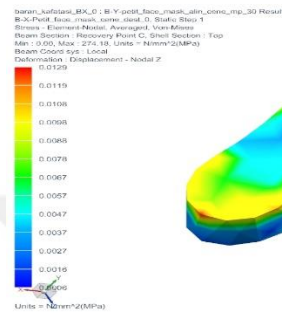
Şekil 4.195 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



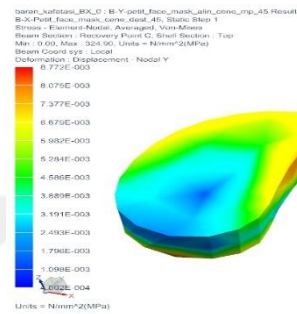
Pİ 0° Von Mises



Pİ 15° Von Mises

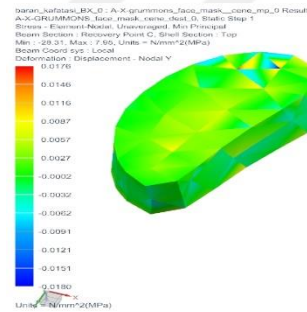


Pİ 30° Von Mises

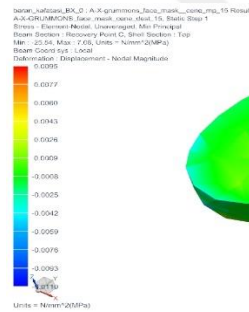


Pİ 45° Von Mises

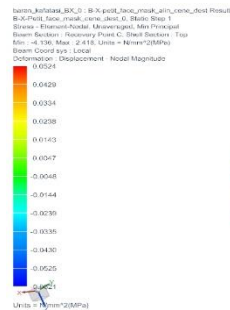
Şekil 4.196 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



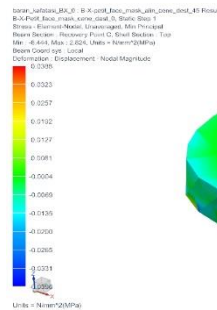
GD 0° Minimum Asal Gerilme



GD 15° Minimum Asal Gerilme

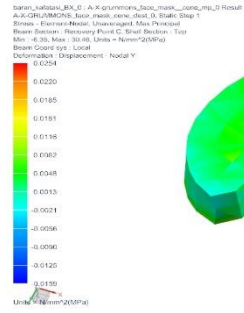


GD 30° Minimum Asal Gerilme

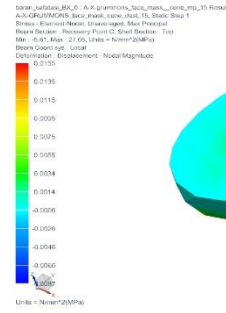


GD 45° Minimum Asal Gerilme

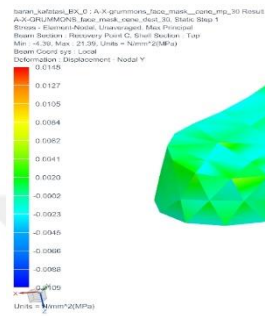
Şekil 4.197 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



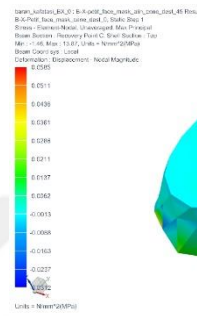
GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme

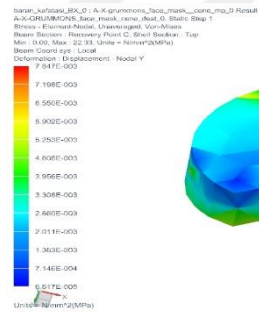


GD 30° Maksimum Asal Gerilme

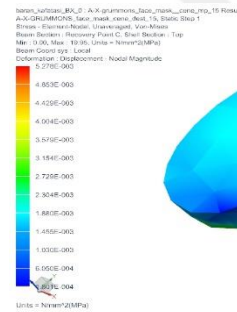


GD 45° Maksimum Asal Gerilme

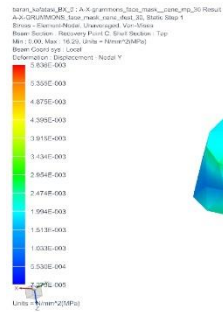
Şekil 4.198 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



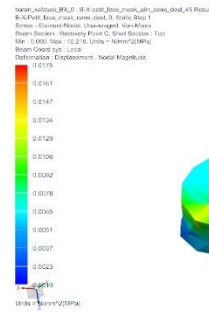
GD 0° Von Mises



GD 15° Von Mises

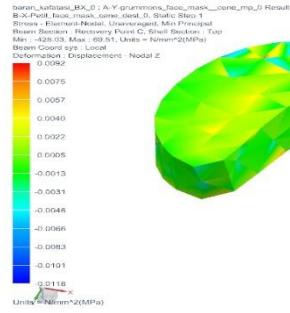


GD 30° Von Mises

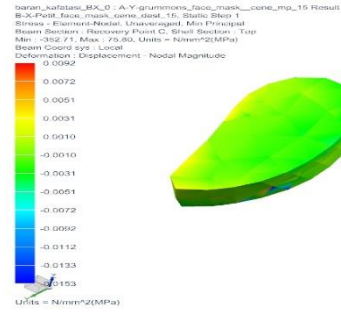


GD 45° Von Mises

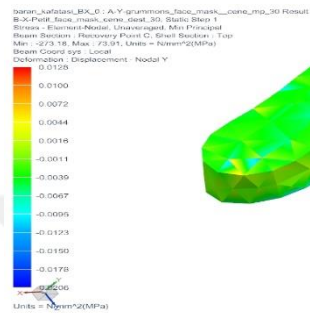
Şekil 4.199 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



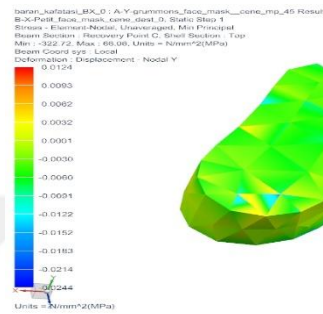
Gİ 0° Minimum Asal Gerilme



Gİ 15° Minimum Asal Gerilme

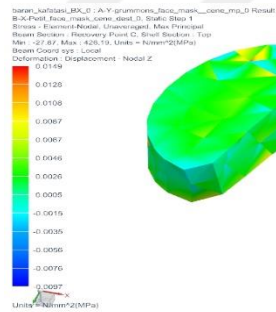


Gİ 30° Minimum Asal Gerilme

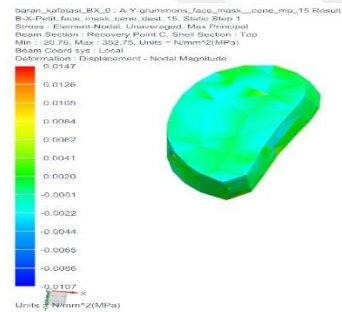


Gİ 45° Minimum Asal Gerilme

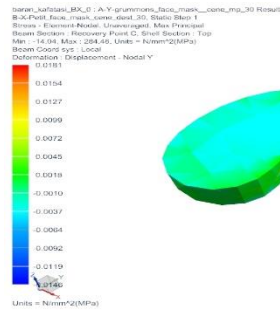
Şekil 4.200 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



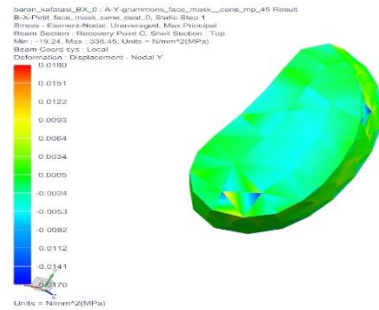
Gİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Gİ 15° Maksimum Asal Gerilme



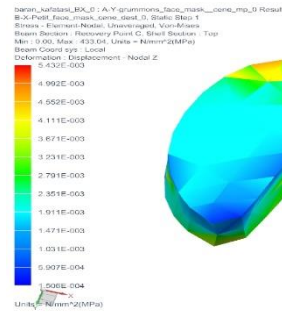
Gİ 30° Maksimum Asal Gerilme



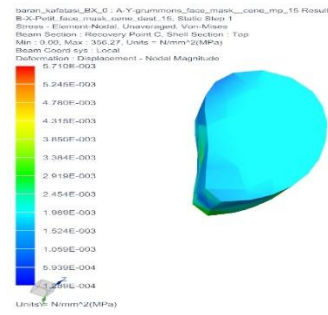
Gİ 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.201 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.

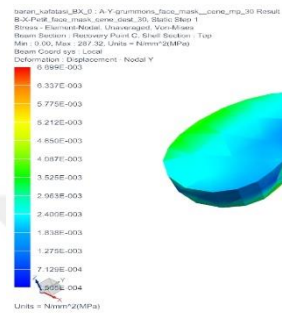




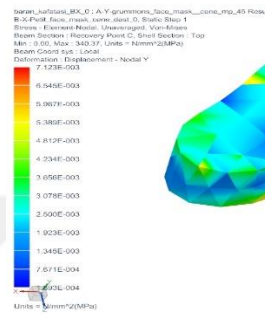
Gİ 0° Von Mises



Gİ 15° Von Mises

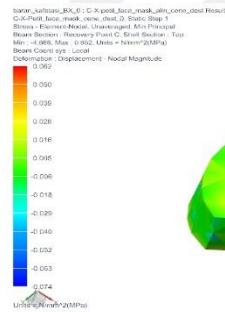


Gİ 30° Von Mises

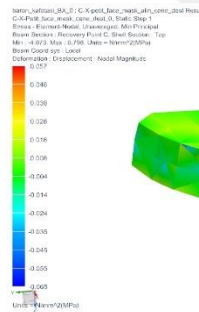


Gİ 45° Von Mises

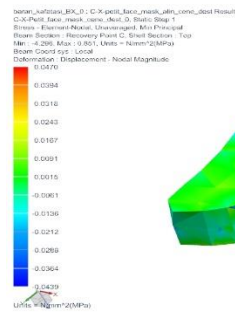
Şekil 4.202 Gİ 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



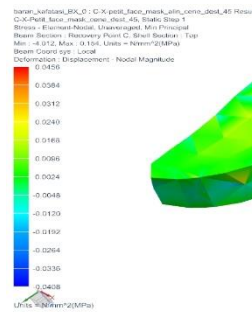
FD 0° Minimum Asal Gerilme



FD 15° Minimum Asal Gerilme

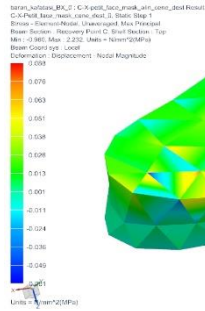


FD 30° Minimum Asal Gerilme

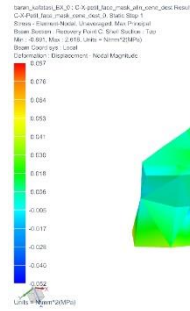


FD 45° Minimum Asal Gerilme

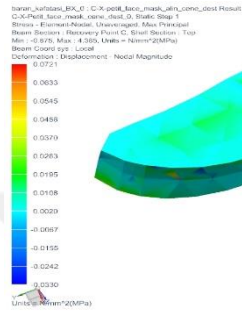
Şekil 4.203 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



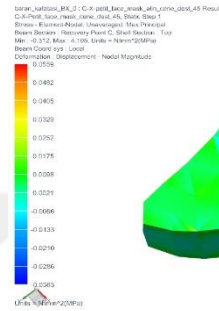
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

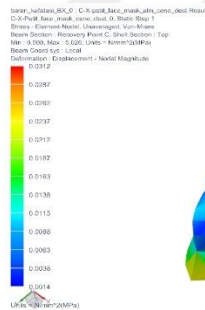


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

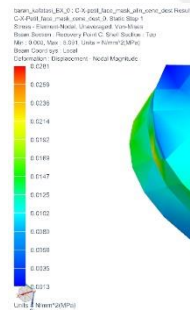


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

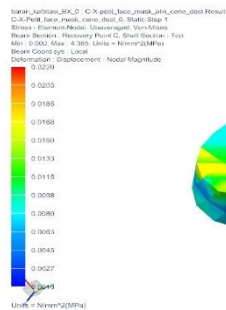
Şekil 4.204 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



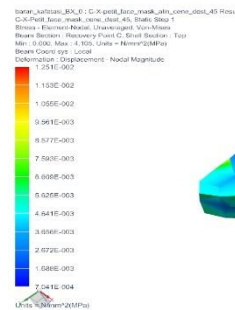
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.205 FD 0° - 45° modelleri için zigomatikotemporal suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



#### 4.14 Zigomatikomaksiller Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

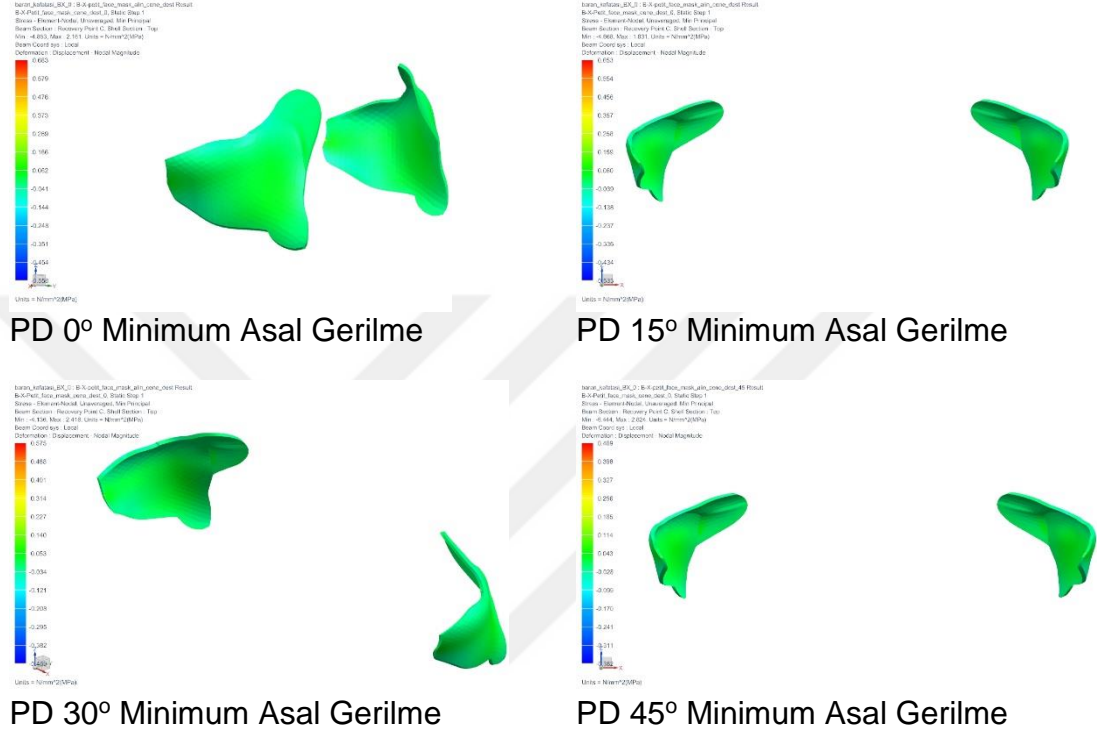
Oluşturulan modellerde zigomatikomaksiller suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.14'te görülmektedir.

Tablo 4.14 Zigomatikomaksiller suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

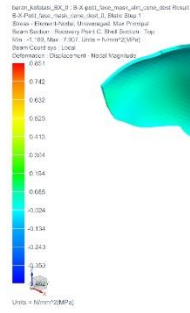
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,683 ile -0,558	0,851 ile -0,462	0,153 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,653 ile -0,533	0,814 ile -0,442	0,146 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,575 ile -0,469	0,717 ile -0,390	0,128 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,469 ile -0,382	0,584 ile -0,318	0,104 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,476 ile -0,393	0,596 ile -0,326	0,108 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,423 ile -0,349	0,528 ile -0,289	0,096 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,342 ile -0,282	0,427 ile -0,234	0,077 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,248 ile -0,205	0,310 ile -0,170	0,056 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,484 ile -0,207	0,543 ile -0,179	0,102 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,449 ile -0,191	0,504 ile -0,164	0,092 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,373 ile -0,156	0,418 ile -0,135	0,128 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,256 ile -0,106	0,287 ile -0,091	0,049 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,434 ile -0,185	0,486 ile -0,169	0,091 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,386 ile -0,163	0,433 ile -0,141	0,079 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,305 ile -0,128	0,342 ile -0,110	0,061 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,199 ile -0,081	0,223 ile -0,070	0,038 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,652 ile -0,533	0,813 ile -0,442	0,146 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,649 ile -0,530	0,809 ile -0,440	0,145 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,539 ile -0,439	0,671 ile -0,365	0,120 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,133 ile -0,110	0,166 ile -0,091	0,030 ile 0

Tüm modellerde en düşük minimum asal, en yüksek maksimum asal ve en yüksek Von Mises gerilme değerleri suturda homojen bir dağılım

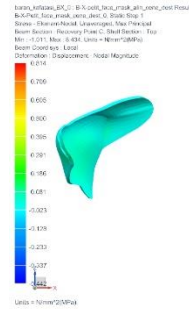
göstermektedir. Buna göre suturun genelinde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri en düşük minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyük olduğu için suturda etkin gerilme tipi çekme gerilmesidir (Şekil 4.206-220).



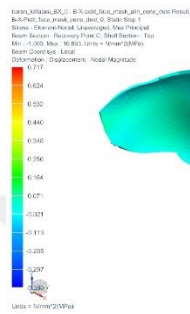
Şekil 4.206 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



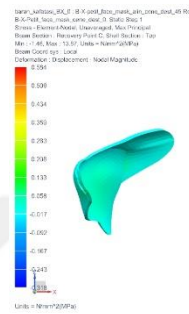
PD 0° Maksimum Asal Gerilme



PD 15° Maksimum Asal Gerilme

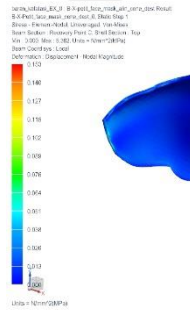


PD 30° Maksimum Asal Gerilme

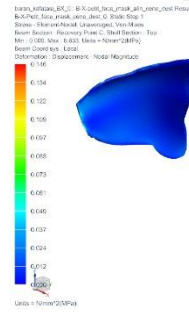


PD 45° Maksimum Asal Gerilme

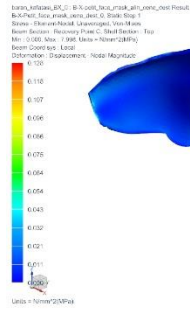
Şekil 4.207 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



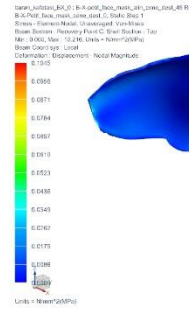
PD 0° Von Mises



PD 15° Von Mises



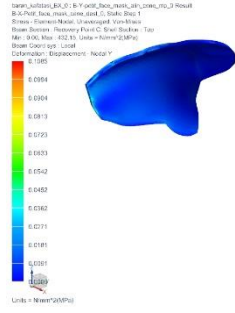
PD 30° Von Mises



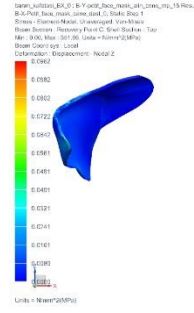
PD 45° Von Mises

Şekil 4.208 PD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.

