

T.C.  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KUVVET TİPLERİ İLE UYGULANAN  
YÜZ MASKESİNİN İSKELETSEL VE DİŞSEL ETKİLERİNİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

VELİ ŞAHİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Mücahid YILDIRIM

KONYA 2022

T.C.  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KUVVET TİPLERİ İLE UYGULANAN  
YÜZ MASKESİNİN İSKELETSEL VE DİŞSEL ETKİLERİNİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

VELİ ŞAHİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Mücahid YILDIRIM

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 211924010 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2022

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi **Veli ŞAHİN**'in “**Farklı Kuvvet Tipleri İle Uygulanan Yüz Maskesinin İskeletsel Ve Dişsel Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya / 04.01. 2022

Tez Danışmanı

Dr. Öğr.Üyesi Mücahid YILDIRIM  
Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş  
Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Dr. Öğr.Üyesi Hatice KÖK  
Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi

Jüri Üyesi

Öğr.Üyesi Ahmet Ertan SOĞUK  
Necmettin Erbakan Üniversitesi  
Hekimliği Fakültesi

Dr. Öğr.Üyesi Mücahid YILDIRIM  
Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş  
Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun ..../.... tarih ve ..../..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza  
TUNÇDEMİR  
Necmettin Erbakan  
Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi Dekanı

## BEYANAT

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

30.12.2021

Veli ŞAHİN



## BENZERLİK RAPORU

### FARKLI KUVVET TİPLERİ İLE UYGULANAN YÜZ MASKESİNİN İSKELETSEL VE DİŞSEL ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>12</b>	% <b>11</b>	% <b>0</b>	% <b>3</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>5</b>
<b>2</b>	<a href="http://docs.neu.edu.tr">docs.neu.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>3</b>	<a href="http://acikerisim.erbakan.edu.tr">acikerisim.erbakan.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	<a href="http://acikarsiv.ankara.edu.tr">acikarsiv.ankara.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>5</b>	<a href="http://docplayer.biz.tr">docplayer.biz.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>6</b>	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>7</b>	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>8</b>	<a href="http://dspace.gazi.edu.tr">dspace.gazi.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>

[acikerisim.baskent.edu.tr](http://acikerisim.baskent.edu.tr)

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana büyük emeği geçen; mesleki tecrübe ve bilgilerinin yanında sabrını, anlayışını, iyi bir hekim ve insan olma düsturunu benimseten değerli hocam, tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Mücahid YILDIRIM 'a,

Uzmanlık eğitimimde bilgi ve tecrübesi ile her zaman yol gösterici olan çalışma disiplini ve mesleki etik değerleriyle her zaman örnek aldığım sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Ertan SOĞANCI'ya,

Bilgi ve deneyimlerini benimle sabırla defalarca paylaşan, sevgi ve samimiyetini her daim hissettiren, zerafeti ve vizyonu ile mesleki hayatıma ışık tutan kıymetli hocam Doç. Dr. Emire Aybüke ERDUR'a

Sevgisini, sabrını ve içtenliğini her daim hissettiren, kendisinden almış olduğum eğitim içerisinde cana yakınlığını hiç kaybetmeden bütün bilgilerini aktaran değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Hatice KÖK' e

Birlikte çalışmaktan her zaman keyif aldığım, arkadaşlık ve dostluklarıyla her zaman desteklerini hissettiren sevgili bölüm arkadaşlarıma ve emeklerini bizden esirgemeyen bölüm personelimize,

Doğduğum andan bugüne kadar her türlü fedakârlığı gösteren, eğitim hayatım boyunca hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen, haklarını hiçbir zaman ödeyemeceğim sevgili aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