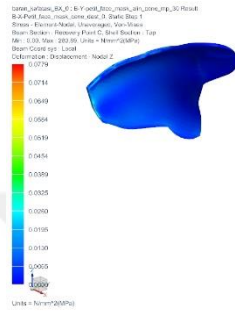




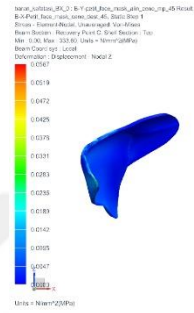
Pİ 0° Von Mises



Pİ 15° Von Mises

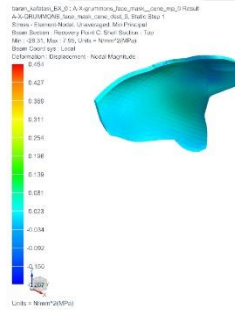


Pİ 30° Von Mises

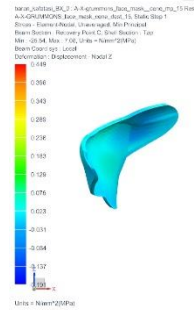


Pİ 45° Von Mises

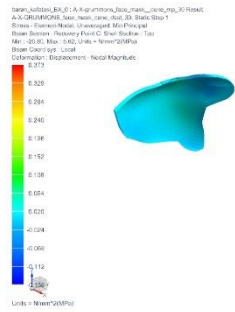
Şekil 4.211 Pİ 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



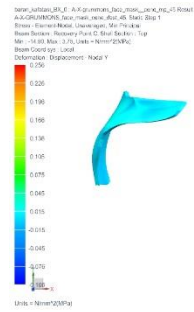
GD 0° Minimum Asal Gerilme



GD 15° Minimum Asal Gerilme



GD 30° Minimum Asal Gerilme



GD 45° Minimum Asal Gerilme

Şekil 4.212 GD 0° - 45° modelleri için zigomatikomaksiller suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.











#### 4.15 Pterigopalatin Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde pterigopalatin suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.15'te görülmektedir.

Tablo 4.15 Pterigopalatin suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

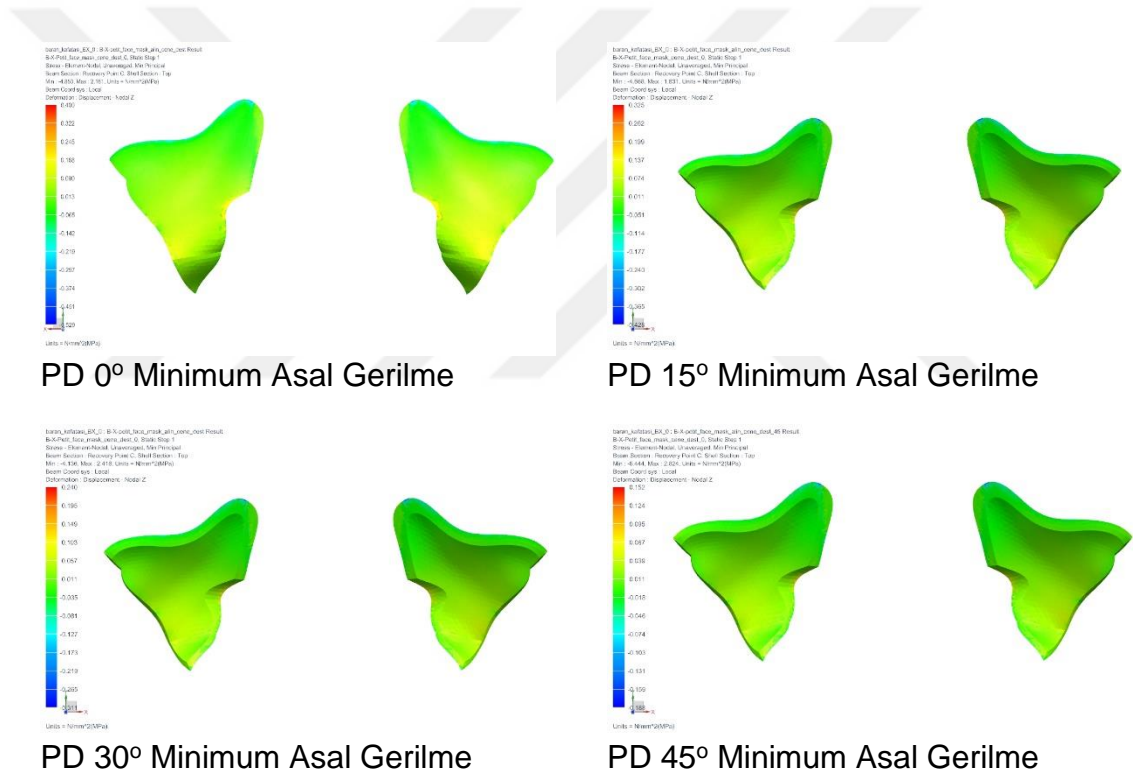
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,400 ile -0,529	0,506 ile -0,423	0,121 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,325 ile -0,428	0,412 ile -0,341	0,100 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,240 ile -0,311	0,306 ile -0,247	0,075 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,152 ile -0,188	0,195 ile -0,148	0,049 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,355 ile -0,452	0,448 ile -0,361	0,112 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,302 ile -0,374	0,381 ile -0,298	0,096 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,235 ile -0,278	0,297 ile -0,221	0,075 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,163 ile -0,176	0,206 ile -0,139	0,052 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,174 ile -0,255	0,243 ile -0,220	0,063 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,152 ile -0,217	0,214 ile -0,184	0,056 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,117 ile -0,168	0,169 ile -0,129	0,048 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,078 ile -0,136	0,116 ile -0,103	0,041 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,153 ile -0,224	0,216 ile -0,192	0,056 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,128 ile -0,182	0,182 ile -0,153	0,048 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,094 ile -0,141	0,137 ile -0,106	0,041 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	0,060 ile -0,111	0,090 ile -0,084	0,034 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,205 ile -0,295	0,262 ile -0,240	0,066 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,177 ile -0,251	0,229 ile -0,204	0,057 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,120 ile -0,158	0,159 ile -0,127	0,040 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,154 ile -0,136	0,198 ile -0,104	0,045 ile 0

Tüm modellerde en düşük minimum asal gerilme değerleri suturun üst kenarı boyunca görülmektedir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal

gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Şekil 4.221-235).

Tüm modellerde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri suturun medial kenarının orta bölgesinde ve suturun alt bölgelerinde görülmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Şekil 4.221-235).

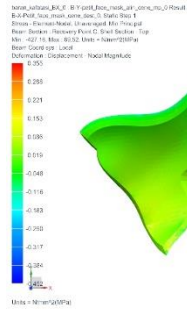
Tüm modellerde en yüksek Von Mises gerilme değerleri suturun üst kenarının medial köşelerinde ve medial kenarının orta bölgesinde lokalize olarak görülmektedir (Şekil 4.221-235).



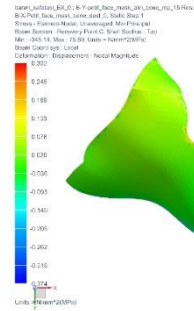
Şekil 4.221 PD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



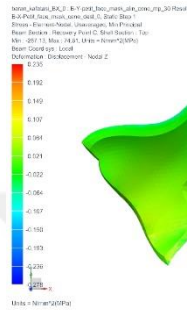




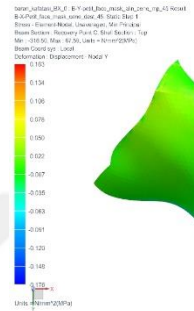
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme

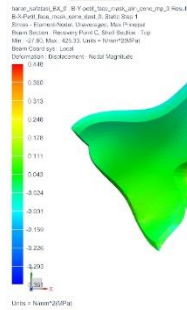


Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

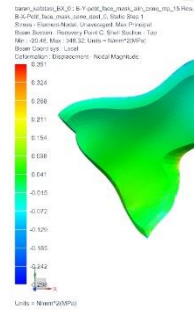


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

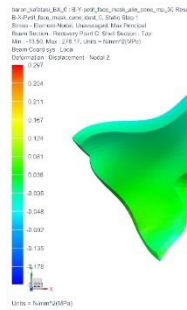
Şekil 4.224 Pİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



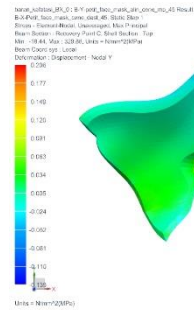
Pİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 15° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 30° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.225 Pİ 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.

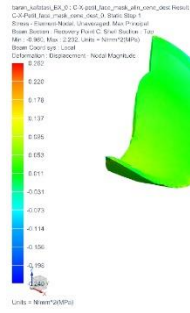




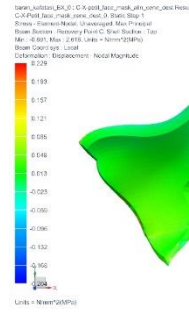




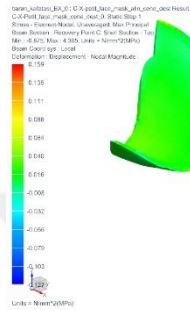




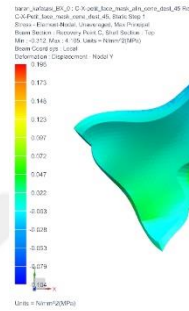
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

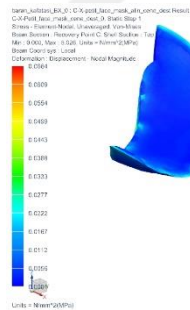


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

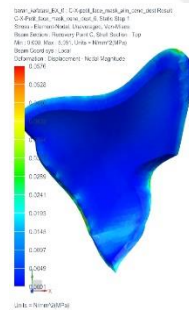


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

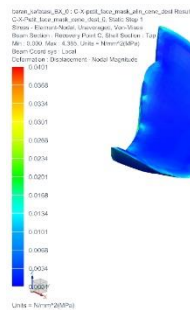
Şekil 4.234 FD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



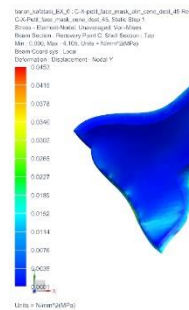
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.235 FD 0° - 45° modelleri için pterigopalatin suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



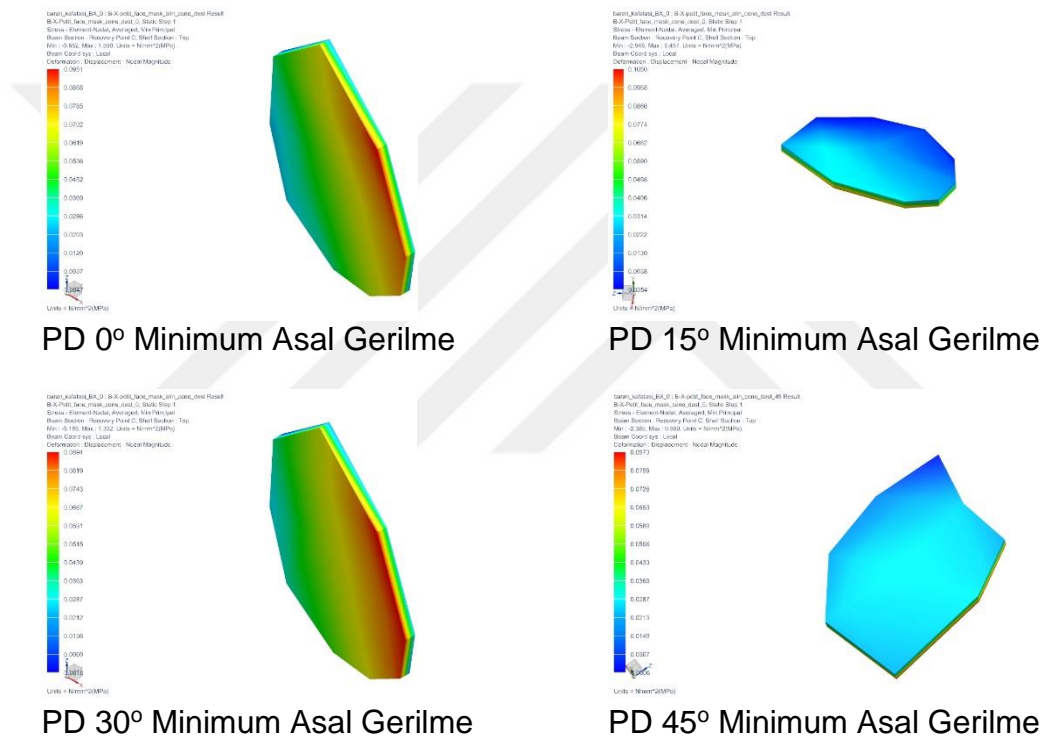
#### 4.16 Frontozigomatik Sutura Görülen Minimum-Maksimum Asal ve Von Mises Gerilme Değerleri ile İlgili Bulgular

Oluşturulan modellerde frontozigomatik suturda oluşan minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri Tablo 4.16'da görülmektedir.

Tablo 4.16 Frontozigomatik suturda görülen minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri.

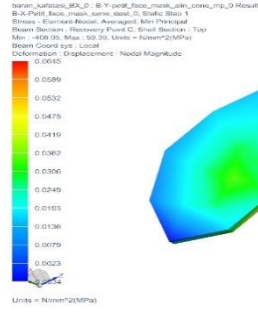
	Minimum Asal (Mpa)	Maksimum Asal (Mpa)	Von Mises (Mpa)
<b>PD 0°</b>	0,095 ile -0,004	0,116 ile -0,022	0,033 ile 0
<b>PD 15°</b>	0,096 ile -0,002	0,112 ile -0,022	0,032 ile 0
<b>PD 30°</b>	0,089 ile -0,001	0,100 ile -0,019	0,029 ile 0
<b>PD 45°</b>	0,079 ile 0,0006	0,086 ile -0,016	0,026 ile 0
<b>Pİ 0°</b>	0,064 ile -0,003	0,072 ile -0,020	0,036 ile 0
<b>Pİ 15°</b>	0,062 ile -0,001	0,065 ile -0,020	0,032 ile 0
<b>Pİ 30°</b>	0,054 ile -0,0003	0,058 ile -0,017	0,026 ile 0
<b>Pİ 45°</b>	0,044 ile -0,0003	0,047 ile -0,010	0,019 ile 0
<b>GD 0°</b>	0,003 ile -0,010	0,010 ile -0,006	0,008 ile 0
<b>GD 15°</b>	0,003 ile -0,012	0,011 ile -0,007	0,011 ile 0
<b>GD 30°</b>	0,002 ile -0,016	0,008 ile -0,011	0,009 ile 0
<b>GD 45°</b>	0,0004 ile -0,018	0,007 ile -0,014	0,008 ile 0
<b>Gİ 0°</b>	0,004 ile -0,007	0,012 ile -0,003	0,011 ile 0
<b>Gİ 15°</b>	0,003 ile -0,011	0,010 ile -0,007	0,009 ile 0
<b>Gİ 30°</b>	0,001 ile -0,014	0,007 ile -0,010	0,008 ile 0
<b>Gİ 45°</b>	-0,0001 ile -0,017	0,006 ile -0,014	0,007 ile 0
<b>FD 0°</b>	0,110 ile -0,002	0,121 ile -0,022	0,036 ile 0
<b>FD 15°</b>	0,111 ile -0,001	0,121 ile -0,023	0,037 ile 0
<b>FD 30°</b>	0,095 ile -0,0007	0,104 ile -0,019	0,032 ile 0
<b>FD 45°</b>	0,022 ile -0,0007	0,025 ile -0,001	0,005 ile 0

Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde suturun tamamında, Grummons modellerinde ise suturun zigomatik kemiğe bakan yüzünün arka kısımları haricindeki tüm bölgelerde maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyüktür ve bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir. Grummons modellerinde suturun zigomatik kemiğe bakan yüzünün arka kısımlarında ise minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğundan bu bölgelerdeki etkin gerilme tipi basma gerilmesidir (Şekil 4.236-250).

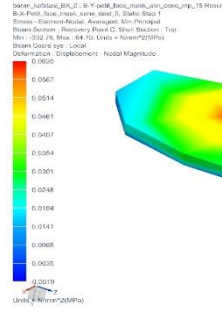


Şekil 4.236 PD 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.

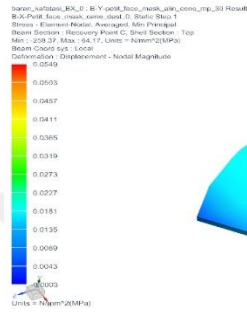




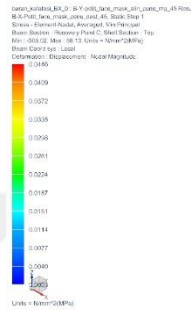
Pİ 0° Minimum Asal Gerilme



Pİ 15° Minimum Asal Gerilme

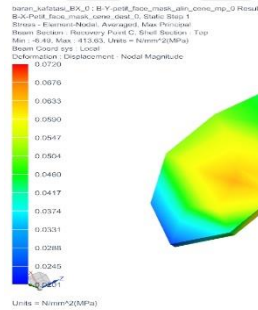


Pİ 30° Minimum Asal Gerilme

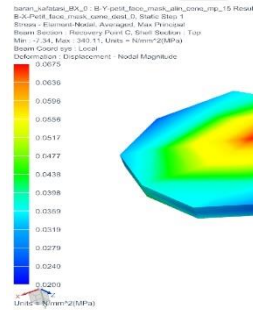


Pİ 45° Minimum Asal Gerilme

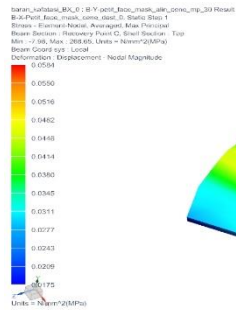
Şekil 4.239 Pİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



Pİ 0° Maksimum Asal Gerilme



Pİ 15° Maksimum Asal Gerilme

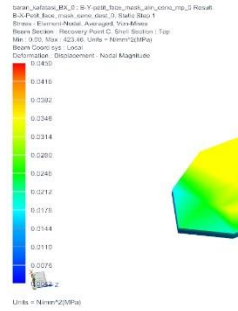


Pİ 30° Maksimum Asal Gerilme

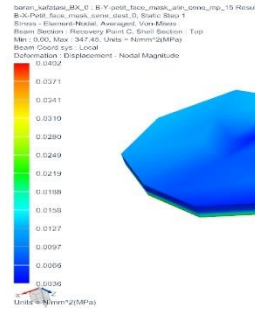


Pİ 45° Maksimum Asal Gerilme

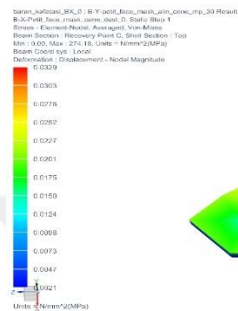
Şekil 4.240 Pİ 0° - 45° modelleri için frontozigomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



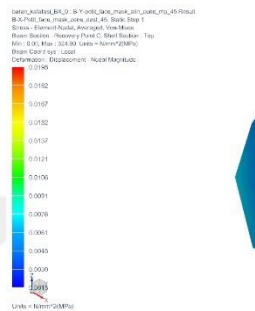
Pİ 0° Von Mises



Pİ 15° Von Mises

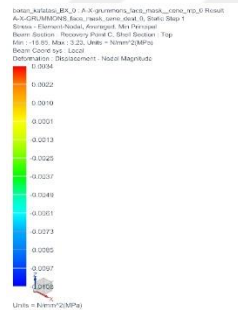


Pİ 30° Von Mises

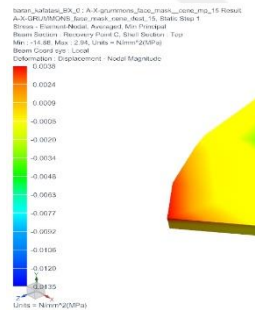


Pİ 45° Von Mises

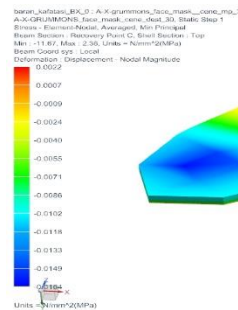
Şekil 4.241 Pİ 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.