## İÇİNDEKİLER

<b>TEZ ONAY SAYFASI</b> .....	<b>ii</b>
<b>BEYANAT</b> .....	<b>iii</b>
<b>BENZERLİK RAPORU</b> .....	<b>ivv</b>
<b>ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR</b> .....	<b>v</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vii</b>
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	<b>ixx</b>
<b>TABLolar LİSTESİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	<b>xiii</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>xivv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xv</b>
<b>1.GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2.GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Sınıf III Malokluzyonlar .....	3
2.2. Sınıf III Malokluzyonun Tanımı .....	3
2.3. Sınıf III Malokluzyonların Sınıflandırılması .....	4
2.3.1. Dişsel Sınıflama .....	4
2.3.2. İskeletsel Sınıflama.....	5
2.4. Sınıf III Malokluzyonların Epidemiyolojisi.....	6
2.5. Sınıf III Malokluzyonların Morfolojisi.....	8
2.6. Sınıf III Malokluzyonların Etiyolojisi .....	10
2.7.Tedavi Zamanlaması .....	12
2.8.Sınıf III Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları.....	14
2.8.1.Çenelik.....	15
2.8.2.Sınıf III Elastikler.....	16
2.8.3.Frankel III .....	16
2.8.4.Yüz Maskesi.....	16
2.8.5.Sınıf III Anomalilerde Yüz Maskesi Kullanımı.....	17
2.8.5.1.Protraksiyon Kuvvetinin Yeri ve Yönü.....	21
2.9.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri.....	23
2.10. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Method / FEM).....	24
2.10.1. Sonlu Elemanlar İle İlgili Temel Kavramlar .....	25
2.10.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Çalışma Prensibi .....	30

2.10.3. Lineer ve Nonlinear Analizler .....	34
2.11. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Kullanılarak Yapılan Çalışmalar .....	34
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>37</b>
3.1. Modelleme İçin Kullanılan Araçlar ve Yöntem.....	37
3.2. Kranial ve Dental Yapıların Modellenmesi .....	37
3.3. Apareylerin ve Ortodontik Ataçmanların Modellenmesi .....	39
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi .....	40
3.5. Modelde Kullanılan Malzeme Tanımları .....	40
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları.....	41
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>44</b>
4.1. Anteriyordan Protaksiyon Kuvveti Uygulanan Modele ait Bulgular .....	44
4.1.1. Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	44
4.1.2. Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	46
4.1.3. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	48
4.1.4. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler .....	49
4.1.5. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	51
4.1.6. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	52
4.2. Posteriyordan Protaksiyon Kuvveti Uygulanan Modele ait Bulgular .....	54
4.2.1 Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	54
4.2.2. Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	56
4.2.3. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	58
4.2.4. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler .....	59
4.2.5. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	61

4.2.6. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	62
4.3. Anterior ve Posteriordan Birlikte Protraksiyon Kuvveti Uygulanan Modele ait Bulgular .....	64
4.3.1. Oklüzal Düzleme Paralellik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	64
4.3.2. Oklüzal Düzleme Paralellik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	66
4.3.3. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	68
4.3.4. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler .....	69
4.3.5. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .....	71
4.3.6. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	72
<b>5.TARTIŞMA .....</b>	<b>74</b>
5.1.Çalışmanın Amacı .....	74
5.2.Gereç ve Yöntem .....	74
5.3.Bulguların Değerlendirilmesi .....	81
5.3.1.Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler .	81
5.3.2.Maksiller Dentisyonda Meydana Gelen Değişiklikler .....	86
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>88</b>
<b>7.KAYNAKLAR .....</b>	<b>90</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>98</b>
<b>9. EKLER.....</b>	<b>99</b>
9.1. EK-A: İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu Onayı.....	99

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Delaire tipi yüz maskesi.....	18
Şekil 2.2. Petit tipi yüz maskesi. ....	18
Şekil 2.3. Bir elemana etki eden gerilme tipleri.....	26
Şekil 2.4. Von Mises gerilmesinin hesaplanması.....	27
Şekil 2.5. Gerilme / Gerinim Eğrisi. ....	28
Şekil 2.6. Farklı sayıda düğüm içeren elemanların geometrik yapıları.....	30
Şekil 3.1. Modellerde kullanılan kranial kemiklere ait görüntü.....	38
Şekil 3.2. Modellerde kullanılan dişler ve periodontal dokulara ait görüntü. ....	38
Şekil 3.3. Modellerde kullanılan dental ve kemiklere ait görüntü. ....	38
Şekil 3.4. Modellenen RPE apareyine ait alttan görüntü. ....	39
Şekil 3.5. Modellenen RPE apareyine ait önden bir görüntü. ....	39
Şekil 3.6. Modellenen RPE apareyinin ekspansiyon vidasına ait görüntü.....	40
Şekil 3.7. Matematiksel Modellemeye ait Görüntü. ....	40
Şekil 3.8. Kranial yapıların sınır koşullarının belirlenmesine ait bir görüntü.....	42
Şekil 3.9. Sadece anterior kancalı modele uygulanan kuvvetleri gösteren bir görüntü. .....	42
Şekil 3.10. Sadece Anterior Kancalı Modele 3 Farklı Yönde Kuvvet Uygulanmasına ait Görüntüler. ....	43
Şekil 3.11. Kuvvet uygulama yerlerine göre ayrılan 3 farklı grup ait model görüntüleri.....	43
Şekil 4.1. Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü. ....	45
Şekil 4.2. Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü. ....	45
Şekil 4.3. Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri.....	45
Şekil 4.4. Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	46
Şekil 4.5. Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri. ....	47
Şekil 4.6. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü. ....	48
Şekil 4.7. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü. ....	48
Şekil 4.8. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri.....	49
Şekil 4.9. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki	

Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	50
Şekil 4.10. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri.....	50
Şekil 4.11. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü. ....	51
Şekil 4.12. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü. ....	51
Şekil 4.13. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri.....	52
Şekil 4.14. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	53
Şekil 4.15. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri.....	53
Şekil 4.16. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü. ....	55
Şekil 4.17. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü. ....	55
Şekil 4.18. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri. ....	56
Şekil 4.19. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	57
Şekil 4.20. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüsü. ....	57
Şekil 4.21. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü. ....	58
Şekil 4.22. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü. ....	58
Şekil 4.23. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüsü. ....	59
Şekil 4.24. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	60
Şekil 4.25. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüsü. ....	60
Şekil 4.26. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü. ....	61
Şekil 4.27. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü. ....	61
Şekil 4.28. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri.....	62
Şekil 4.29. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	63

Şekil 4.30. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri.....	63
Şekil 4.31. Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü.....	65
Şekil 4.32. Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü.....	65
Şekil 4.33. Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüleri.....	66
Şekil 4.34. Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü. ....	67
Şekil 4.35. Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri. ....	67
Şekil 4.36. Anterior ve Posteriordan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü .....	68
Şekil 4.37. Anterior ve Posteriordan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü .....	68
Şekil 4.38. Anterior ve Posteriordan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Paralel Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri.....	69
Şekil 4.39. Anterior ve Posteriordan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü .....	70
Şekil 4.40. Anterior ve Posteriordan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri .....	70
Şekil 4.41. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü .....	71
Şekil 4.42. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü .....	71
Şekil 4.43. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değiştirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri .....	72
Şekil 4.44. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Misses Streslerinin Görüntüsü.....	73
Şekil 4.45. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri .....	73

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 3.1. Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları.....	41
Tablo 3.2. Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları.....	41
Tablo 4.1 Anterior Bölgeden Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Değerleri.	44
Tablo 4.2. Posteriordan Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Değerleri. ....	54
Tablo 4.3. Anterior ve Posteriordan Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Misses Değerleri.....	64



## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>%</b>	: Yüzde
<b>FEM</b>	: Sonlu elemanlar metodu
<b>TME</b>	: Temporomandibular eklem
<b>CR</b>	: Sentrik İlişki
<b>N</b>	: Newton
<b>kgf</b>	: Kilogram kuvvet
<b>gf</b>	: Gram kuvvet
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>m</b>	: Metre
<b>Pa</b>	: Paskal
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b><math>\sigma</math></b>	: Gerilme
<b><math>\varepsilon</math></b>	: Gerinim
<b>MRI</b>	: Manyetik rezonans görüntüleme
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı tomografi
<b>CAD</b>	: Bilgisayar destekli tasarım
<b><math>^{\circ}</math></b>	: Derece
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>E</b>	: Young modülü
<b>E0</b>	: Başlangıç young modülü
<b>ER</b>	: Gevşeme young modülü
<b><math>\tau\sigma</math></b>	: Gerilme zaman sabiti
<b><math>\tau\varepsilon</math></b>	: Birim yer değiştirme zaman sabiti
<b><math>\nu</math></b>	: Poisson oranı
<b>RPE</b>	: Rapid palatal ekspansiyon
<b>CBCT</b>	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
<b>DICOM</b>	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim