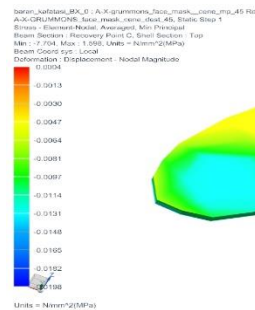
GD 0° Minimum Asal Gerilme



GD 15° Minimum Asal Gerilme

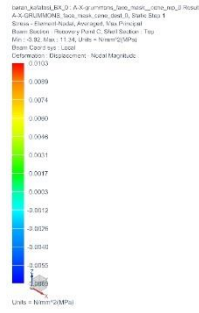


GD 30° Minimum Asal Gerilme

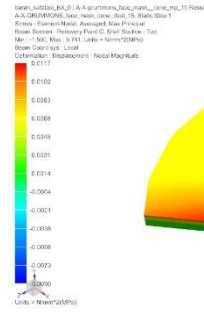


GD 45° Minimum Asal Gerilme

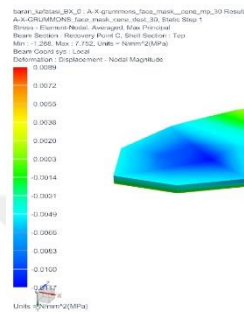
Şekil 4.242 GD 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen minimum asal gerilme değerleri.



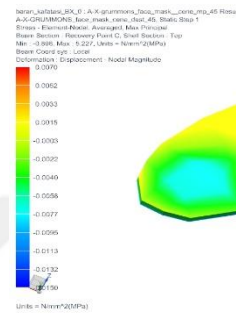
GD 0° Maksimum Asal Gerilme



GD 15° Maksimum Asal Gerilme

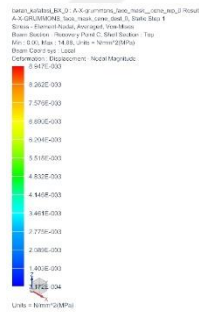


GD 30° Maksimum Asal Gerilme

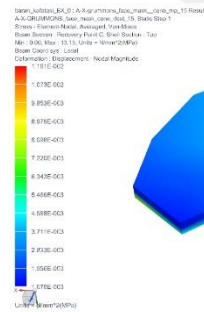


GD 45° Maksimum Asal Gerilme

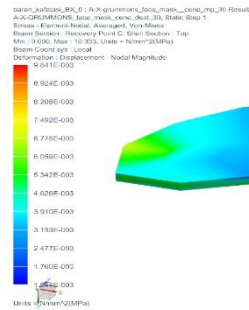
Şekil 4.243 GD 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



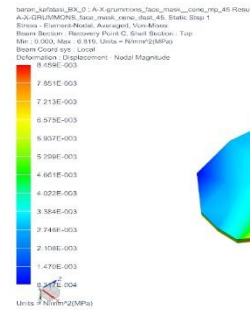
GD 0° Von Mises



GD 15° Von Mises



GD 30° Von Mises



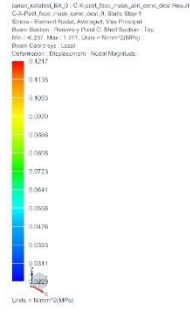
GD 45° Von Mises

Şekil 4.244 GD 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.

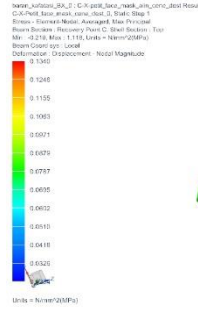




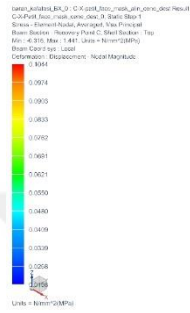




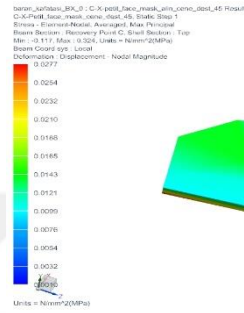
FD 0° Maksimum Asal Gerilme



FD 15° Maksimum Asal Gerilme

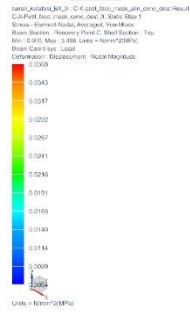


FD 30° Maksimum Asal Gerilme

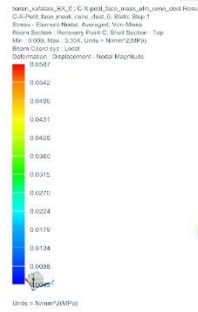


FD 45° Maksimum Asal Gerilme

Şekil 4.249 FD 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen maksimum asal gerilme değerleri.



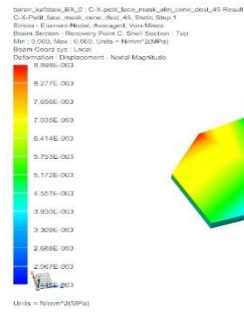
FD 0° Von Mises



FD 15° Von Mises



FD 30° Von Mises



FD 45° Von Mises

Şekil 4.250 FD 0° - 45° modelleri için frontozygomatik suturda görülen Von Mises gerilme değerleri.

## 5 TARTIŞMA

### 5.1 Amacın Değerlendirilmesi

Sınıf III maloklüzyonlar estetik ve fonksiyon yetersizliğine yol açan, bu sebeple hastaları olumsuz etkileyen ve tedavileri oldukça zor olan anomalilerden biridir. Bu maloklüzyon erken dönemde saptanıp tedavi edilmediğinde, dentofasiyal yapıların geri dönüşümsüz olarak etkilendiği ve bireylerin psikolojik gelişiminin de olumsuz yönde etkilendiği bilinmektedir (9, 218).

Sınıf III maloklüzyonlarda aşırı mandibular gelişim, maksiller gelişim yetersizliği, mandibulanın ileride konumlanması, maksillanın geride konumlanması ya da bunların kombinasyonu gibi birçok iskeletsel ve dental değişkenlikler görülebilmektedir (10). Sınıf III maloklüzyonların oluşumu uzun yıllar boyunca sadece aşırı mandibular gelişime bağlanmıştır. Ancak iskeletsel Sınıf III maloklüzyonlarda yaklaşık %62-65 oranında maksiller yetersizlik olduğu tespit edilmiştir (41). Birçok araştırmacı Sınıf III maloklüzyonlarda görülen maksiller yetersizlik oranına dikkat çekmiş ve maksiller yetersizliğin önemli bir etiyolojik faktör olduğunu savunmuştur (40, 41).

Sınıf III maloklüzyona neden olan çeneye ve tedavi ihtiyaçlarına göre intermaksiller elastikler, çenelik, fonksiyonel apareyler ve ortopedik yüz maskeleri gibi çeşitli tedavi alternatifleri sunulmuştur (54, 61, 70-72, 75). Maksiller retrognati ile karakterize Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde ise sıklıkla ortopedik yüz maskesi kullanılmaktadır (219-221). Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerin yüz maskesi kullanılarak başarılı bir şekilde tedavi edildiği ve tedavi sonucunda ortopedik etki elde edildiği yapılan klinik ve hayvan çalışmalarıyla ortaya konmuştur (60, 66, 104). Yüz maskesi kullanımı maksillanın ileri yönde hareketinin yanı sıra maksillada saat yönünün tersine, mandibulada saat yönünde rotasyon hareketi, maksiller keserlerde protrüzyon, mandibular keserlerde retrüzyon, maksiller molarların ekstrüze olmasıyla kapanışın açılması gibi sonuçlar doğurabileceği bildirilmiştir (5, 7, 222-224). Bununla birlikte çene ucundan destek alarak maksillaya protrakسیون kuvveti uygulayan yüz maskelerinde bu kuvvetin yaklaşık %75'inin TME bölgesine iletildiği bunun da özellikle TME rahatsızlığı olan hastalarda istenmeyen etkiler

oluşturabileceği belirtilmiştir (100, 133). Yüz maskesi tedavisi sırasında ve sonucunda meydana gelebilecek tüm bu istenmeyen etkiler yeni sistemlerin geliştirilmesiyle elimine edilmeye çalışılmaktadır. Araştırmacılar apareyin dişsel yan etkilerini ortadan kaldırmak için iskeletsel ankraj metotlarına (83, 115, 116, 204), çene ucu destek parçası olan apareylerin TME üzerine olumsuz etkilerini engellemek için farklı aparey tasarımlarına (80, 100) ve maksillanın ve dişlerin saat yönünün tersine rotasyonunun önüne geçmek için uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin oklüzal düzlemle yaptığı açığı artırmaya ve/veya farklı aparey tasarımlarına yönelmişlerdir (66, 82, 103, 120, 122).

Ortodontik problemlerin çözümlenmesinde sonlu elemanlar yöntemi kesin olarak kanıtlanmış bir matematiksel araç olarak kullanılmaktadır (22, 225). Bu analiz yöntemi, biyomekanik soruları ele almada numerik bir metot olup mekanik yüklemelerden etkilenen dentofasiyal yapıların kompleks mekanik davranışını hassas bir şekilde değerlendirmek için güçlü bir araştırma aracı olarak kullanılmaktadır (194, 226).

Sınıf III maloklüzyonlarda uygulanan ortopedik kuvvetlerin üst çene, alt çene ya da TME gibi belirli bir bölge üzerine etkileri birçok sonlu elemanlar analizi çalışmasında incelenmiştir (20-23, 201, 203-206, 227-230). Yapılan literatür taramasında, yüz maskesinin TME üzerindeki etkilerini inceleyen çalışma sayısının sınırlı kaldığı (91), farklı yüz maskesi tasarımlarının iskeletsel ve dişsel ankraj üniteleri ile kombine edilerek çeşitli açılarda uygulanan maksiller protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal sistemde meydana getirdiği etkileri sonlu elemanlar analizi ile inceleyen çalışmaya ise rastlanmamıştır. Bu alandaki eksiklikleri gidermek amacıyla, maksiller retrognati ile karakterize iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan iskelet ve diş destekli ağız içi ankraj ünitelerinden destek alan farklı tiplerdeki yüz maskesi çeşitleri ele alınmıştır. Bu apareyler vasıtasıyla farklı açılarda uygulanan maksiller protraksiyon kuvvetlerinin kafa-yüz kemikleri, sirkummaksiller suturlar ve TME üzerindeki biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi planlanmıştır.

## 5.2 Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonların %62-65'inde yani büyük çoğunluğunda maksiller retrognati komponentinin varlığı bilinmektedir (41). Bu yüzden çalışmamız maksiller retrognatinin tedavisine yönelik olarak kurgulanmıştır. Maksiller retrognatiye bağlı iskeletsel Sınıf III maloklüzyona sahip hastalarda, erken yaşta yüz maskesi tedavisinin dentoalveolar ve iskeletsel yapılar üzerindeki etkisi literatürde genişçe yer almıştır (84, 111, 132, 220). Literatürde maksiller retrüzyon hastalarının ortopedik yüz maskesi ile tedavisinde 4 ile 15 yaş arasında çok geniş bir yaş aralığı tarif edilmekle birlikte erken yaşta tedavi edilen bireylerde daha iyi sonuçlar alındığı bildirilmiştir (26, 36, 60, 78, 231). Az sayıda olsa da daha ileri yaşlarda yapılan tedavilerde de ortopedik etki elde edildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (59, 110). Çalışmamızda oluşturulan kafa-yüz modelinde de simülasyonun gerçek yapıyla maksimum uyumunu sağlamak adına; erişkin olmayan, adolesan bir bireye ait materyal özellikleri kullanılmıştır.

Maksiller yetersizliği bulunan Sınıf III maloklüzyona sahip vakalarda sıklıkla ortopedik yüz maskesinin kullanımından bahsedilmektedir (219, 220, 232, 233). Alın ve çene ucundan destek alarak kuvvet uygulayan ortopedik yüz maskelerinin kullanımıyla maksillomandibuler komplekste etkileyici değişimler meydana geldiği çeşitli deneysel çalışmalar ve insan çalışmalarıyla ortaya konulmuştur (82, 97, 99, 120). Bu tasarıma sahip yüz maskelerinden günümüzde en sık kullanılanları Petit ve Delaire tipleri olmakla birlikte her iki apanın sonlu elemanlar modellemesinde herhangi bir fark olmamaktadır. Çalışmamızda çene ucu ve alından destek alan yüz maskesi tasarımı olarak Petit tipi seçilmiştir.

Çene ucundan destek alarak maksillaya protraksiyon kuvveti uygulayan yüz maskelerinde bu kuvvetin yaklaşık % 75'inin TME bölgesine iletildiği bildirilmiştir (133). Bu nedenle Grummons, eklem üzerinde istenmeyen etkilerin oluşmasını engellemek için bu maskenin tasarımında değişiklikler yaparak, alın ve suborbital bölgeden destek alan farklı bir tasarım geliştirmiştir (100). Ancak literatür incelendiği zaman çene ucundan ve suborbital bölgeden destek alan bu yüz maskelerinin TME üzerine etkilerini ortaya koyan sınırlı



sayıda çalışma mevcuttur (13). Bununla birlikte Grummons tipi yüz maskesinin sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkileri ile ilgili herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu sebeplerle Grummons tipi yüz maskesi seçilmiştir. Yüz maskesi tedavisi sonucunda maksillanın ve maksiller dental arkın saat yönünün tersine rotasyonunu engellemek amacıyla bazı araştırmacılar bu apareyler üzerinde farklı modifikasyonlar denemiştir (66, 82, 234). Bahsedilen modifiye yüz maskeleri tasarımlarının ortak amacı kuvvetin uygulandığı noktayı face-bow vasıtasıyla ağız dışına taşıyarak protraksiyon kuvvetini maksillanın direnç merkezi hizasından uygulamaktır. Bu modifiye yüz maskeleri arasında en etkileyici sonuçlar Keleş ve ark.nın yaptıkları çalışmada ortaya çıkmıştır. Tüm dişleri kaplayan akrilik ağız içi ankraj ünitesinin premolar bölgesinin bukkal yüzeyine tüpler yerleştirilmiştir. Face-bow'un iç kol parçası tüplerin distalinden girecek şekilde bükülmüş, dış kola ise oklüzal düzlemden yukarı doğru 30° açı yapacak şekilde bükülmüştür. Kolların elastik takılacak uçlarına premolarların kökleri hizasına gelecek şekilde büküm verilmiştir. Böylece protraksiyon kuvvetinin maksillanın direnç merkezi hizasından uygulanabildiğini ve maksiller dental arkta saat yönünün tersine rotasyon meydana geldiğini bildirmişlerdir (82). Maksiller protraksiyon tedavisinde alın ve çene ucundan destek alan konvansiyonel yüz maskeleri ile bu tasarım arasında meydana gelebilecek sutural gerilme ve maksillada meydana gelebilecek rotasyon hareketlerini değerlendirmek amacıyla Keleş ve ark.nın tasarımı olan face-bow'lu Petit tipi yüz maskesi çalışmamıza eklenmiştir.

Yüz maskelerinden maksillaya protraksiyon kuvveti uygulayabilmek için bir ağız içi ankraj ünitesine ihtiyaç vardır. Yapılan çalışmalarda birbirinden farklı ağız içi ankraj ünitelerinin maksiller protraksiyon için kullanılabileceği ortaya konulmuştur (1, 7, 35, 59, 68, 83, 102, 104-118). Dişsel ankraj ünitesi kullanılan maksiller protraksiyon tedavilerinde maksiller keser dişlerde protrüzyon, molarlarda ekstrüzyon ve buna bağlı olarak kapanışın açılması gibi istenmeyen yan etkiler oluşabilmektedir (5, 7, 222-224). Tüm dişleri akrilikle kaplayan sabit plaklar kullanarak ya da tüm dişleri birbirine bağlayarak bu etkinin önüne geçilmeye çalışılsa da tam olarak engellenemediği bilinmektedir.

Son yıllarda iskeletsel ağız içi ankraj ünitelerinin kullanımı da literatüre girmiştir. Bunların arasında ise ağız içinde lateral nazal duvara ve infrazigomatik kreste yerleştirilen mini plakların kullanımı öne çıkmaktadır (83, 115, 116, 235). Yapılan çalışmalarda infrazigomatik krest bölgesindeki kemik kalitesinin maksillanın diğer bölgelerine göre genelde daha iyi olduğu ve bu bölgenin uygulanan kuvvetleri karşılayabilecek bir ankraj bölgesi olduğu, bununla birlikte bu bölgeye yerleştirilen mini plakların hasta konforu ve zigomatikomaksiller kompleksin orta parçasının protraksiyonunda daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (23, 115). Tüm bu sebepler göz önüne alınarak dişsel ve iskeletsel olmak üzere iki farklı ağız içi ankraj ünitesi çalışmamıza dahil edilmiştir. Dişsel ankraj ünitesinde tüm dişler birbirine bağlanmış, iskeletsel ankraj ünitesinde ise infrazigomatik krest bölgesine son iki deliğine yerleştirilen mini vidalarla sabitlenen altı delikli cerrahi mini plak modellenmiştir. Grummons ve Petit tipi yüz maskelerinin her iki ankraj ünitesi ile birlikte kullanılması, Face-bow'lu Petit tipi yüz maskesinin ise mini plaklarla face-bow'un lehimlenmesinin klinik şartlarda pratik kullanıma uygun olmaması sebebiyle sadece dişsel ankraj ünitesi ile birlikte kullanılması planlanmıştır.

Kullanılacak yüz maskesi ve ağız içi ankraj ünitesi tiplerine karar verildikten sonra karşımıza çıkan en ihtilafli durumlardan biri de protraksiyon kuvvetlerinin uygulanacağı noktanın saptanmasıdır. Çalışmamızda dişsel ankraj ünitelerinde kuvvet kanin ve birinci premolar dişler arasında dişeti seviyesinin 2 mm yukarisından uygulanması, iskeletsel ankraj ünitelerinde ise mini plakların kuvvet uygulanacak uç kısımlarının yine aynı bölgeye gelecek şekilde modellenmesi planlanmıştır. Literatüre bakıldığında çok farklı bölgelerden protraksiyon kuvveti uygulandığı ancak sıklıkla kanin ve premolar bölgelerin tercih edildiği görülmektedir (35, 53, 85, 102, 236). Maksiller protraksiyon kuvveti molar bölgeden uygulandığı zaman maksillada saat yönünün tersine rotasyon oluştuğu ve aynı zamanda da molar ekstrüzyonu meydana geldiği ve bu nedenle de kapanışın açıldığı bilinmektedir (35, 102, 236). Maksilladaki bu rotasyonu azaltmak ve önlemek için protraksiyon kuvvetlerinin mümkün olduğu kadar arkın anterior kısmından, kanin veya birinci premolar bölgeden uygulanması tavsiye edilmektedir (35, 53, 85, 202,

236). Mermigos ve ark. (104), Wisth ve ark. (237) protraksiyon kuvvetini kanin bölgesinden uygulamışlardır. Gautam ve ark. (205), maksiller protraksiyonu sonlu elemanlar analizi ile simüle ettikleri çalışmalarında, protraksiyon kuvvetini kaninler hizasında maksiller kemik üzerinden; Hyung ve ark. (24), sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında protraksiyon kuvvetini birinci küçük azı dişleri hizasından uygulamışlardır. Kambara (50), protraksiyon miktarını arttırmak ve saat yönünün tersine rotasyonu en aza indirmek için, kuvvet uygulama bölgesinin daha öne kaydırılması gerektiğini bildirmiştir. Roberts ve Subtelny (238), laterallerin distalinden kuvvet uygulayarak maksiller protraksiyon sonucunda anterior openbite riskinin önüne geçmeye çalışmışlardır. maksillayı protrakte ederken anterior openbite oluşma riskine karşı kuvvet uygulama bölgesini laterallerin distaline kaydırmışlardır.

Sadece kuvvetin uygulama bölgesine müdahale ederek maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunun engellenemediği görülmüştür. Itoh ve ark. (102), maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunun kuvvetin yönü ile ilgili olduğunu ve protraksiyon kuvvetinin yer düzlemine paralel uygulanması yerine birinci premolar bölgeden aşağı ve öne yönde uygulandığı zaman rotasyonun minimuma ineceğini belirtmişlerdir. Çeşitli araştırmacılar maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunu engellemek amacıyla oklüzal düzlemden aşağıya doğru 15-30°'lik açı ile kuvvet uygulamışlar, fakat maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunun tamamen engellenemediğini, ancak rotasyon miktarının azaltılabildiğini belirtmişlerdir (68, 85, 102, 122, 237, 238). Gautam ve ark. (205), maksiller protraksiyonu sonlu elemanlar analizi ile simüle ettikleri çalışmalarında protraksiyon kuvvetini oklüzal düzlemle aşağı doru 30° açı yapacak şekilde uygulamışlardır. Hyung ve ark. (24), sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında protraksiyon kuvvetini birinci küçük azı dişleri hizasından oklüzal düzlemden aşağı doğru 20° açı yapacak şekilde uygulamışlardır. Tanne ve ark (203), 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanarak, maksillayı öne çeken ortopedik kuvvetlerin biyomekanik etkilerini incelemişlerdir. Bu araştırmanın sonucunda, ağız dışı kuvvetlerin oklüzal düzlem ile aşağıya doğru 30°-45° arası açı yapması halinde

kraniyofasiyal komplekste eşit miktarda öne ve aşağı doğru hareket görüldüğünü, kuvvetin 30° açı yapacak şekilde aşağı doğru yönlendirilmesi ile tüm kraniyofasiyal kompleks üzerindeki gerilme dağılımının daha üniform olduğunu bildirmiştir. Tüm bu bilgiler ışığında, çalışmamızda protraksiyon kuvvetleri her bir model için oklüzal düzlemden aşağı doğru 0°, 15°, 30° ve 45° açı yapacak şekilde ayarlanmıştır.

Literatürde maksiller protraksiyon için yüz maskesi kullanılarak 250 gf (104) ile 2000 gf (1) arasında değişen oranlarda kuvvet uygulandığı bildirilmiştir. Maksiller sutural protraksiyonu sağlayabilmek için, hastanın durumuna göre değişebilen, genellikle her iki taraftan 300 ile 800'er gf arasında ortopedik nitelikte şiddetli kuvvetler uygulanmaktadır (84, 85, 120, 239). Turley (239) ile Mermigos ve ark. (104) hastanın apareye adapte olabilmesi için 125-200 gf şiddetinde kuvvetlerle tedaviye başlanıp, sonradan kuvvetin yavaş yavaş artırılmasını önermişlerdir. Nanda (49), Cozzani (1) ile Roberts ve Subtelny (238) 500 gf ve 1000 gf arasında değişen kuvvetler uygulamışlardır. Grummons (100), belirgin bir orta yüz ilerletmesine ihtiyaç duyuluyorsa 1-3 pound (450 gf–1400 gf) civarında kuvvet uygulanmasını önermiştir. Benzer şekilde Staggers ve ark. da (236) ortopedik etki elde edebilmek için minimum 450 gf kuvvet uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda protraksiyon kuvvetleri tüm yüz maskeleri ve ağız içi ankraj ünitelerinde her iki taraftan da ortalama 500'er gf olmak üzere toplamda 1000 gf olarak ayarlanmıştır.

Planladığımız çalışmada Petit tipi yüz maskesi ile dişsel ve iskeletsel, Grummons tipi yüz maskesi ile dişsel ve iskeletsel ve Face-bow'lu Petit tipi yüz maskesi ile dişsel ankraj üniteleri kullanılacak şekilde beş ana grup belirlenmiştir. Her bir grup da oklüzal düzlemden aşağı doğru 0°, 15°, 30° ve 45° açı yapacak şekilde protraksiyon kuvveti uygulanacak dört alt grup içermektedir. Bireylerden tamamen bağımsız olarak sadece apareylerin ve uygulanan protraksiyon açılarının dentofasiyal sistem üzerine etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmek istenmesi ve bununla birlikte klinik olarak toplamda yirmi farklı grubun oluşturulup birbirleriyle kıyaslanmasının zorluğu sebebiyle deneysel gerilme analizi yöntemlerine yönelinmiştir.

Gerilme değerlerinin ölçülmesinde; foto-elastik gerilme analizi (photoelastic stress analysis), gerinim ölçer (strain guage) kullanımı, lazer ışını ile gerilme analizi (holografik interferometri), kırılğan vernikle kaplama (brittle laquer) ve sonlu elemanlar (finite element analysis / FEM) analizi gibi değişik invitro yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (15, 240-243).

Foto-elastik gerilme analizi yönteminde, foto-elastik malzemeden bir model oluşturulmaktadır. Oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılandırılmaması en büyük dezavantajdır. Bu sebeple karmaşık geometriye sahip yapıların analizi gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine neden olmaktadır (202, 240).

Gerinim ölçerler dış hareketlerinin ölçümünde güvenilir olarak kabul edilmiştir. Bununla birlikte invivo analizlerde dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için gerinim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir. İnvaziv bir yöntem olması bu yöntemin en büyük dezavantajdır. İnvitro ortamda kullanılan gerinim ölçerlerin kullanıldığı analizlerde, oluşturulan çevre dokuların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamaması bu yöntemin bir diğer dezavantajdır (244, 245).

Kırılğan vernikle kaplama yöntemi ile analizde, sadece potansiyel stres noktaları rakamsal değil de bölgesel olarak belirlenebilir. Deplasman ve yük ölçümü yapabilmek için pahalı ve hassas aygıtların kullanılacağı deney düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Bu yöntem uygulamanın zorluğu açısından dezavantajlıdır (169).

Diğer analizlerin bu dezavantajlarına rağmen, sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapıların bilgisayarda oluşturulan ayrıntılı modellerini kullanarak gerilme ve yer değiştirmelerin hassas ve kantitatif olarak incelenmesini sağlayan matematiksel bir yöntemdir. Modeli oluşturan parçaların her birine fiziksel özellikleri kazandırılarak analizlerin gerçeğe uygun bir şekilde yapılmasına olanak sağlanmaktadır. Bu avantajlarından ötürü araştırmamızda, analiz yöntemi olarak sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri de artmakta ve bilgisayar kaynakları yeterli olamadığından çözüm imkansız hale gelebilmektedir. Ayrıca, belirli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişimi çok küçük seviyede kalmaktadır. Bu sebeple bu çalışmada, yerine göre en yüksek 4 mm ve en düşük 0,5 mm boyutlarında elemanlar kullanılarak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Eleman ağı oluşturulurken kritik bölgeler diğer bölgelere göre eleman ve düğüm noktası bakımından daha yoğun olarak modellenmiştir.

Holberg ve ark. (206), 2007 yılında yaptıkları çalışmalarında yarım kafatası ve maksillayı modellemişler; toplam 53555 eleman ve 97550 düğüm kullanmışlardır. Tanne ve ark. (203), 1989 yılında yaptıkları çalışmalarında ise yine kafatası ve maksillayı modellemişler, toplam 2918 düğüm ve 1776 eleman kullanmışlardır. Katada ve Isshiki (208), 2005 yılında yaptıkları çalışmalarında tam kafatası ve mandibula modelinde toplam 2902 düğüm ve 2560 eleman kullanmışlardır. Hyung ve ark. (24), 2007 yılında yaptıkları çalışmalarında tam kafatası ve maksillayı modellemişler, toplam 22236 eleman ve 71714 düğüm kullanmışlardır. Gautam ve ark. (205), 2009 yılındaki çalışmalarında tam kafatası ve maksillayı 108799 eleman ve 193633 düğüm ile modellemişlerdir. Tanne ve ark. (246), 1996 yılındaki çalışmalarında mandibulayı modellemişler; 2088 düğüm ve 1105 eleman kullanmışlardır. Tanne ve ark. (247), 1993 yılındaki diğer bir çalışmalarında mandibulayı modellemişler, 2082 düğüm ve 1340 eleman kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise maksillanın spongioz kemikten oluşturulan kısımlarında 40653 düğüm ve 23451 eleman, maksillanın kortikal kemikten oluşturulan kısımlarında 3406 düğüm ve 1339 eleman olmak üzere maksillada toplam 41059 düğüm ve 24790 eleman kullanılmıştır. Mandibulanın spongioz kemikten oluşturulan kısımlarında 24003 düğüm ve 12987 eleman, mandibulanın kortikal kemikten oluşturulan kısımlarında 18571 düğüm ve 8990 eleman olmak üzere mandibulada toplam 42574 düğüm ve 21977 eleman kullanılmıştır. Modelin tamamında ise 635249 düğüm ve tamamı tetrahedron olmak üzere 378858 eleman kullanılmıştır. Çalışmamızdaki düğüm ve eleman sayıları diğer sonlu elemanlar analizi



çalışmaları ile kıyaslandığında; çalışmamızda oluşturulan modelin oldukça hassas ölçümleri gerçekleştirerek, gerçeğe en yakın şekilde değerlendirme yapabilecek nitelikte olduğu görülmektedir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda ortaya çıkan esas veriler; asal gerilmeler ve Von Mises gerilmeleridir. Gerilmelere ait veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınmalıdır. Kırılgan materyaller (kemik, diş vb.) için asal gerilmeler; çekilebilir materyaller (implant, metal restorasyonlar vb.) için ise Von Mises gerilme sonuçlarının değerlendirilmesi gerekmektedir (146). Von Mises değerleri, oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu gösterirken, gerilmenin karakterini belirtmemekte ancak gerilmenin genel haritasını ortaya koyabilmektedir. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirlemek için asal gerilmelerin incelenmesi gerekmektedir. Maksimum asal gerilmeler modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilmeleri, minimum asal gerilmeler ise modelde oluşan en yüksek basma tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, hangi karakterde gerilmenin daha etkin olduğunu göstermektedir (146). Bu nedenle bizim çalışmamızda minimum-maksimum asal ve Von Mises gerilme değerleri ile maksilla ve dişlerde oluşan vertikal ve sagittal yöndeki şekil değiştirme değerleri incelenmiştir.

### **5.3 Bulguların Değerlendirilmesi**

Wolff Kanunu'na göre kemiklerin fonksiyonel değişiklikleri kemiklerin iç yapılarının ve dış şekillerinin değişimini takiben meydana gelmektedir. Kemikler üzerine uygulanan stresler, kemikte gerinimlere, kısalma ya da esnemelere neden olabilirler (248, 249).

Frost'un mekanostat teorisine göre, kuvvet uygulanan bir kemikte iskeletsel etki, kemikte oluşan gerinim değeri, eşik düzey olan 2000  $\mu$ strain (20 Mpa gerilme)'i geçtiğinde oluşabilmektedir (207, 248, 249). Fizyolojik kemik gerinimleri 500-2000  $\mu$ strain (0,5-20 Mpa) arasında olup, 50-200  $\mu$ strain (0,05-2 Mpa) altına düştüğünde ise kemikte fonksiyonsuzluk atrofisi başlamaktadır. Gerinim değeri 4000  $\mu$ strain (40 Mpa) değerinin üzerine çıktığında patolojik

cevaplar oluşmakta, 25000  $\mu$ strain (250 Mpa) üzerinde ise ani kırılmalar oluşmaktadır (207, 248-250).

Frost'un (207, 249), eşik değerlerine göre analiz sonuçlarını değerlendiren Holberg ve ark.nın (228), bulguları ile uyumlu olarak, çalışmamızda uygulanan hiçbir aparey ile bahsedilen minimum etkin gerinim değerine (2000  $\mu$ strain) ulaşılmamıştır.

Bulguların değerlendirilmesinde 20 farklı model arasından, basma/çekme gerilmesinin etkin olduğu bölgeler için en yüksek ve en düşük minimum/maksimum asal gerilme değerlerinin gözlemlendiği modeller verilecektir.

### **5.3.1 Kafa-Yüz Sisteminin Tamamında Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Kafa-yüz sisteminde çekme gerilmesinin etkin olduğu alanlar tüm modellerde temporal-frontal kemik sınırı, maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzünün lateral kısımları ve iskeletsel ankraj modellerinde infrazigomatik krest çevresidir. Bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyüktür (Bkz. Şekil 4.1-15).

Kafa-yüz sisteminde basma gerilmesinin etkin olduğu alanlar Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucu, alın, kondil boynu, temporal kemiğin ön yüzü ve maksilla-nazal-frontal kemik komşuluğu çevresidir. Grummons modellerinde ise suborbital pedlerin temas ettiği bölgeler, oksipital kemik, temporal kemiğin ön yüzü, maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzünün orta kısımları ve maksilla-nazal kemik komşuluğu çevresidir. Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyüktür (Bkz. Şekil 4.1-15).

Von Mises gerilmelerinin Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde homojen bir dağılım gösterirken, Grummons modellerinde suborbital bölgelerde yüksek değerler gözlemlenmiştir. Daha önce belirtildiği gibi Von Mises gerilmeleri kırılma olmayan materyaller için sadece gerilme dağılımını ve yoğun gerilme alanlarını göstermekte, gerilme karakteri hakkında bilgi vermemektedir (Bkz. Şekil 4.1-15).

Kafa-yüz sistemi gerilme değerleri hakkında genel bilgi vermekle birlikte, tüm kemik ve suturlar ayrı ayrı inceleneceği için detaylı tablo verilerine diğer bölümlerde yer verilecektir.

### 5.3.2 Maksillada Görülen Gerilmelerin ve Şekil Değişimlerinin Değerlendirilmesi

Maksillada basma gerilmesinin etkin olduğu alanlar tüm modellerde maksilla-nazal-frontal kemik komşuluğu çevresi (Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -6,26 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,72 Mpa) ve bunlara ek olarak Grummons modellerinde apareyin suborbital parçalarının temas ettiği bölgelerdir (Gİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -11,2 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,02 Mpa). Bunlarla birlikte iskeletsel ankraj modellerinde mini vidaların yerleştirildiği yuvaların mezial bölgelerinde (Gİ 0° ve Pİ 0° modellerinde minimum asal gerilme değeri -10,1 Mpa, Gİ 45° ve Pİ 45° modellerinde minimum asal gerilme değeri -4,12 Mpa), dişsel ankraj modellerinde anterior diş soketlerinin vestibülünde (GD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -2,92 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,07 Mpa) daha yüksek olmak üzere, posterior diş soketlerinin mezial taraflarında da basma gerilmeleri etkindir. (Şekil 4.18)

Maksillada çekme gerilmesinin etkin olduğu alanlar tüm modellerde anterior maksilla (Pİ 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 6,62 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,93 Mpa) ve maksilla-zigomatik kemik komşuluğunun orbita tabanına bakan yüzünün lateral kısımlarında (Pİ 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 6,42 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,14 Mpa) gözlenmektedir. Bunlarla birlikte iskeletsel ankraj modellerinde mini vidaların yerleştirildiği yuvaların distal (Gİ 0° ve Pİ 0° modellerinde maksimum asal gerilme değeri 7,61 Mpa, Gİ 45° ve Pİ 45° modellerinde maksimum asal gerilme değeri 2,94 Mpa), dişsel ankraj modellerinde posterior diş soketlerinin distal taraflarında (GD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 3,45 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,10 Mpa) daha yüksek olmak üzere, anterior

diş soketlerinin palatinalinde de çekme gerilmesi etkindir. Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.16).

İskeletsel modellerde maksillanın geneline homojene yakın yayılmış olan çekme gerilmesi değerlerinin (Gİ 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 4,69 Mpa, Pİ 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 2,12 Mpa) dişsel modellerden (GD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 1,32 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,07 Mpa) oldukça yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu veriler iskeletsel ankrajın maksiller protraksiyonda daha etkin olduğunu göstermektedir (Bkz. Şekil 4.16).

Modelden, bölgeden ve gerilme tipinden bağımsız olarak protrakسیون kuvvetinin açısı arttıkça meydana gelen gerilme azalmaktadır ve daha uniform bir gerilme dağılımı gözlenmektedir.

Maksilla, nazo-fronto-maksiller sutur noktası merkez olacak şekilde saat yönünün tersine rotasyon yaptığı için bu bölge etkilenmektedir (251). Miyasaka-Hiraga ve ark. (22), nazomaksiller kompleksin direnç merkezinin pterigomaksiller fissürün posterosüperior kenarında olduğunu belirtmişlerdir. Yazarlara göre, nazomaksiller kompleksin paralel hareketi için maksiller protrakسیون kuvveti direnç merkezine en yakın noktadan geçmelidir. Çalışmamızda iskelet destekli yüz maskesinde kuvvet infrazigomatik krest bölgesinden uygulanarak doğrultusunun nazomaksiller kompleksin direnç merkezine daha yakın olması sağlanmıştır. Benzer etkiye face-bow sayesinde kuvvet uygulama noktası ağız dışına alınan modelde de ulaşılmıştır. Diş destekli yüz maskesi uygulamasında ise, kuvvet uygulama yeri anteriorda olsa da, kuvvetin doğrultusu nazomaksiller kompleksin direnç merkezinin aşağısında kalmış ve maksillaya saat yönünün tersine rotasyon yaptırmıştır. Sagittal ve vertikal yönde en fazla yer değiştirme anterior maksillada alveolar bölgede gözlenirken, sagittal yönde en az yer değiştirme nazal kemiğe komşu bölgelerde, vertikal yönde ise maksillanın posterior sınırında gözlenmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre face-bow'lu yüz maskesi modelinde ve iskeletsel ankraj ünitesi kullanılan modellerde maksillanın saat yönünün

tersine rotasyonun dişsel destekli modellerle karşılaştırıldığında daha azaldığı gözlenmiştir. En fazla saat yönünün tersine rotasyon GD 0° modelinde görülürken, PD 30°, FD 15°, Pİ 15° ve Gİ 45° modellerinde paralele yakın, PD 45°, FD 30° ve 45°, Pİ 30° ve 45° modellerinde ise saat yönünde rotasyon gözlenmiştir. Dişsel ankrajlı Grummons ve Petit modellerinde iskeletsel ankrajlı modellere göre daha fazla ve Grummons modellerinde de Petit modellerinden daha fazla saat yönünün tersine rotasyon gözlenmiştir. En düşük rotasyon değerleri ise Face-bow'lu Petit modellerinde görülmüş ve bu sonuçlar, El ve Ciğer'in (13), Delaire ve Grummons tipi yüz maskelerinin kondiler pozisyon üzerine etkilerini araştırdıkları ve Keleş ve ark.nın (82), face-bow'lu ve konvansiyonel Petit tipi yüz maskelerinde kuvvet yönlerinin maksiller protraksiyon üzerine etkilerinin inceledikleri çalışmaların sonuçlarıyla örtüşmektedir.

Maksillada en fazla saat yönünün tersine rotasyon Grummons modellerinde ortaya çıksa da diğer modellerde maksillanın saat yönünün tersine rotasyonu esnasında anterior bölgesinde yukarı, posterior bölgesinde aşağı yönde hareket gözlenmiş, Grummons modellerinde ise maksillanın anterior ve posterior bölgeleri yukarı yönde hareket etmiştir. Dolayısıyla rotasyon miktarı göreceli olarak daha az bulunmuştur. Bu sonuç göz önüne alındığında Grummons tipi yüz maskesi uygulaması sonucunda maksillanın saat yönünün tersine rotasyonu tam olarak engellenemese de El ve Ciğer'in (13), yaptıkları çalışmada bildirdikleri gibi yüzün vertikal boyutunda belirgin artışa sebep olmayacağı düşünülmektedir.

Hyung ve ark. (24), maksiller birinci küçük azı dişlerinden 500 gf şiddetinde ve oklüzal düzlemlerle aşağı doğru 20° açı yapacak şekilde protraksiyon kuvveti uygulamışlar ve maksillanın minimal şiddette saat yönünün tersine rotasyon yaptığını belirtmişlerdir.

Tanne ve ark. (203), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında maksillaya, birinci büyük azı dişler üzerinden, oklüzal düzleme paralel ve oklüzal düzlemlerle aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde ve 1000 gf şiddetinde protraksiyon kuvveti uygulamışlardır. Paralel uygulanan kuvvet sonucunda

maksillada görülen rotasyon miktarı, 30° açıyla uygulanan kuvvet sonucunda görülen rotasyon miktarından çok daha fazla bulunmuştur.