## ÖZET

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

### **Farklı Kuvvet Tipleri İle Uygulanan Yüz Maskesinin İskeletsel Ve Dişsel Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi**

**Veli Şahin**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Tezi/Konya 2021**

Sınıf III maloklüzyonlar üst çenenin gelişim geriliği, alt çenenin gelişim fazlalığı veya kombine olarak gözlenebilen ortopedik maloklüzyonlardır. Bu maloklüzyon büyüme ve gelişim döneminde sirkummaksiller süturları hareket ettirmeyi amaçlayan yüz maskesi ile tedavi edilmektedir. Yüz maskesinin dişleri ve damağı kaplayan akrilik bir parçası ve bu akrilik parçadan uzanan metal kancaları vardır. Bu metal kancalardan yüz maskesine asılan lastikler sayesinde üst çenenin sagittal yönde stimüle edilmesi amaçlanmaktadır. Bu lastikler farklı yönlerde ve kuvvetlerde verilebilir. Bu tez çalışmasının amacı sonlu elemanlar analizi ile yüz maskesi apareyinden farklı uygulama noktaları ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetlerin çene ve yüz bölgesine etkilerinin incelemektir.

Çalışma için, 15 yaşında erkek bir bireyin kafatası 3D modelleme ile elde edilmiştir. 3 boyutlu modeller üzerinde yüz maskesi apareyinden protraksiyon kuvveti farklı açılımlar ve noktalardan uygulanmış ve sonlu elemanlar analizi yöntemi ile statik lineer analizleri yapılmıştır. Tüm modellerde benzer tasarıma sahip diş-doku destekli ekspansiyon plağı aracılığı ile 1000 gram şiddetinde protraksiyon kuvveti uygulanmıştır. Birinci modelde anterior bölgeden lateral ve kanin dişler arasından, ikinci modelde posterior bölgeden birinci molar diş hizasından olacak şekilde, üçüncü modelde ise hem anterior hemde posterior bölgeden kombine edilerek kuvvet uygulama noktaları modellere tanımlanmış ve her bir modele oklüzal düzleme paralel, oklüzal düzlemde aşağı olacak şekilde 20°'lik ve 40°'lik açılımlarla protraksiyon kuvveti uygulanmıştır.

Çalışma modellerinde maksilla ve çevresi alanları incelediğimizde genel olarak pterygomaksiller birleşim, frontonasal sutura, zygomaticofrontal sutura, premaksilla, maksillar alveol proces ve zygomatik butres bölgelerinde yoğun stres alanları olduğu görülmüştür. Maksillada pterygomaksiller sutura ve çevresi ile frontonasal sutura bölgesi genel olarak tüm modellerde en yüksek Von Mises değerine sahip stres bölgeleri olarak bulunmuştur. Posteriora kuvvet uygulanan modellerde, maksillanın istenmeyen saat yönünün tersine hareketinin tüm modellerde sınırlandırılmasının daha zor olduğu gözlemlenmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre; açık kapanış ve dikey boyutun normalden daha fazla olduğu olgularda maksiller anterior rotasyonun engellenmesi için, kuvvetin uygulama noktalarının mümkün olduğunca anteriorda konumlandırılması ve de kuvvetin yönünde oklüzal düzlemde 20° den daha aşağıda açılımların yapılması gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Sınıf III maloklüzyon, yüz maskesi, sonlu elemanlar analizi

## **ABSTRACT**

REPUBLIC OF TURKEY

NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY

HEALTH SCIENCES INSTITUTE

### **Investigation of Skeletal and Dental Effects of Face Mask Applied with Different Force Types by Finite Element Analysis**

**Veli ŞAHİN**

**Department of Orthodontics**

**Specialization Thesis/Konya 2021**

Class III malocclusions are orthopedic malocclusions that may appear in combination with growth retardation of the upper jaw, excess growth of the lower jaw or combined. This malocclusion is treated with a face mask that aims to move the circummaxillary sutures during growth and development. The face mask has an acrylic piece that covers the teeth and palate, and metal hooks extending from this acrylic piece. It is aimed to stimulate the upper jaw in the sagittal direction, thanks to the elastics suspended from these metal hooks to the face mask. These tires can be given in different directions and forces. The aim of this thesis study is to examine the effects of the forces applied in different application points and different directions from the face mask appliance to the chin and face area with finite element analysis.