Tanne ve ark. (201), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında maksillaya, birinci büyük azı dişleri üzerinden 1000 gf şiddetinde ve oklüzal düzlemden aşağı doğru 90° ile yukarı doğru 90° arasında değişen doğrultularda kuvvet uygulamışlardır. Oklüzal düzlemden aşağı doğru 45° açıyla uygulanan kuvvet ile kompleksteki vertikal ve horizontal yer değiştirme miktarlarının eşit değere ulaştığını belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada, daha önce yapılan çalışmaları destekleyecek şekilde; yüz maskesi ve ankraj ünitesi tipinden bağımsız olarak protraksiyon kuvvetinin açısı artırıldığında maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunun paralele yaklaştığı görülmüştür. Yüz maskesi tipi ve kuvvet açısından bağımsız olarak dişsel ankraj modellerinde iskeletsel ankraj modellerine göre maksillada daha fazla saat yönünün tersine rotasyon gözlenmiştir. Aynı açıdaki protraksiyon kuvveti uygulamaları karşılaştırıldığında tüm açılarda istenilene en yakın değerleri Face-bow'lu Petit modeli göstermiştir.

### 5.3.3 Mandibulada Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Maksiller protraksiyonun sonlu elemanlar analizi ile incelendiği çalışmalarda (19, 22, 201-203, 208), yüz maskesinin çene ucu parçası ile mandibula ve TME'e uyguladığı kuvvet göz ardı edilmiştir. Halbuki yüz maskesinin çene ucu parçası ile TME'e iletilen kuvvetin, maksiller protraksiyon kuvvetinin %70-75'i olduğu bildirilmiştir (133). Hyung ve ark. (24), maksiller protraksiyonun hızlı üst çene genişletmesi ile birlikte ve tek başına nazomaksiller kompleks üzerine olan etkilerini incelemişler ve mandibulayı modellemeyip yüz maskesi uygulamasının çene ucuna ilettiği kuvveti göz ardı etmenin, çalışmanın hassasiyeti açısından önemli bir eksiklik olduğunu vurgulayarak, ileride yapılacak çalışmalarda bu konunun önemsenmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda, bu konudaki eksikliğini gidermek amacıyla, yüz maskesinin çenelik parçası tarafından uygulanan kuvvetin de simülasyonu yapılmış ve dentofasiyal yapılar üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bununla birlikte çene ucu parçası bulunmayan Grummons



tipi yüz maskesi ve çene ucu parçası olsa da kuvvet uygulama parçasının daha yukarı taşınması sebebiyle alın ve çene ucu parçaları arasındaki moment kuvvet dağılımının değişmesi beklenen Face-bow'lu Petit tipi yüz maskesi de çalışmamıza eklenmiş ve bu sayede yüz maskelerinin alt çene ve TME'e etkilerinin daha sağlıklı bir şekilde karşılaştırılabilmesi amaçlanmıştır.

Mandibulada basma gerilmesinin etkin olduğu alanlar Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucunun alt bölgesi (Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -1,51 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,42 Mpa) ve kondil boyunlarının ön kenarlarında (Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -2,44 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,39 Mpa) görülürken korpus boyunca da düşük değerler gözlenmektedir. Grummons modellerinde ise kondil boyunlarının arka bölgelerinde (Gİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,172 Mpa, GD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,142 Mpa) basma gerilmesi etkindir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.36-50).

Mandibulada çekme gerilmelerinin etkin olduğu bölgeler Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucunun üst ön bölgesi (Pİ 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 1,53 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,12 Mpa) ve kondil boyunlarının arka bölgeleridir (Pİ 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 1,52 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,11 Mpa). Grummons modellerinde ise kondil boyunlarının ön bölgelerinde (GD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,35 Mpa, Gİ 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,21 Mpa) çekme gerilmesi etkindir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.36-50).

Yüz maskesi ve ankraj tipinden bağımsız olarak protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça oluşan gerilmeler de azalmaktadır.

Mandibulada oluşan en yüksek basma ve çekme gerilmeleri sırasıyla Petit, Face-bow'lu Petit ve Grummons modellerinde görülmüştür. İskelet ve diş

destekli yüz maskesi uygulamalarında meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri arasında çok az bir fark gözlenirse de iskeletsel modellerdeki gerilmelerin dişsel modellerden daha fazla olduğu (kondil boynu ön yüzünde Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -2,44 Mpa, PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -2,41 Mpa) görülmüştür. Bilindiği gibi uygulanan protraksiyon kuvveti maksillayı öne doğru çekerken, yüz maskesine de ters yönde kuvvet uygulamaktadır. İskeletsel ankrajda maksilladan gelen tepki kuvveti dişsel ankraja göre daha fazla olduğu için mandibulaya daha fazla kuvvet etkimiştir.

Face-bow'lu Petit tipi yüz maskelerinin alt çene ucu ve kondil bölgesinde oluşturduğu basma ve çekme gerilmelerinin konvansiyonel Petit tipine göre daha düşük olduğu görülmüştür. Face-bow sayesinde ağız dışına çıkarılan kuvvet uygulama kollarının maksiller premolar dişlerin kökleri hizasına getirilmesi, yüz maskesindeki çekme kuvveti uygulanacak parçanın konvansiyonel tipten daha yukarı taşınmasına sebep olmuştur. Yüz maskesine daha yukarıda kuvvet uygulanmasıyla oluşan moment kuvvet dağılımı çene ucu parçaya konvansiyonel tipten daha az kuvvet iletilmesini sağlamıştır.

Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde çene ucunun alt bölgesinde basma gerilmesi gözlenirken, Grummons modellerinde bu bölgede çevre bölgelerden farklı herhangi bir gerilme farklılığı görülmemiştir. Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde kondil boyunlarının ön yüzünde basma, arka yüzünde çekme gerilmesi gözlenirken, Grummons modellerinde tam tersi gerilme dağılımı gözlenmiştir. Bu dağılımın sebebinin maksilla öne doğru hareketi esnasında Grummons modellerinde mandibulanın serbest kalması, Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde ise apareyin çene ucu parçası vasıtasıyla mandibula ve TME'e iletilen kuvvet ve bu kuvvetin mandibulayı posterior rotasyona zorlamasıdır.

Elde edilen sonuçlar göz önüne alındığında Grummons'un (100), çene ucu parçası olan yüz maskelerinin özellikle eklem problemi olan hastalarda TME'e etkileri ile ilgili çekincelerinde haklı olduğunu ve bu tasarımın çalışmamızdaki diğer yüz maskesi tiplerinin kondil bölgesinde oluşturduğu

basma ve çekme gerilmelerinden oranla oldukça düşük gerilmeler oluşturduğu görülmüştür.

### 5.3.4 Üst ve Alt Diş Dizilerinde Görülen Gerilmelerin ve Şekil Değişimlerinin Değerlendirilmesi

Tüm modellerde mandibular dişlerdeki minimum ve maksimum asal gerilmeler sifıra yakın değerlerde seyretmekte ve homojen dağılım göstermektedir. İskeletsel ankraj kullanılan modellerde üst dişler için de gerilme değeri alt dişlerle benzer bulunmuştur. Bu sebeple belirgin bir basma/çekme gerilmesinden söz etmek mümkün olmamaktadır. İskeletsel ankraj kullanılan modellerde uygulanan protraksiyon kuvveti maksiller alveolar kemik vasıtasıyla üst diş dizisine az da olsa iletilmektedir. Bu kuvvetin etkisiyle posterior dişlerde meziale doğru, anterior dişlerde ise vestibule doğru minimal bir devrilme hareketi gözlenmiştir (Bkz. Şekil 4.51-65).

Dişsel ankraj kullanılan modellerde dişlerdeki minimum ve maksimum asal gerilmelerin iskeletsel ankraj kullanılan modellerden daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte dişsel ankraj kullanılan modellerde de homojene yakın bir gerilme dağılımı meydana gelmiştir. Tüm dişler bir blok haline getirilerek protraksiyon kuvveti uygulandığı için gerilme dağılımları da dengeli çıkmıştır. Üst dişlerde basma gerilmesinin etkin olduğu alanlar anterior dişlerin vestibul ve özellikle birinci premolarda etkin olmak üzere posterior dişlerin mezial yüzeyleridir (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,63 Mpa, Gİ 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,07 Mpa). Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.51-65).

Üst dişlerde çekme gerilmesinin etkin olduğu alanlar anterior dişlerin palatinal ve özellikle üst molarlarda etkin olmak üzere posterior dişlerin distal yüzeyleridir (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,42 Mpa, Gİ 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,10 Mpa). Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin

mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.51-65).

Dişsel ve iskeletsel ankrajlı yüz maskesi uygulamalarında üst dişlerde görülen gerilme dağılımları karşılaştırıldığında, her iki ankraj tipinde de diş köklerinde yüksek gerilme değerlerine rastlanmamıştır. İskeletsel ankrajlı yüz maskesi uygulamasında ise, dişlerden destek alınmadığı için, dişsel ankrajlı yüz maskesi uygulamasına göre çok daha homojen bir gerilme dağılımı gözlenmiştir. Dişsel modellerde daha fazla olmakla birlikte her iki uygulamada da protraksiyon kuvvetinin etkisi ile üst diş dizisinde meziale hafif devrilme görülmüştür. İskeletsel modellerde esas kuvvet maksillaya uygulanırken dişlere dolaylı olarak iletilmekte bu sebeple de diş dizisinde görülen rotasyon değerleri maksillanın rotasyonuna bağımlı olmaktadır. Daha önce bildirildiği gibi dişsel modellerde uygulanan kuvvetin açısı arttıkça maksillada paralele daha yakın hareket oluşmaktadır. Kuvvetin açısındaki artış maksiller rotasyonu azaltmakla birlikte dişlere de aynı yönde kuvvet uygulayarak diş dizisinin hareketinin paralele yaklaşmasını sağlamaktadır.

Üst dişlerde en fazla protrüzyon meydana getiren model dişsel ankrajlı Grummons olarak göze çarpmaktadır. Bu model üst diş dizisinde en fazla saat yönünün tersine rotasyona sebep olan modeldir. Dişsel modeller arasında en düşük protrüzyon ve rotasyon değerleri ise Face-bow'lu Petit modelinde gözlenmiştir. Bu modele oklüzal düzlemden aşağı yönde 30° ve 45° protraksiyon kuvveti uygulandığında üst diş dizisinde neredeyse paralel bir hareket oluşmuştur (Bkz. Şekil 4.66-72).

### **5.3.5 Zigomatik Kemiklerde Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Zigomatik kemiklerde basma gerilmesinin etkin olduğu alanlar Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde zigomatik ve maksiller kemiklerin birleşim yüzeyinin iç kısmının üst orta bölgesidir (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -3,61 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,85 Mpa). Bununla birlikte tüm modellerde frontal çıkıntıların arka kısımlarında da düşük değerler gözlenmektedir (PD 0° modelinde minimum

asal gerilme değeri -0,72 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,19 Mpa). Bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğundan ilgili bölgelerde basma gerilmesi etkindir.

Grummons modellerinde ise apareyin suborbital parçalarının temas ettiği bölgelerde basma gerilmesi görülmektedir (GD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -10,1 Mpa, Gİ 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -5,12 Mpa). Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilme değerinin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilme değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir. Bu veriler ise uygulanan protraksiyon kuvvetinin Grummons tipi yüz maskesinin suborbital destek parçaları tarafından tersine kuvvet olarak bu bölgeye iletilmesinden kaynaklanmaktadır (Bkz. Şekil 4.71-85).

Tüm modellerde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri frontal çıkıntıların ön kısımlarında gözlenmektedir (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 1,21 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,18 Mpa). Bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerlerinden büyük olduğundan ilgili bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.71-85).

Tüm apareylerde zigomatik kemiğin frontal çıkıntısının ön kenarında çekme, arka kenarında basma gerilmelerinin görülmesi; tüm uygulamalar ile zigomatik kemiğe öne doğru bir çekme kuvvetinin iletildiğini, bu kuvvet ile zigomatik kemiğin frontal parçasında bir esneme hareketinin oluştuğunu düşündürmektedir.

### **5.3.6 Nazal Kemikte Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Dişsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinde nazal kemiğin frontal kemiğe (GD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,21 Mpa, PD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,07 Mpa) ve maksillaya komşu olan yüzeylerinde (GD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,13 Mpa, PD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,02 Mpa) basma gerilmeleri etkin çıkmıştır. Face-bow'lu Petit ve iskeletsel ankrajlı Petit ve Grummons

modellerinde ise bu bölgelerdeki basma ve çekme gerilme değerlerinin birbirlerine çok yakın seyrettikleri (FD45° modelinde nazal-frontal sınırdaki minimum asal gerilme değeri -0,00086 Mpa, maksimum asal gerilme değeri -0,00088 Mpa) görülmüştür. Bu bölgelerde gözlenen gerilme değerleri yüz maskesi ve ankraj tiplerinden bağımsız olarak protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça sifıra yaklaşmaktadır (Bkz. Şekil 4.86-100).

Nazomaksiller kompleksin paralel hareketi için protraksiyon kuvvetlerinin maksillanın direnç merkezinden geçmesi gerektiği, kuvvet doğrultusu direnç merkezinden uzaklaştıkça nazomaksiller kompleksteki rotasyon miktarının arttığı birçok çalışmada belirtilmiştir (19, 22, 201-203, 208). Çalışmamızda uygulanan kuvvet doğrultusu, diş destekli yüz maskesi uygulanan modelde, face-bow kullanılan ve iskelet destekli yüz maskesi uygulanan modellere göre direnç merkezinin daha uzağından geçtiği için daha fazla saat yönünün tersine rotasyon meydana gelmiş ve bu nedenle, nazal kemiğin maksiller ve frontal kemikle birleşim bölgelerinde basma gerilmeleri oluşmuştur. İskeletsel ankrajlı yüz maskesi ve face-bow'lu yüz maskesi gruplarında ise daha paralel hareket meydana geldiği için bu bölgelerdeki basma çekme gerilmeleri birbirlerine çok yakın değerlerde oluşmuştur.

### 5.3.7 Temporal Kemikte Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Tüm modellerde temporal kemiğin ön yüzünün orta ve üst kısımlarında çekme gerilmesi etkindir (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,82 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,12 Mpa). Dişsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinde bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değerleri ve en düşük minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değeri arasındaki fark iskeletsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinden, iskeletsel modellerin gerilme değerleri arasındaki fark da Face-bow'lu Petit modellerinden daha fazladır (Bkz. Şekil 4.101-115).

Yüz maskesi ve ankraj tiplerinden bağımsız olarak protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça gerilme değerleri azalmaktadır.

Üst çeneye uygulanan protraksiyon kuvveti sonucu maksilla ile bağlantılı olan zigomatik kemik aracılığı ile temporal kemiklere çekme



gerilmesinin iletilmesi beklenen bir durumdur. En yüksek çekme gerilmelerinin sırasıyla dişsel ankrajlı Petit ve Grummons, iskeletsel ankrajlı Petit ve Grummons, Face-bow'lu Petit modellerinde görülmesinin ve protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça gerilme değerlerinin azalmasının, maksillanın saat yönünün tersine rotasyon miktarının da aynı sırayla azalmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

### 5.3.8 Sfenoid Kemikte Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Tüm modellerde sfenoid kemikteki gerilme değerleri homojene yakın bir dağılım göstermiş ve minimum ve maksimum asal gerilme değerleri birbirine çok yakın olmakla birlikte sfenoid kemiğin genelinde çekme gerilmesi etkindir. Bununla birlikte sfenoid kemiğin maksillaya bakan yüzünün alt lateral bölgelerinde (GD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,05 Mpa, Gİ 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,02 Mpa) ise çekme gerilmesi etkin gerilme tipidir (Bkz. Şekil 4.122-127).

Sfenoid kemiğin lateral duvarlarının orta kısmı (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,27 Mpa, Gİ 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,02 Mpa) ve alt posterolateral köşelerinde (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,61 Mpa, Gİ 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,04 Mpa) basma gerilmesi etkin gerilme tipidir. Bu modellerin alt posterolateral bölgelerinde (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,77 Mpa, Gİ 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,03 Mpa) ise çekme gerilmesi etkin gerilme tipidir (Bkz. Şekil 4.116-130). Grummons modellerinde bu bölgelere ek olarak pterigoid çıkıntının alt ucunda (GD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,08 Mpa, Gİ 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,03 Mpa) basma gerilmesi etkin gerilme tipidir.

Elde ettiğimiz verilerle uyumlu olarak, Gautam ve ark. (19) ve Lee ve Baek (23), sonlu elemanlar analizi çalışmalarında maksillanın pterigoid prosten pterigomaksiller fissür seviyesinde ayrıldığını bildirmişlerdir.

### 5.3.9 Artiküler Disklerde Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde artiküler diskin kondile bakan yüzünün arka medial (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,17 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,04 Mpa) ve disk konkavitesinin en derin bölgelerinde (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,06 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,01 Mpa) basma gerilmesi etkindir. Artiküler diskin kondil yüzeyine bakan arka üst lateral (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,06 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,012 Mpa) ve glenoid fossaya bakan ön bölgelerinde (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,06 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,010 Mpa) ise çekme gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.131-136, 143-145).

Çalışmamızda kullanılan Petit tipi yüz maskesi uyguladığımız protraksiyon kuvvetinin büyük bir kısmını çene ucu-kondil doğrultusunda alt çeneye dolayısıyla TME'e iletmektedir (133). Alt çeneyi iletilen bu kuvvetin kondil başlarına iletilmesi ile kondil başı, diskin konkavitesinin en derin yerine ve arka iç bölgelerine baskı yaparak, disk içerisinde süngerimsi bir deformasyon meydana getirmiş ve diskin kondile bakan yüzünün arka dış kısımlarında ve diskin glenoid fossaya bakan yüzünün ön bölgelerinde çekme gerilmesi oluşturmuştur. Tanne ve ark.nın (246), yaptıkları çalışmada ise çene ucu-kondil doğrultusundan aşağı doğru 50° açı yapacak şekilde 400 gf şiddetinde uygulanan kuvvet ile kondil başının diskin posterioruna baskı yaparak diskin anterior tarafında çekme gerilmeleri oluşturduğu görülmüştür ve bu sonuçlar bizim çalışmamızla uyuşmaktadır.

Grummons modellerinde ise gerilmeler homojene yakın bir dağılım göstermiştir. Artiküler diskin kondil yüzeyine bakan yüzünün arka medial bölgelerindeki basma, arka lateral bölgelerindeki çekme gerilmeleri çok düşük değerlerdir (Bkz. Şekil 4.137-142). Bu sonuçlar apareyin çene ucu parçası olmaması ve alt çeneye direkt olarak kuvvet uygulamamasından kaynaklanmaktadır ve artiküler disklerde dolayısıyla TME'de baskın gerilmelerin oluşmaması eklem rahatsızlığı olan hastalarda bu yüz maskesinin

kullanımının daha uygun olacağını savunan Grummons'un yaptığı çalışmayı desteklemektedir (100).

### **5.3.10 Sirkummaksiller Suturlarda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Sutural modifikasyonun nazomaksiller kompleksin remodelingi için en önemli faktör olduğu belirtilmiştir (22, 252). Sutural büyümeyi gerilmenin şiddeti, dozu ve büyüklüğü gibi bazı değişkenler hızlandırabilmektedir. Aynı sutur üzerindeki farklı gerilme tipleri farklı remodelingler meydana getirebilmektedir. Suturdaki fibrojen ve osteogenezlerin, basma ve çekme gerilmelerindeki mekanik uyarılarla indüklenebileceği bilinse de, osteogenez aktive edecek gerilmenin büyüklüğü konusunda net bir sonuç ortaya konulamamıştır (19).

Gautam ve ark. (19), sutur gelişiminde mekanik stresin önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir. Beyin gelişiminin suturların gelişimini indüklediği belirtilse de, son yıllarda yapılan çalışmalarda dış kuvvetler ya da çiğneme ile oluşan basma gerilmelerinin de sutural gelişimi aktive edebilecek mekanik uyarıyı oluşturabilecekleri belirtilmiştir (253).