For the study, the skull of a 15-year-old male individual was obtained by 3D modeling. On the 3D models, the protraction force from the face mask appliance was applied from different angles and points, and static linear analyzes were made with the finite element analysis method. In all models, a 1000 gram protraction force was applied by means of a tooth-tissue supported expansion plate with a similar design. In the first model, the lateral and canin teeth from the anterior region, the posterior region in the second model from the first molar tooth level, and in the third model, both the anterior and posterior regions were combined and the force application points were defined to the models and the protraction force was applied to each model with 20° and 40° openings parallel to the occlusal plane and down the occlusive plane.

When we examined the maxilla and its surrounding areas in the study models, it was observed that intense stress areas were formed in the pterygomaxillary junction, frontonasal suture, zygomaticofrontal suture, premaxilla, maxillary alveolar process and zygomatic butres regions in general. In the maxilla, the pterygomaxillary suture and its surroundings and the frontonasal suture region were generally found to be the stress regions with the highest Von Mises values in all models. It has been observed that in models with posterior force, it is more difficult to limit the unwanted counterclockwise movement of the maxilla in all models. According to the results of our study; In order to prevent maxillary anterior rotation in cases with open bite and vertical dimension greater than normal, force application points should be positioned as anteriorly as possible and angled more than 20° below the occlusal plane in the direction of the force.

**Key words:** Class III malocclusion, face mask, finite element analysis

## 1. GİRİŞ

Ortodonti, dişler ve çene kemikleri gibi çene-yüz ile ilişkili çevre dokuların normalden sapmalarını tanımlayan ve tedavisini hedefleyen bir bilim dalıdır. Ortodontik tedavide amaç dentofasiyal anomalinin oluşmasının engellenmesi, anomali mevcut ise anomalinin tedavisinin sağlanması ve tedavi sonrası elde edilmiş dişsel ve iskeletsel pozisyonun devamlılığının sağlanmasıdır (Persson 2005).

Başlıca ortodontik anomalilerden olan Sınıf III maloklüzyonların ortaya çıkma sıklıkları diğer maloklüzyonlara göre daha azdır. Avrupa popülasyonlarında Sınıf III maloklüzyon rastlanma aralığı %0,8- %4,2 arasında değişmekte, siyahi ırkta ki bireylerde %1'den daha azdır (Sarı ve ark. 2003) Asyalılarda %19'lara kadar çıkan bu oran (Toffol ve ark. 2008), Türkiye popülasyonunda ise yaklaşık %3,5'tir (Sarı ve ark. 2003). Sınıf III maloklüzyonlar Türk toplumunda da düşük oranlarda görülmesine rağmen, sadece ortodontistler değil toplumdaki diğer bireyler tarafından da kolayca fark edilebilecek fasiyal ve dental özellikler göstermesi sebebi ile hastaların tedaviye daha erken ve büyük oranda başvurmalarına sebebiyet vermektedir (Sarı ve ark. 2003).

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavi yaklaşımında literatürde iki yöntem öne çıkmaktadır. Bunlardan ilki, büyüme gelişim döneminde uygulanan ortopedik tedavi yaklaşımı, ikincisi ise büyüme dönemi sonlanmasından itibaren ortognatik cerrahi veya kamuflaj tedavisi uygulanmasıdır. İskeletsel Sınıf III maloklüzyonlarda tedavinin amacı, anomalinin kaynağı olan iskeletsel segmente yönelik müdahaledir (Baccetti ve ark. 2005).