Rat koronal suturuna 0,6 N şiddetinde çekme kuvveti uygulamasının sutural hücrelerin mekanotransdüksiyonunda rol alan gen ve transkripsiyon faktörlerinin sayısını artırdığı belirtilmiştir (19, 254). Çalışmamızda yaklaşık 10 N (1000 gf) şiddetinde protraksiyon kuvveti uygulanmış olup, bu kuvvetin onda biri dahi sirkummaksiller suturlara iletirse yukarıdaki çalışmalarda bahsedilen değerinin oldukça üzerinde bir kuvvet meydana gelmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda uygulanan kuvvetin sirkummaksiller suturlarda osteogenezisi indükleyebileceğini düşünmekteyiz.

Kambara (50), yaptığı çalışmada, maksillaya uygulanan protraksiyon kuvveti ile sirkummaksiller suturlarda; suturların açılması, sutural bağ dokusu liflerinin uzaması, uzayan liflerin etrafında yeni kemik apozisyonu ve sutural genişliği koruyan belirgin doku homeostasisi oluşması gibi değişimler gözlemlenmiştir.

Frontonazal, nazomaksiller, frontomaksiller, zigomatikotemporal, zigomatikomaksiller, pterigopalatin ve frontozigomatik suturlarda oluşan gerilmeler ayrı başlıklar altında değerlendirilecektir.

### **5.3.10.1 Frontonazal Sutura da Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Frontonazal suturda minimum ve maksimum asal gerilme değerleri tüm modellerde suturun alt kısımlarında daha yoğun olmakla birlikte homojene yakın bir dağılım göstermektedir. Suturların genelinde özellikle dişsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinde basma gerilmesi etkinken (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,14 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,01 Mpa), Face-bow kullanılan (FD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,005 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,003 Mpa) ve iskeletsel ankrajlı (Gİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,002 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,001 Mpa) modellerde minimum ve maksimum asal gerilme değerlerinin birbirine daha yakın değerlerde olduğu gözlenmiştir. Bunlarla birlikte açı arttıkça minimum ve maksimum asal gerilmeler arasındaki makas daralmakta ve Face-bow kullanılan (FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,001 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,002 Mpa) ve iskeletsel ankrajlı (Gİ 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,001 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,003 Mpa) modellerde çekme gerilmesi etkin olmaktadır (Bkz. Şekil 4.146-160).

Tanne ve Sakuda (202), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında birinci büyük azı dişler bölgesinden oklüzal düzleme paralel doğrultuda 1000 gf şiddetinde protraksiyon kuvveti uygulamışlar ve zigomatikomaksiller ve frontonazal suturlarda basma gerilmeleri görmüşlerdir. Miyasaka-Hiraga ve ark. (22) yaptıkları çalışmada, kanin dişler hizasından oklüzal düzleme yukarı ve aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde ve oklüzal düzleme paralel doğrultuda 1000 gf protraksiyon kuvveti uygulamışlardır. 30° yukarı yönlü ve oklüzal düzleme paralel doğrultularda uygulanan kuvvetin etkisi ile frontonazal ve frontomaksiller suturlarda yüksek basma gerilmeleri bulmuşlar ve bu durumun maksillanın saat yönünün tersine rotasyon yapmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. 30° aşağı yönlü kuvvet uygulamasında ise frontonazal ve

frontomaksiller suturlarda ise minimal basma gerilmesi olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da bu bulgulara paralel olarak dişsel ankrajlı Petit ve Grummons modellerinde ve face-bow kullanılan ve iskeletsel ankrajlı modellerin 0° ve 15° açıyla protraksiyon kuvveti uygulanan simülasyonlarında frontonazal suturda basma gerilmesi etkinken, 30° simülasyonlarında minimum ve maksimum asal gerilme değerleri eşit bulunmuş, 45° simülasyonlarında ise çekme gerilmeleri etkin çıkmıştır. Bu da face-bow kullanılan ve iskeletsel ankrajlı modellerin 30° ve 45° simülasyonlarında maksillada paralele yakın hareket olduğunu desteklemektedir.

### **5.3.10.2 Nazomaksiller Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Nazomaksiller suturda tüm modellerde suturun nazal kemiğe bakan yüzeyinde (Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,11 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,001 Mpa) ve alt ucunda (Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,11 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,003 Mpa) basma gerilmesi gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.161-175).

Tüm modellerde suturun dış kenarı boyunca (Pİ 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,19 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,001 Mpa) basma gerilmesi görülmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.161-175).

Tüm modellerde protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça suturdaki gerilmenin daha homojen olduğu ve minimum ve maksimum asal gerilme değerlerinin azaldığı gözlenmiştir.

Gautam ve ark. (19), 1000 gf şiddetinde protraksiyon kuvvetini kanin dişler hizasından ve oklüzal düzlemden aşağı doğru 30° açı yapacak şekilde, tek başına ve rapid palatal ekspansiyon ile birlikte uyguladıkları sonlu

elemanlar analizi çalışmasında suturlardaki gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Yazarlar, maksiller protraksiyon sırasında suturlarda görülen farklı basma ve çekme gerilmelerinin, yatay yöndeki protraksiyon kuvveti etkisiyle ve aynı zamanda maksillanın saat yönünün tersine yaptığı rotasyon nedeniyle oluştuğunu belirtmişlerdir. Nazomaksiller suturun üst kısımlarında çekme, alt kısımlarında ise basma gerilmeleri görülmesini ise, protraksiyon kuvvetinin maksillanın anterior tarafında konstriksiyon etkisi meydana getirmesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

### **5.3.10.3 Frontomaksiller Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Tüm modellerde frontomaksiller suturun alt kenarının lateral köşelerinde (Pİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,15 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,01 Mpa) basma gerilmesi görülmektedir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.176-190).

Tüm modellerde maksimum asal gerilme değerleri suturda homojene yakın bir dağılım göstermiştir. 0° ve 15° açıyla protraksiyon kuvveti uygulanan dişsel ankrajlı Petit modellerinde suturun genelinde basma gerilmesi etkinken, 30° modelinde minimal basma gerilmesi ve 45° modelinde minimal çekme gerilmesi gözlenmiştir. 0° açıyla protraksiyon kuvveti uygulanan Face-bow'lu Petit ve iskeletsel ankrajlı Petit modellerinde suturun genelinde basma gerilmesi etkinken, 15° modellerinde minimal basma gerilmesi ve 30° ve 45° modellerinde ise minimal çekme gerilmesi gözlenmiştir. 0°, 15° ve 30° açıyla protraksiyon kuvveti uygulanan iskeletsel ankrajlı Grummons modellerinde suturun genelinde basma gerilmesi etkinken, 45° modelinde minimal basma gerilmesi gözlenmiştir. Dişsel ankrajlı Grummons modellerinin hepsinde suturun genelinde basma gerilmesinin etkin olduğu gözlenmiştir (Bkz. Şekil 4.176-190).

Miyasaka-Hiraga ve ark. (22), yaptıkları çalışmada, kanin dişler hizasından oklüzal düzlemlerle yukarı ve aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde ve



oklüzal düzleme paralel doğrultuda 1000 gf protraksiyon kuvveti uygulamışlardır. 30° yukarı yönlü ve oklüzal düzleme paralel doğrultularda uygulanan kuvvetin etkisi ile frontonazal ve frontomaksiller suturlarda yüksek basma gerilmeleri bulmuşlar ve bu durumun maksillanın saat yönünün tersine rotasyon yapmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. 30° aşağı yönlü kuvvet uygulamasında ise frontonazal ve frontomaksiller suturlarda minimal basma gerilmesi olduğunu belirtmişlerdir. Yine çalışmamızdaki bulguyla benzer olarak Hata ve ark. (103), maksiller protraksiyon ile frontomaksiller suturda yüksek basma gerilmeleri gözlemlemişlerdir.

#### **5.3.10.4 Zigomatikotemporal Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Tüm modellerde suturun alt bölgesinde (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,12 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,04 Mpa) çekme gerilmesi etkin gerilme tipidir (Bkz. Şekil 4.191-205).

Tüm modellerde protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça minimum ve maksimum asal gerilme değerleri birbirine yaklaşmakta ve suturda daha homojen bir dağılım gözlenmektedir.

Gautam ve ark. (19), 1000 gf şiddetinde protraksiyon kuvvetini kanin dişler hizasından ve oklüzal düzlemde aşağı doğru 30° açı yapacak şekilde, tek başına ve rapid palatal ekspansiyon ile birlikte uyguladıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında suturlardaki gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Yazarlar, bizim çalışmamızla paralel olarak zigomatikotemporal suturun alt kenarında en yüksek Von Mises gerilmelerinin görüldüğünü bildirmişlerdir.

Holberg ve ark. (206) ve Lee ve Baek (23), yaptıkları çalışmalarda zigomatikotemporal suturda çekme gerilmesinin etkin olduğunu bildirmişlerdir.

#### **5.3.10.5 Zigomatikomaksiller Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Tüm modellerde zigomatikomaksiller suturda minimum ve maksimum asal gerilme değerleri homojen bir dağılım göstermektedir (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,11 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,16

Mpa; FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,011 Mpa, maksimum asal gerilme değeri 0,018 Mpa). Buna göre suturun genelinde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri en düşük minimum asal gerilme değerlerinin mutlak değerinden büyük olduğu için suturda etkin gerilme tipi çekme gerilmesidir (Bkz. Şekil 4.206-220).

Tüm modellerde protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça çekme gerilmelerinde azalma gözlenmektedir.

Holberg ve ark. (228), yaptıkları çalışmada zigomatikomaksiller suturun genelinde çekme gerilmesinin etkin olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte daha önce bahsedildiği gibi, Miyasaka-Hiraga ve ark. (22), yaptıkları çalışmada, kanin dişler hizasından oklüzal düzlemle yukarı ve aşağı yönde 30° açı yapacak şekilde ve oklüzal düzleme paralel doğrultuda 1000 gf protraksiyon kuvveti uygulamışlardır. 30° aşağı yönlü kuvvet uygulamasında ise zigomatikotemporal ve zigomatikomaksiller suturlarda neredeyse uniform çekme gerilmesi, frontonazal ve frontomaksiller suturlarda ise minimal basma gerilmesi olduğunu belirtmişlerdir. Yine çalışmamızdaki bulguyla benzer olarak Hata ve ark. (103), maksiller protraksiyon ile zigomatikomaksiller suturda çekme gerilmeleri gözlemlemişlerdir.

Gautam ve ark. (19), 1000 gf şiddetinde protraksiyon kuvvetini kanin dişler hizasından ve oklüzal düzlemden aşağı doğru 30° açı yapacak şekilde, tek başına ve rapid palatal ekspansiyon ile birlikte uyguladıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında suturlardaki gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Yazarlar, en yüksek Von Mises gerilmelerinin sırasıyla sfenozigomatik, zigomatikomaksiller ve zigomatikotemporal suturlarda görüldüğünü bildirmişlerdir.

#### **5.3.10.6 Pterigopalatin Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Tüm modellerde Pterigopalatin suturun üst kenarı boyunca (PD 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,29 Mpa, FD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,11 Mpa) basma gerilmesi etkindir. Bu bölgelerdeki en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değeri en yüksek

maksimum asal gerilmeden büyük olduğundan bu bölgelerde basma gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.221-235).

Tüm modellerde Pterigopalatin suturun medial kenarının orta bölgesi (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,27 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,12 Mpa) ve alt bölgelerde çekme gerilmesi etkindir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum asal gerilme değeri en düşük minimum asal gerilmenin mutlak değerinden büyük olduğundan bu bölgelerde çekme gerilmesi etkindir (Bkz. Şekil 4.221-235).

Liu ve ark. (17), labiolingual arklar ve implantlardan maksiller protraksiyon kuvveti uyguladıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında en yüksek gerilme değerlerinin pterigopalatin suturda oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Çalışmamızdaki sonuçlara uygun olarak, Yang ve ark.nın (18), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında unilateral ve bilateral yarı damaklı modellere dişlerden ve mini plaklardan protraksiyon kuvveti uygulamışlar ve tüm modellerde en yüksek sutural gerilmenin pterigopalatin suturda gözlendiğini bildirmişlerdir.

#### **5.3.10.7 Frontozigomatik Suturda Görülen Gerilmelerin Değerlendirilmesi**

Petit ve Face-bow'lu Petit modellerinde suturun tamamında (PD 0° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,11 Mpa, FD 45° modelinde maksimum asal gerilme değeri 0,02 Mpa), Grummons modellerinde ise suturun zigomatik kemiğe bakan yüzünün arka kısımları haricindeki tüm bölgelerde çekme gerilmesi etkindir. Grummons modellerinde suturun zigomatik kemiğe bakan yüzünün arka kısımlarında (GD 45° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,14 Mpa, Gİ 0° modelinde minimum asal gerilme değeri -0,006 Mpa) ise etkin gerilme tipi basma gerilmesidir (Bkz. Şekil 4.236-250).

Grummons modellerinde suturun zigomatik kemiğe bakan yüzünün arka-iç kısımlarındaki basma gerilmesinin apareyin suborbital destek parçalarının zigomatik kemiğe uyguladığı basınçtan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

## 6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda; maksiller retrognati ile karakterize iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan iskelet ve diş destekli ağız içi ankraj ünitelerinden destek alan Grummons, Petit ve Face-bow'lu Petit tipi yüz maskeleri vasıtasıyla farklı açılarda uygulanan maksiller protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal sistem üzerindeki biyomekanik etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

- Çene ucu destek parçası olan modellerde (PD, Pİ, FD) artiküler disklerde ve mandibulanın en zayıf bölgesi olan kondil boynu bölgesinde yoğun basma gerilmeleri görülmüştür. Grummons modellerinde ise bu bölgelerde bölgesinde çok düşük gerilme değerleri gözlenmiştir. Grummons'un çene ucu parçası olan yüz maskelerinin özellikle eklem rahatsızlığı olan bireylerde zararlı etkiler oluşturabileceği konusunda haklı olduğu görülmüştür.
- Tüm modellerde uygulanan protraksiyon kuvvetinin sirkummaksiller suturlara iletilen miktarlarının suturlarda osteogenezisi indükleyebileceği belirlenmiştir.
- İskeletsel ankrajın maksiller protraksiyonda dişsel ankrajdan daha etkin olduğu gözlenmiştir.
- İskelet destekli yüz maskesi uygulamasında, üst dişlerde oluşan gerilmeler, diş destekli yüz maskesi uygulamasında oluşan değerlere göre çok düşük bulunmuştur.
- Tüm modellerde protraksiyon kuvvetinin oklüzal düzlemlerle yaptığı açı arttıkça hareketin paralel yaklaştığı ve bununla birlikte dentofasiyal sistemin tamamında daha uniform gerilme dağılımı gözlenmiştir.
- Dişsel ankrajlı Grummons ve Petit modellerinde iskeletsel ankrajlı modellere göre daha fazla ve Grummons modellerinde de Petit modellerinden daha fazla saat yönünün tersine rotasyon gözlenmiştir. En düşük rotasyon değerleri ise Face-bow'lu Petit modellerinde görülmüştür.

- En fazla saat yönünün tersine rotasyon GD 0° modelinde görülürken, PD 30°, FD 15°, Pİ 15° ve Gİ 45° modellerinde paralele yakın, PD 45°, FD 30° ve 45°, Pİ 30° ve 45° modellerinde ise saat yönünde rotasyon gözlenmiştir.
- Grummons tipi yüz maskesi uygulaması sonucunda maksillanın saat yönünün tersine rotasyonu tam olarak engellenemese de yüzün vertikal boyutunda diğer modellerden daha az artışa sebep olacağı belirlenmiştir.
- GD 0°-45°, Gİ 0°-30°, PD 0°-15°, Pİ 0°, FD 0° modellerinde maksillanın saat yönünün tersine rotasyonuna bağlı olarak frontomaksiller ve nazomaksiller suturlarda genel olarak basma gerilmesi hakimken, Gİ 45°, PD 30°, Pİ 15°, FD 15° modellerinde basma çekme gerilmeleri neredeyse eşit ve PD 45°, Pİ 30°-45°, FD 30°-45° modellerinde ise paralel ve saat yönünde rotasyon hareketlerine bağlı olarak çekme gerilmesinin etkin olduğu görülmüştür.
- Tüm modellerde nazomaksiller suturun üst kısımlarında çekme, alt kısımlarında ise basma gerilmeleri görülmesi protraksiyon kuvvetinin maksillanın anterior tarafındaki konstriksiyon etkisi meydana getirmesinden kaynaklanmıştır.
- Sirkummaksiller suturlar arasında en yüksek gerilme değerleri pterigopalatin ve zigomatikomaksiller suturları takiben zigomatikotemporal suturlarda görülürken, en düşük değerler ise frontozigomatik ve frontomaksiller suturları takiben frontonazal suturlarda görülmüştür.

Çalışmamızda incelenen tüm ankraj ünitesi, yüz maskesi ve protraksiyon kuvvet açısı kombinasyonlarının kemikler, suturlar ve dişler üzerinde oluşturdukları gerilmeler fizyolojik sınırlar içerisinde olduğu için klinik olarak güvenle kullanılabilceği belirlenmiştir.

Face-bow'lu Petit tipi yüz maskesi iskelet destekli Petit ve Grummons tiplerine, iskelet destekli Petit ve Grummons tipleri de diş destekli Petit ve Grummons tiplerine göre sirkummaksiller suturlarda daha dengeli gerilme dağılımlarının görülmesi ve maksillanın paralele daha yakın hareket etmesi

gibi avantajlarının olması nedeniyle maksiller yetmezliğe bağılı sınıf III maloklüzyonların tedavisinde öncelikli olarak tercih edilebilir.

Protraksiyon kuvvetinin açısı arttıkça daha dengeli gerilme dağılımları ve buna bağılı olarak maksillanın hareketinin paralele daha yakın olması sebebiyle ankraj ve yüz maskesi tipinden bağımsız olarak, yüz maskesi tedavisi uygulanacak hastalarda oklüzal düzlemden aşağı doğru 30°-45° açı yapacak şekilde protraksiyon kuvveti uygulaması tercih edilebilir.

Çalışmamızda farklı yüz maskesi, ankraj ünitesi ve protraksiyon kuvvet açıları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş olup hiçbir modelde sutural mobilizasyonu artırdığı bilinen rapid maksiller ekspansiyon uygulanmamıştır. Bu açıdan bakıldığında maksiller protraksiyonun rapid maksiller ekspansiyonla kombine edildiği, verilerin karşılaştırmalı olarak incelenebileceği iyi planlanmış, randomize kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

## 7 KAYNAKLAR

1. Cozzani G. Extraoral traction and class III treatment. *Am J Orthod*, 80(6):638-650, 1981.
2. Graber TM, Rakosi T, Petrovic AG. *Dentofacial Orthopedics with Functional Applications*, 2<sup>nd</sup> ed. Elsevier Health Sciences; St Louis, 565 p., 1997.
3. Asbell MB. A brief history of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 98(2):176-183, 1990.
4. Altemus L. Frequency of the incidence of malocclusion in american negro children aged twelve to sixteen. *Angle Orthod*, 29:189-200, 1959.
5. Arman A, Toygar TU, Abuhijleh E. Evaluation of maxillary protraction and fixed appliance therapy in Class III patients. *The European Journal of Orthodontics*, 28(4):383-392, 2006.
6. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Treatment and posttreatment craniofacial changes after rapid maxillary expansion and facemask therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(4):404-413, 2000.
7. Baccetti T, McGill JS, Franchi L, McNamara JA, Tollaro I. Skeletal effects of early treatment of Class III malocclusion with maxillary expansion and face-mask therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(3):333-343, 1998.
8. Kajiyama K, Murakami T, Suzuki A. Evaluation of the modified maxillary protractor applied to Class III malocclusion with retruded maxilla in early mixed dentition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(5):549-559, 2000.
9. Dietrich UC: Morphological variability of skeletal Class 3 relationships as revealed by cephalometric analysis. In: Report of the congress European Orthodontic Society: 1970; 1970: 131.



10. Guyer EC, Ellis III EE, McNamara Jr JA, Behrents RG. Components of Class III malocclusion in juveniles and adolescents. *The Angle orthodontist*, 56(1):7-30, 1986.
11. Jacobson A, Evans W, Preston C, Sadowsky P. Mandibular prognathism. *American journal of orthodontics*, 66(2):140-171, 1974.
12. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Cephalometric variables predicting the long-term success or failure of combined rapid maxillary expansion and facial mask therapy. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 126(1):16-22, 2004.
13. El H, Ciger S. Effects of 2 types of facemasks on condylar position. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(6):801-808, 2010.
14. Aelbers CF, Dermaut L. Orthopedics in orthodontics: Part I, fiction or reality a—review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110(5):513-519, 1996.
15. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *European Journal of orthodontics*, 24(1):21-34, 2002.
16. B EGVY. Dis hekimliginde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *A Ü Dis Hek Fak Derg*, 22:201-205, 1995.
17. Liu C, Zhu X, Zhang X. Three-dimensional finite element analysis of maxillary protraction with labiolingual arches and implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148(3):466-478, 2015.
18. Yang I-H, Chang Y-I, Kim T-W, Ahn S-J, Lim W-H, Lee N-K, Baek S-H. Effects of cleft type, facemask anchorage method, and alveolar bone graft on maxillary protraction: a three-dimensional finite element analysis. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 49(2):221-229, 2012.
19. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element analysis of sutural stresses.

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 136(3):361-366, 2009.

20. del Pozo R, Tanaka E, Tanaka M, Kato M, Iwabe T, Hirose M, Tanne K. Influence of friction at articular surfaces of the temporomandibular joint on stresses in the articular disk: a theoretical approach with the finite element method. *The Angle Orthodontist*, 73(3):319-327, 2003.

21. Hirose M, Tanaka E, Tanaka M, Fujita R, Kuroda Y, Yamano E, Van Eijden TM, Tanne K. Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. *European journal of oral sciences*, 114(5):441-448, 2006.

22. Miyasaka-Hiraga J, Tanne K, Nakamura S. Finite element analysis for stresses in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied at the upper canines. *British journal of orthodontics*, 21(4):343-348, 1994.

23. Lee N-K, Baek S-H. Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral nasal wall: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3):345-351, 2012.

24. Yu HS, Baik HS, Sung SJ, Kim KD, Cho YS. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *The European Journal of Orthodontics*, 29(2):118-125, 2007.

25. Angle EH. Classification of malocclusion. *Dental Cosmos*, 41:248-264, 1899.

26. Tweed CH. *Clinical orthodontics*. vol. 2. CV Mosby; St. Louis, 1966.

27. Moyers RE. *Handbook of orthodontics*. Year Book Medical Pub; Chicago, 1988.

28. Massler M, Frankel JM. Prevalence of malocclusion in children aged 14 to 18 years. *American journal of orthodontics*, 37(10):751-768, 1951.

29. Ast DB, Carlos JP, Cons NC. The prevalence and characteristics of malocclusion among senior high school students in upstate New York. *American journal of orthodontics*, 51(6):437-445, 1965.
30. Silva RG, Kang DS. Prevalence of malocclusion among Latino adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(3):313-315, 2001.
31. Mills LF. Epidemiologic studies of occlusion IV. The prevalence of malocclusion in a population of 1,455 school children. *Journal of dental research*, 45(2):332-336, 1966.
32. Thilander B, Myrberg N. The prevalence of malocclusion in Swedish schoolchildren. *European Journal of Oral Sciences*, 81(1):12-20, 1973.
33. Chan GK-h. Class III malocclusion in Chinese (Cantonese): etiology and treatment. *American journal of orthodontics*, 65(2):152-157, 1974.
34. Irie M, Nakamura S. Orthopedic approach to severe skeletal Class III malocclusion. *American journal of orthodontics*, 67(4):377-392, 1975.
35. Ishii H, Morita S, Takeuchi Y, Nakamura S. Treatment effect of combined maxillary protraction and chin cap appliance in severe skeletal Class III cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(4):304-312, 1987.
36. 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*, 15(3):211-221, 1993.
37. Sari Z, Uysal T, Karaman A, Basciftci F, Usumez S, Demir A. Orthodontic malocclusions and evaluation of treatment alternatives: an epidemiologic study. *Turkish J Orthod*, 16:119-126, 2003.
38. Sayin M, Türkkahraman H. Malocclusion and crowding in an orthodontically referred Turkish population. *The Angle Orthodontist*, 74(5):635-639, 2004.

39. Sanborn RT. Differences between the facial skeletal patterns of Class III malocclusion and normal occlusion. *The Angle Orthodontist*, 25(4):208-222, 1955.
40. Sue G, Chaconas S, Turley P, Ito J: Indicators of skeletal Class-III growth. In: *Journal of Dental Research: 1987: Amer Assoc Dental Research* 1619 Duke St, Alexandria, VA 22314; 1987: 348-348.
41. Ellis E, McNamara JA. Components of adult Class III malocclusion. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 42(5):295-305, 1984.
42. Proffit WR FH, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*, 5<sup>th</sup> ed. Elsevier Health Sciences; Missouri, 130-133 p., 2013.
43. Bui C, King T, Proffit W, Frazier-Bowers S. Phenotypic characterization of Class III patients: a necessary background for genetic analysis. *The Angle orthodontist*, 76(4):564-569, 2006.
44. Litton SF, Ackermann LV, Isaacson RJ, Shapiro BL. A genetic study of Class III malocclusion. *American journal of orthodontics*, 58(6):565-577, 1970.
45. Nakasima A, Ichinose M, Nakata S, Takahama Y. Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *American journal of orthodontics*, 82(2):150-156, 1982.
46. Subtenly JD. Oral respiration: facial maldevelopment and corrective dentofacial orthopedics. *The Angle Orthodontist*, 50(3):147-164, 1980.
47. McNamara Jr JA. Influence of respiratory pattern on craniofacial growth. *The Angle orthodontist*, 51(4):269-300, 1981.
48. Williams S, Aarhus CA. The morphology of the potential Class III skeletal pattern in the growing child. *American journal of orthodontics*, 89(4):302-311, 1986.
49. Nanda R. Protraction of maxilla in rhesus monkeys by controlled extraoral forces. *American journal of orthodontics*, 74(2):121-141, 1978.

50. Kambara T. Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the *Macaca irus*. *American journal of orthodontics*, 71(3):249-277, 1977.
51. Angle EH. Treatment of malocclusion of the teeth: Angle's system. White Dental Manufacturing Company; Philadelphia, 1907.
52. Graber LW, Vanarsdall Jr RL, Vig KW. *Orthodontics: current principles and techniques* 4<sup>th</sup> ed. Elsevier Health Sciences; St Louis, 545 p., 2005.
53. Hickham J. Maxillary protraction therapy: diagnosis and treatment. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 25(2):102-113, 1991.
54. Delaire J. Maxillary development revisited: relevance to the orthopaedic treatment of Class III malocclusions. *The European Journal of Orthodontics*, 19(3):289-311, 1997.
55. Sakamoto T. Effective timing for the application of orthopedic force in the skeletal Class III malocclusion. *American journal of orthodontics*, 80(4):411-416, 1981.
56. Lertpitayakun P, Miyujima K, Kanomi R, Sinha PK: Cephalometric changes after long-term treatment with face mask and maxillary intraoral appliance therapy. In: *Seminars in Orthodontics: 2001*: Elsevier; 2001: 169-179.
57. McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. *Orthodontics and dentofacial orthopedics*. Needham Press; Ann Arbor, 375-386 p., 2002.
58. Melsen B, Melsen F. The postnatal development of the palatomaxillary region studied on human autopsy material. *American journal of orthodontics*, 82(4):329-342, 1982.
59. Baik HS. Clinical results of the maxillary protraction in Korean children. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(6):583-592, 1995.

60. Saadia M, Torres E. Sagittal changes after maxillary protraction with expansion in Class III patients in the primary, mixed, and late mixed dentitions: a longitudinal retrospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(6):669-680, 2000.

61. Sung SJ, Baik HS. Assessment of skeletal and dental changes by maxillary protraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(5):492-502, 1998.

62. Merwin D, Ngan P, Hagg U, Yiu C, Wei SH. Timing for effective application of anteriorly directed orthopedic force to the maxilla. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(3):292-299, 1997.

63. Suda N, Ishii-Suzuki M, Hirose K, Hiyama S, Suzuki S, Kuroda T. Effective treatment plan for maxillary protraction: is the bone age useful to determine the treatment plan? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(1):55-62, 2000.

64. Turley PK. Managing the developing Class III malocclusion with palatal expansion and facemask therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(4):349-352, 2002.

65. Lu YC-L, Tanne K, Hirano Y, Sakuda M. Craniofacial morphology of adolescent mandibular prognathism. *The Angle Orthodontist*, 63(4):277-282, 1993.

66. Nanda R. Biomechanical and clinical considerations of a modified protraction headgear. *American journal of orthodontics*, 78(2):125-139, 1980.

67. Turpin III D. Early Class III treatment [unpublished thesis presented at 81st session of the American Association of Orthodontists, San Francisco, 1981]. Data taken from Campbell PM. The dilemma of Class III treatment. *Angle Orthod*, 53(3):175-191, 1983.

68. Kiliçoğlu H, Kirliç Y. Profile changes in patients with Class III malocclusions after Delaire mask therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(4):453-462, 1998.

69. Creekmore T. Class III treatment planning. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 12(9):650, 1978.
70. Deguchi T, Kitsugi A. Stability of changes associated with chin cup treatment. *The angle orthodontist*, 66(2):139-146, 1996.
71. Arat ZM, Arman A. Treatment of a severe Class III open bite. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 127(4):499-509, 2005.
72. Nanda R, Goldin B. Biomechanical approaches to the study of alterations of facial morphology. *American journal of orthodontics*, 78(2):213-226, 1980.
73. Sugawara J, Asano T, Endo N, Mitani H. Long-term effects of chincap therapy on skeletal profile in mandibular prognathism. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2):127-133, 1990.
74. Wendell PD, Nanda R, Nakamura S. The effects of chin cup therapy on the mandible: a longitudinal study. *American journal of orthodontics*, 87(4):265-274, 1985.
75. McNamara JA, Huges SA. The functional regulator (FR-3) of Fränkel. *American journal of orthodontics*, 88(5):409-424, 1985.
76. Loh M, Kerr W. The Function Regulator III: effects and indications for use. *British journal of orthodontics*, 12(3):153-157, 1985.
77. Macdonald KE, Kapust AJ, Turley PK. Cephalometric changes after the correction of Class III malocclusion with maxillary expansion/facemask therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(1):13-24, 1999.
78. Fränkel R: Maxillary retrusion in Class 3 and treatment with the function corrector 3. In: *Report of the congress European Orthodontic Society: 1970*; 1970: 249.



79. Garattini G, Levrini L, Crozzoli P, Levrini A. Skeletal and dental modifications produced by the Bionator III appliance. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 114(1):40-44, 1998.

80. Alcan T, Keles A, Erverdi N. The effects of a modified protraction headgear on maxilla. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(1):27-38, 2000.

81. Bommarito S, Scanavini PMA. Orthodontic compensation in skeletal Class III malocclusion: A case report. *Cep*, 18030:123, 2007.

82. Keles A, Tokmak EÇ, Erverdi N, Nanda R. Effect of varying the force direction on maxillary orthopedic protraction. *The Angle orthodontist*, 72(5):387-396, 2002.

83. Lee N-K, Yang I-H, Baek S-H. The short-term treatment effects of face mask therapy in Class III patients based on the anchorage device: miniplates vs rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist*, 82(5):846-852, 2012.

84. Gallagher R, Miranda F, Buschang P. Maxillary protraction: treatment and posttreatment effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(6):612-619, 1998.

85. Ngan P, Hägg U, Yiu C, Merwin D, Wei SH. Soft tissue and dentoskeletal profile changes associated with maxillary expansion and protraction headgear treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(1):38-49, 1996.

86. Enlow D. *Handbook of Facial Growth* 2<sup>nd</sup> edition. WB Saunders Company; Philadelphia, 1982.

87. Gans BJ, Sarnat BG. Sutural facial growth of the *Macaca rhesus* monkey: a gross and serial roentgenographic study by means of metallic implants. *American journal of orthodontics*, 37(11):827-841, 1951.

88. M Ü. *Ortodonti-Anomaliler, Sefalometri, Etiyoloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı*. Yeditepe Üniversitesi Yayınları; İstanbul, 271-280 s., 2000.

89. Björk A. Sutural growth of the upper face studied by the implant method. *Acta odontologica Scandinavica*, 24(2):109-127, 1966.

90. Iseri H, Solow B. Growth displacement of the maxilla in girls studied by the implant method. *The European Journal of Orthodontics*, 12(4):389-398, 1990.

91. Björk A, Skieller V. Growth of the maxilla in three dimensions as revealed radiographically by the implant method. *British Journal of Orthodontics*, 4(2):53, 1977.

92. Iseri H, Solow B. Average surface remodeling of the maxillary base and the orbital floor in female subjects from 8 to 25 years. An implant study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(1):48-57, 1995.

93. Iseri H, Solow B. Continued eruption of maxillary incisors and first molars in girls from 9 to 25 years, studied by the implant method. *The European Journal of Orthodontics*, 18(1):245-256, 1996.

94. Potpeschenigg R. *Deutsche Viertel Jahrschrift für Zahnheilkunde*. 1885. "alınmıştır" *Monthly Rev Dent Surg III*.:464-465, 1974-1975.

95. GekKiow G, Kaan S. Dentofacial orthopaedic correction of maxillary retrusion with the protraction facemask--a literature review. *Australian orthodontic journal*, 12(3):143-150, 1992.

96. Oppenheim A. A possibility for physiologic orthodontic movement. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 30(7):345-368, 1944.

97. Delaire J. Confection du masque ortopedique. *Rev Stomat Paris* 1971; 72: 579-584. "alınmıştır" McMamara JA Jr, Brudon WL, Kokich VG. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Needman; Ann Arbor Michigan, 85-395 p., 2002.

98. Delaire J VP, Lumineu JP, Ghega-negrea A, Talmant J, Boisson M. Quelques resultats des tractions extraorales a appui fronto-mentonnier

dans le traitement orthopedique des malformations maxillo mandibulaires de Class III et des sequelles osseuses des fente labio-maxillaires. Rev Stomat Paris 1972: 73: 633- 642. "alınmıştır" McMamara JA Jr, Brudon WL, Kokich VG. Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Needman; Ann Arbor Michigan, 85-395 p., 2002.

99. Petit H. Clinical Alterations of the growing face. Adaptations following accelerated facial mask therapy in clinical alteration of the growing face. University of Michigan; Ann Arbor, 1983.

100. Grummons D. Orthodontics for the TMJ-TMD Patient. Wright & Company Publishers, 1994.

101. Altug Z, Arslan AD. Skeletal and dental effects of a mini maxillary protraction appliance. The Angle orthodontist, 76(3):360-368, 2006.

102. Itoh T, Chaconas S, Caputo A, Matyas J. Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. American journal of orthodontics, 88(2):117-124, 1985.

103. Hata S, Itoh T, Nakagawa M, Kamogashira K, Ichikawa K, Matsumoto M, Chaconas SJ. Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 91(4):305-311, 1987.

104. Mermigos J, Full CA, Andreasen G. Protraction of the maxillofacial complex. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 98(1):47-55, 1990.

105. Conte A, Carano A, Siciliani G. A new maxillary protractor. Journal of clinical orthodontics: JCO, 31(8):523, 1997.

106. Akkaya S, Yüksel S, Hızlan S, Tortop T. İskeletsel sınıf III tedavisinde maksillar protraksiyon uygulamasının üst yüz ve dentoalveolar yapılara etkisi. Turkish Journal of Orthodontics, 7(1):1-6, 1994.

107. Haskell BS, Farman AG. Exploitation of the residual premaxillary-maxillary suture site in maxillary protraction: an hypothesis. The Angle Orthodontist, 55(2):108-119, 1985.

108. Haas AJ. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. *American journal of orthodontics*, 57(3):219-255, 1970.

109. McNamara Jr JA. An orthopedic approach to the treatment of Class III malocclusion in young patients. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 21(9):598, 1987.

110. Kapust AJ, Sinclair PM, Turley PK. Cephalometric effects of face mask/expansion therapy in Class III children: a comparison of three age groups. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(2):204-212, 1998.

111. Nartallo-Turley PE, Turley PK. Cephalometric effects of combined palatal expansion and facemask therapy on Class III malocclusion. *The Angle orthodontist*, 68(3):217-224, 1998.

112. Kircelli BH, Pektas Z, Uçkan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *The Angle orthodontist*, 76(1):156-163, 2006.

113. Singer SL, Henry PJ, Rosenberg I. Osseointegrated implants as an adjunct to facemask therapy: a case report. *The Angle orthodontist*, 70(3):253-262, 2000.

114. Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Brånemark P-I. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(4):285-295, 1988.

115. Cha B-K, Choi D-S, Ngan P, Jost-Brinkmann P-G, Kim S-M. Maxillary protraction with miniplates providing skeletal anchorage in a growing Class III patient. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(1):99-112, 2011.

116. Şar Ç, Şahinoğlu Z, Özçırpıcı AA, Uçkan S. Dentofacial effects of skeletal anchored treatment modalities for the correction of maxillary retrognathia. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(1):41-54, 2014.

117. Kokich VG, Shapiro PA, Oswald R, Koskinen-Moffett L, Clarren SK. Ankylosed teeth as abutments for maxillary protraction: a case report. *American journal of orthodontics*, 88(4):303-307, 1985.

118. Shapiro PA, Kokich VG. Treatment alternatives for children with severe maxillary hypoplasia. *The European Journal of Orthodontics*, 6(2):141-147, 1984.

119. Shanker S, Ngan P, Wade D, Beck M, Yiu C, Hägg U, Wei SH. Cephalometric A point changes during and after maxillary protraction and expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110(4):423-430, 1996.

120. Ngan P, Wei S, Hagg U, Yiu C, Merwin D, Stickel B. Effect of protraction headgear on Class III malocclusion. *Quintessence Int*, 23(3):197-207, 1992.

121. Buschang P, Porter C, Genecov E, Genecov D, Sayler K. Face mask therapy of preadolescents with unilateral cleft lip and palate. *The Angle Orthodontist*, 64(2):145-150, 1994.

122. Lee K-G, Ryu Y-K, Park Y-C, Rudolph DJ. A study of holographic interferometry on the initial reaction of maxillofacial complex during protraction. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 111(6):623-632, 1997.

123. Fonseca RJ. *Oral and Maxillofacial Surgery: Anesthesia, dentoalveolar surgery, office management*. vol. 1. Saunders; Pennsylvania, 2000.

124. Okeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. Elsevier Health Sciences; St Louis, 1989.

125. Bell W. *The diagnosis of temporomandibular joint disorders by imaging techniques*. *Modern practice in orthognatic and reconstructive surgery*. Mosby Company; St Louis, 483-521 p., 1992.

126. Drace JE, Enzmann DR. Defining the normal temporomandibular joint: closed-, partially open-, and open-mouth MR imaging of asymptomatic subjects. *Radiology*, 177(1):67-71, 1990.

127. Stöckli PW, Willert HG. Tissue reactions in the temporomandibular joint resulting from anterior displacement of the mandible in the monkey. *American journal of orthodontics*, 60(2):142-155, 1971.

128. Pancherz H. The Herbst appliance—its biologic effects and clinical use. *American journal of orthodontics*, 87(1):1-20, 1985.

129. Pancherz H. The mechanism of Class II correction in Herbst appliance treatment: a cephalometric investigation. *American journal of orthodontics*, 82(2):104-113, 1982.

130. Salzman JA. *Practice of orthodontics*. JB Lippincott Company; Philadelphia and Montreal, 1966.

131. Cohlma JT, Ghosh J, Sinha PK, Nanda RS, Currier GF. Tomographic assessment of temporomandibular joints in patients with malocclusion. *The Angle Orthodontist*, 66(1):27-36, 1996.

132. Ngan PW, Yiu C, Hagg U, Wei SH, Bowley J. Masticatory muscle pain before, during, and after treatment with orthopedic protraction headgear: a pilot study. *The Angle orthodontist*, 67(6):433-438, 1997.

133. Grandori F, Merlini C, Amelotti C, Plasente M, Tadini G, Ravazzani P. A mathematical model for the computation of the forces exerted by the facial orthopedic mask. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(5):441-448, 1992.

134. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6):585-598, 2001.

135. Hughes TJ. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. Courier Corporation; New Jersey, 2012.

136. Inan M. Cisimlerin Mukavemeti, 6. Baskı edn. İTÜ Yayınları; İstanbul, 1988.
137. Kuhlberg A, Nanda R. Principles of Biomechanics. Nanda R ve Rudolph P. Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics. 2<sup>nd</sup> ed. Elsevier Co; St Louis, 2005.
138. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. Ege Üniversitesi Basımevi; İzmir, 1999.
139. Ulm C, Solar P, Blahout R, Matejka M, Gruber H. Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, 74(2):131-136, 1992.
140. Mow VC, Huiskes R. Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
141. Kutz M. Mechanical Engineers' Handbook, vol.1: Materials and Engineering Mechanics Franklin FE. Stress Analysis John Wiley & Sons, 2015.
142. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing; Chicago (IL), 1987.
143. Craig R: Restorative Dental Materials, Mosby-Year. In.: Inc; 1993.
144. Marghitu DB. Mechanical engineer's handbook. Academic Press; San Diego (Ca), 2001.
145. Gümüş H. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları gerilmelerin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2007.
146. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques



using 3D FEM. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 123(4):441-450, 2003.

147. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 123(4):367-373, 2003.

148. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 123(6):657-665, 2003.

149. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. The European Journal of Orthodontics, 27(1):12-16, 2005.

150. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 17. baskı. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, (17):183-223, 1993.

151. Baran NM. Finite element analysis on microcomputers. McGraw-Hill, Inc., 1988.

152. Choi K, Goldstein S. The fatigue properties of bone tissues on a microstructural level. Transactions of the Orthopaedics Research Society, 16(2):485, 1991.

153. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. Journal of biomechanics, 26(2):111-119, 1993.

154. SAP V. Structural Analysis Program for Static and Dynamic Response of Linear Systems. BATHE K, J-WILSON EL, PETERSON FF. College of Engineering, University of California; Berkeley, 1974.

155. Nanda R, Kuhlberg A, Uribe F. Biomechanic basis of extraction space closure. Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics. Elsevier Saunders; St Louis, 194-210 p., 2005.

156. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & craniofacial research*, 7(2):98-107, 2004.

157. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(2):190-197, 2001.

158. Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *The European Journal of Orthodontics*, 25(6):569-578, 2003.

159. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of biomechanics*, 35(10):1411-1415, 2002.

160. Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. *The European Journal of Orthodontics*, 27(4):333-339, 2005.

161. Özgövde N. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stress analizi metoduyla incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2003.

162. Karayazgan B. Yüz defektlerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2005.

163. Bueche F. *Principles of physics*, 3<sup>rd</sup> ed. McGraw Hill; New York, 1977.

164. James AM, Lord MP. *Macmillan's chemical and physical data*. Macmillan; London, 1992.

165. Benno M, Herzog W. Biomechanics of the Musculo-skeletal System. John Wiley & Sons; Chichester, 1994.
166. Ogden RW, Holzapfel GA. Mechanics of biological tissue. Springer; Berlin, 2006.
167. Moaveni S. Finite element analysis: theory and application with ANSYS. Pearson Education; India, 2003.
168. Nicholson DW. Finite element analysis: Thermomechanics of solids. CRC press; Boca Raton, 2008.
169. Szabo BA, Babuška I. Finite element analysis. John Wiley & Sons; Toronto, 1991.
170. Ulusoy M, AK A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; Ankara, 2003.
171. Bernardes SR, de Araújo CA, Neto AJF, Júnior PS, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 24(5), 2009.
172. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. Journal of Craniofacial Surgery, 20(4):1173-1177, 2009.
173. Yenisey M, Ulusoy M. Değiştirilmiş Model Ölçü Tekniği (Holmes Tekniği) Kullanılarak Elde Edilen Hareketli Bölümlü Protezlerin Destek Dokular Üzerindeki Yük Dağılımlarının Holografik İnterferometri İle Karşılaştırılması. T Klin J Dental Sci, 6:13-25, 2000.
174. Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Acta Odontologica Turcica, 15(1-2-3):61, 1998.
175. BOBYN JD, MORTIMER ES, GLASSMAN AH, ENGH CA, MILLER JE, BROOKS CE. Producing and Avoiding Stress Shielding: Laboratory and Clinical Observations of Noncemented Total Hip Arthroplasty. Clinical orthopaedics and related research, 274:79-96, 1992.

176. KAYA AD, EYÜPOĞLU TF, Banu Ö. Direkt Kompozit Veneer Restorasyon TekniğininBiyomekanik Açıdan İncelenmesi. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 10(1):5-10, 2004.

177. Sonugelen M, Artuç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. Ege Üni Diş Hek Fak Yayınları:6-10, 2002.

178. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite Element Method–An Effective Research Tool for Dentistry. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 34(3):281-285, 2010.

179. Pekedis M. Ağsız Yöntemlerle Yapısal Analiz. Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü, İzmir, 2008.

180. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. Journal of dental research, 47(3):427-432, 1968.

181. Farah J, Hood J, Craig R. Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. Journal of dental research, 54(1):10-15, 1975.

182. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. American journal of orthodontics, 59(6):581-588, 1971.

183. Şahan FD. Maksillada distraksiyon osteogenesisi ile protraksiyon uygulamasının deneysel olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2002.

184. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. Journal of Oral Implantology, 24(2):80-88, 1998.

185. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. Journal of Biomedical Engineering, 15(6):505-509, 1993.

186. Keyak J, Meagher J, Skinner H, Mote C. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of biomedical engineering*, 12(5):389-397, 1990.

187. Mansuroğlu, Y. Uygun sonlu eleman geometrisinin belirlenmesi ve mesh (ağ) kalitesinin artırılması. *"alınmıştır"*  
[http://www.yusufmansuroglu.com.tr/projeler/Yusuf\\_Mansuroglu\\_Uygun\\_Sonlu\\_Eleman\\_Geometrisinin\\_Belirlenmesi\\_ve\\_Mesh\\_\(Ag\)\\_Kalitesinin\\_Artirilmasi.pdf](http://www.yusufmansuroglu.com.tr/projeler/Yusuf_Mansuroglu_Uygun_Sonlu_Eleman_Geometrisinin_Belirlenmesi_ve_Mesh_(Ag)_Kalitesinin_Artirilmasi.pdf), 2010.

188. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *orthodontic waves*, 65(1):1-8, 2006.

189. Ismail SF, Moss J, Hennessy R. Three-dimensional assessment of the effects of extraction and nonextraction orthodontic treatment on the face. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 121(3):244-256, 2002.

190. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(5):498-504, 2001.

191. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(4):342-348, 2002.

192. Oliveira NL, Da Silveira AC, Kusnoto B, Viana G. Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 126(3):354-362, 2004.

193. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, 283(2):259-274, 2005.

194. Koriath T, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 8(1):90-104, 1997.

195. Van Staden RC, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(4):257-270, 2006.

196. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of dental research*, 84(5):428-433, 2005.

197. Mori H, Horiuchi S, Nishimura S, Nikawa H, Murayama T, Ueda K, Ogawa D, Kuroda S, Kawano F, Naito H. Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Archives of oral biology*, 55(11):879-886, 2010.

198. Cook RD, Malkus D, Plesha M, Witt R. *Concepts and applications of finite element analysis*. John Wiley & Sons, 2007.

199. Chung DH, Dechow PC. Elastic anisotropy and off-axis ultrasonic velocity distribution in human cortical bone. *Journal of anatomy*, 218(1):26-39, 2011.

200. Cowin S, Mehrabadi M. Identification of the elastic symmetry of bone and other materials. *Journal of biomechanics*, 22(6):503-515, 1989.

201. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *The European Journal of Orthodontics*, 11(4):382-391, 1989.

202. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *The Angle orthodontist*, 61(2):145-152, 1991.

203. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(3):200-207, 1989.

204. Yan X, He W, Lin T, Liu J, Bai X, Yan G, Lu L. Three-dimensional finite element analysis of the craniomaxillary complex during maxillary protraction with bone anchorage vs conventional dental anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2):197-205, 2013.

205. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6):723-728, 2009.

206. Holberg C, Mahaini L, Rudzki I. Analysis of sutural strain in maxillary protraction therapy. *The Angle Orthodontist*, 77(4):586-594, 2007.

207. Frost H. A Determinant of Bone Architecture: The Minimum Effective Strain. *Clinical orthopaedics and related research*, 175:286-292, 1983.

208. Katada H, Katada H, Isshiki Y. Changes in orthodontic cephalometric reference points on application of orthopedic force to jaw: three-dimensional finite element analysis. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 46(3):59-65, 2005.

209. Marc M. Theory and user information, MSC. Marc 2005R3 edition, vol A, 2005.

210. Beek M, Koolstra J, Van Ruijven L, Van Eijden T. Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *Journal of dental research*, 80(10):1913-1918, 2001.

211. Erkmen E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(2):97-104, 2005.

212. Geramy A, Hassanpour M. Asymmetric Outer Bow Length and Cervical Headgear Force System: 3D Analysis Using Finite Element Method. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(3):216, 2015.



213. Gupta A, Kohli VS, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gunjal A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6):737-748, 2009.

214. Tanaka E, Rodrigo D, Tanaka M, Kawaguchi A, Shibazaki T, Tanne K. Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 30(5):421-430, 2001.

215. Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Medical engineering & physics*, 16(4):316-322, 1994.

216. Zhou X, Zhao Z, Zhao M. [Analysis of the condyle in the state on the mandibular protraction by means of the three-dimensional finite element method]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology*, 34(2):85-87, 1999.

217. Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti R. Stress analysis of the human temporomandibular joint. *Medical engineering & physics*, 20(8):565-572, 1998.

218. Campbell PM. The dilemma of Class III treatment: early or late? *The Angle orthodontist*, 53(3):175-191, 1983.

219. Arslan SG, Kama JD, Baran S. Correction of a severe Class III malocclusion. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 126(2):237-244, 2004.

220. Westwood PV, McNamara JA, Baccetti T, Franchi L, Sarver DM. Long-term effects of Class III treatment with rapid maxillary expansion and facemask therapy followed by fixed appliances. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(3):306-320, 2003.

221. Hirata RH, Heft MW, Hernandez B, King GJ. Longitudinal study of signs of temporomandibular disorders (TMD) in orthodontically treated and

nontreated groups. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(1):35-40, 1992.

222. Gu Y, Rabie ABM, Hägg U. Treatment effects of simple fixed appliance and reverse headgear in correction of anterior crossbites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(6):691-699, 2000.

223. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 36(8):455-459, 2002.

224. Klemmner LS. Early orthopedic Class III treatment with a modified tandem appliance. *Journal of Clinical Orthodontics*, 37(4):218-223, 2003.

225. Holberg C. Effects of Rapid Maxillary Expansion on the Cranial Base—an FEM-Analysis\*. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66(1):54-66, 2005.

226. Ataç M, 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. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 37(12):1117-1124, 2008.

227. Gavakos K, Witt E. The functional status of orthodontically treated prognathic patients. *The European Journal of Orthodontics*, 13(2):124-128, 1991.

228. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: A finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(1):53-59, 2008.

229. Liu Z, Fan Y, Qian Y. Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint. *Clinical Biomechanics*, 23:S53-S58, 2008.

230. Mahler D, Peyton F. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research*, 34(6):831-838, 1955.

231. Kajiyama K, Murakami T, Suzuki A. Comparison of orthodontic and orthopedic effects of a modified maxillary protractor between deciduous and early mixed dentitions. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 126(1):23-32, 2004.

232. Hegmann M, Rütther A-K. The Grummons Face Mask as an Early Treatment Modality within a Class III Therapy Concept\*. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 64(6):450-456, 2003.

233. Üçem TT, Üçüncü N, Yüksel S. Comparison of double-plate appliance and facemask therapy in treating Class III malocclusions. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 126(6):672-679, 2004.

234. Yagci A, Uysal T. Effect of modified and conventional facemask therapy on condylar position in Class III patients. *Orthodontics & craniofacial research*, 13(4):246-254, 2010.

235. Kircelli BH, Pektas ZÖ. Midfacial protraction with skeletally anchored face mask therapy: a novel approach and preliminary results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(3):440-449, 2008.

236. Stagers J, Germane N, Legan H. Clinical considerations in the use of protraction headgear. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 26(2):87, 1992.

237. Wisth PJ, Tritrapunt A, Rygh P, Bøe OE, Norderval K. The effect of maxillary protraction on front occlusion and facial morphology. *Acta Odontologica Scandinavica*, 45(3):227-237, 1987.

238. Roberts CA, Subteiny JD. An american board of orthodontics ease report, use of the face mask in the treatment of maxillary skeletal, retrusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(5):388-394, 1988.

239. Turley P. Orthopedic correction of Class III malocclusion with palatal expansion and custom protraction headgear. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 22(5):314, 1988.

240. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American journal of orthodontics*, 65(3):250-259, 1974.

241. Güngör M, Artunc C, Sonugelen M, Toparli M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *Journal of oral rehabilitation*, 29(11):1069-1075, 2002.

242. Korkmaz T. İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interferometre Yöntemi ile İncelenmesi. Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi, 1995.

243. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *Journal of biomedical engineering*, 10(3):246-252, 1988.

244. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(5):427-440, 1991.

245. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6):499-505, 1987.

246. Tanne K, Tanaka E, Sakuda M. Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chin cup forces applied in varying directions: a three-dimensional analytic approach with the finite element method. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 110(5):502-507, 1996.

247. Tanne K, Lu YC-L, Tanaka E, Sakuda M. Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *The European Journal of Orthodontics*, 15(6):527-533, 1993.

248. Choi D-S, Cha B-K, Jang I, Kang K-H, Kim S-C. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *The Angle Orthodontist*, 83(2):204-211, 2012.

249. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3):175-188, 1994.

250. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(5):553-561, 1999.

251. Verdon P. The Use of the Orthopedic Mask to Make it Clear: Utilisation Raisonnée Du Masque Orthopédique Facial. *France-Orthodontie*, 1989.

252. Nanda R, Hickory W. Zygomaticomaxillary suture adaptations incident to anteriorly-directed forces in rhesus monkeys. *The Angle orthodontist*, 54(3):199-210, 1984.

253. Mao J, Wang X, Kopher R. Suture biomechanics: implications on craniofacial orthopedics. *Angle Orthod*, 73:128-135, 2003.

254. Mao JJ, Nah H-D. Growth and development: hereditary and mechanical modulations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(6):676-689, 2004.

## 8 ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı:** Baran Talay

**Doğum Tarihi/ Doğum yeri:** 29.06.1987 – Tavşanlı/KÜTAHYA

**E-mail:** barantalay@gmail.com.tr

**Bölümü:** Ortodonti

**Medeni Durum:** Evli

**Yabancı Dil:** İngilizce

**Eğitimi:** Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2005/2010 ANKARA

**Uzmanlık Eğitimi:** Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD. 2012/2016

**Çalıştığı Kurumlar:**

- Eskişehir Askeri Hastanesi 2011 (Hv. Diş Tbp. Atgm.)
- Kütahya Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi 2011/2012 (Pratisyen Diş Hekimi)
- Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD 2012/2016

**Üye Olduğu Mesleki Dernek ve Kuruluşlar:**

- Türk Ortodonti Derneği
- European Orthodontic Society

**Araştırmalar ve Yayınlar:**

**Bildiriler**

**Yurtdışı Bildiriler**

**Yurtdışı Sözlü Bildiriler**

- **B. TALAY**, A New Method For Managing Class II Extraction Cases. 12th Annual European Postgraduate Students Orthodontic Society Meeting, 2015, Venice, Italy, OP03.

### Yurtdışı Poster Bildiriler

- I S GUVENC, C DORUK, S DURSUN, **B TALAY**, Influence of the Forsus Appliance on the Angulations of the Third Molars in Both Jaws, 90th Congress of the European Orthodontic Society, 2014, Warsaw, Poland, CP188.
- CENK DORUK, **BARAN TALAY**, HASAN BABACAN, Treatment of Class II Division 1 Malocclusion With A Barrier Rapid Maxillary Expansion Appliance: A Case Report, 91st Congress of the European Orthodontic Society, 2015, Venice, Italy, CP35.
- CENK DORUK, **BARAN TALAY**, HASAN BABACAN, Treatment of An Anterior Crossbite With An Essix Protrusion Appliance: A Case Report, 91st Congress of the European Orthodontic Society, 2015, Venice, Italy, CP36.
- CENK DORUK, **BARAN TALAY**, M. ERDAL YILDIRIM, Treatment of A Partially Impacted Mandibular Second Molar With A Mini-Implant, 91st Congress of the European Orthodontic Society, 2015, Venice, Italy, CP36.
- **BARAN TALAY**, CENK DORUK, ÖMER FARUK UÇAR, Spontaneous Correction of A Class II Malocclusion With Severe Crowding, 92nd Congress of the European Orthodontic Society, 2016, Stockholm, Sweeden, CP128.

### Yurtiçi Bildiriler

#### Yurtiçi Sözlü Bildiriler

- **B. TALAY**, H İ MUTAF, Üst Çeneye Farklı Tip Yüz Maskeleri ile Farklı Açılarda Uygulanan Protraksiyon Kuvvetlerinin Dentofasiyal Yapılar Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi, XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2016, Antalya, Türkiye, S006.

#### Yurtiçi Poster Bildiriler

- **BARAN TALAY**, CENK DORUK, İHSAN SAMİ GÜVENÇ, Şiddetli Yer Darlığının Damon Self-Ligating Sistemle Çekimsiz Tedavisi: Vaka Raporu,



XIV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2014, Ankara, Türkiye, P158.

- **BARAN TALAY**, CENK DORUK, ÜMMÜ GÜLSÜM ŞAKAR, Mini Vida ile Orta Hat Düzeltilmesi, XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2016, Antalya, Türkiye, P018.
- **BARAN TALAY**, CENK DORUK, İnfrazigomatik Krestlere Yerleştirilen Mini Vidalar ile Maksiller Dental Ark Distalizasyonu, XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2016, Antalya, Türkiye, P019.
- HALİL AKIŞ, CENK DORUK, **BARAN TALAY**, H İLHAN MUTAF, Çekim Öngörülen Hastaların Çekimsiz Tedavisi, XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2016, Antalya, Türkiye, P021.
- CENK DORUK, **BARAN TALAY**, M. ERDAL YILDIRIM, Ektopik Pozisyonda Süren Daimi Kanin Dişlerin Braket Başlı Mini Vidadan Uygulanan Segmental Mushroom Ark ile Okluzyona Getirilmesi, XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2016, Antalya, Türkiye, P025.

#### **KONGRE KATILIMLARI**

- 91st Congress of the European Orthodontic Society, 2015, Venice, Italy.
- 12th Annual European Postgraduate Students Orthodontic Society Meeting, 2015, Venice, Italy.
- Türk Ortodonti Derneği Bölgesel Toplantısı, 2015, Denizli, Türkiye.
- XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 2016, Antalya, Türkiye.

#### **KURS KATILIMLARI**

- Incognito Certification Course, İstanbul, Türkiye, 2014.
- Ortodontik Diş Hareketinin Hızlandırılması, Biyolojik Temeller, Yöntemler ve Yenilikler, İstanbul, Türkiye, 2015.
- Ecligner Certification Course, İstanbul, Türkiye, 2016.
- 2D Lingual Orthodontic Course – Easy Lingual, İstanbul, Türkiye, 2016.
- EON Aligner Certification Course İstanbul, Türkiye, 2016.