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonların büyüme ve gelişim döneminde görülen, maksiller retrognati veya maksiller retrognatiyle birlikte mandibuler prognati kaynaklı tedavisinde maksiller protraksiyon esas tedavi yöntemidir. Protraksiyon tedavisinde maksiller büyümeyi arttırıp hızlandırmak amacıyla yüz maskesi sıklıkla kullanılmaktadır. Bunun yanısıra aynı amaca hizmet eden, farklı araştırmacılar tarafından modifiye edilmiş çeşitli protraksiyon apeareyleride literatürde mevcuttur (Hickman 1972; Nanda 1980b; Petit 1982; Delaire 1971; Grummons ve Co 1994; Conte ve ark. 1997; Chun ve ark. 1999).

Ortodontik amaçlarla uygulanan kuvvetlerin etkileri; fotoelastik gerilme analizi, kobay hayvan çalışmaları, kırılğan vernikle kaplama, gerinim ölçer

kullanımı, lazer ışını ile gerilme analizi ve sonlu elemanlar analizi gibi metodlarla analize edilebilmektedir.

Araştırmacılar statik yüklemeleri tahmin edebilmek için sonlu elemanlar analizini geliştirmişlerdir ve sonlu elemanlar analizi, tıp ve diş hekimliği gibi bilim dallarında tedavi amaçlı uygulanan kuvvetlerin biyomekanik etkilerini incelemek maksadıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu analizin amacı; homojenite göstermeyen sonsuz sayıda materyal bileşiklerinden oluşan karmaşık yapıları ve bu yapılara uygulanan kuvvet yüklemelerini sınırlı sayıda basitleştirilmiş küçük parçalara ayırarak oluşturulan çözümü zor olan problemlere yaklaşık çözümler üretmektir (Korioth ve ark. 1997). Sonlu elemanlar analizindeki ana hedef, yükleme yapılan parçalarda oluşan stres ve sapmaları gerçeğe çok yakın olacak şekilde hesaplamaktır. Ortodontik komponentlerdeki stres dağılımlarının hesaplanmasında da sonlu elemanlar analizi sıklıkla kullanılmaktadır. Sınıf III maloklüzyonlarda tatbik edilen ortopedik kuvvetlerde çene kemikleri, dişler veya TME gibi lokalize bir bölge üzerine etkileri çok sayıda sonlu elemanlar analizi çalışmasında incelenmiştir (Del Pozo ve ark. 2003; Gupta ve ark. 2009).

Sınıf III maloklüzyonlarda ortopedik tedavi amacıyla en çok tercih edilen aparey olan yüz maskesini kullanan hastalarda, ağız dışı elastiklerin uygulanma yeri ve yönlerinin değiştirilmesi ile meydana gelen etkiler farklılıklar göstermektedir (Del Pozo ve ark. 2003; Gupta ve ark. 2009). Bu çalışmanın amacı sonlu elemanlar analizi ile sirkümmaksiller bölgede meydana gelen değişimleri inceleyerek farklı uygulama noktaları ve yönlerde uygulanan kuvvetlerin çene ve yüz bölgesine etkilerinin nasıl olacağını tespit etmektir.

## **2.GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Sınıf III Maloklüzyonlar**

Araştırmacılara göre Sınıf III maloklüzyonlar, ortodontik maloklüzyonlar içindeki en ciddi anomali grubunu oluşturmaktadır. Bu maloklüzyonların tedavisinde farklı yaklaşımlar olsa da tedavileri kadar tedavi yönteminin seçimide büyük önem taşımaktadır (Ellis ve ark. 1984).

Sınıf III maloklüzyonlar, klinisyenler tarafından negatif overjet ve iskeletsel yapıdaki karakteristik özellikleriyle kolaylıkla teşhis edilebilirken, sınır vakalarda erken dönemde teşhis dikkat ve önem arz etmektedir (Guyer ve ark. 1986). Bu maloklüzyona sahip kişiler tipik fasiyal görüntü ve dental yapıları sayesinde sadece diş hekimleri tarafından değil, toplumdaki diğer bireyler tarafından da kolaylıkla fark edilebilmektedirler. Bu maloklüzyona sahip bireylerin fasiyal görünümünün getirdiği psikososyal etkiler tedaviye başvurmada en önemli sebebi oluşturmaktadır.

Sınıf III maloklüzyonlar popülasyonda daha az görülmesine rağmen, teşhis ve tedavi zamanlamasındaki zorluklar, dentofasiyal yapının büyüme ve gelişim karakteristiğine göre kişiler arası farklılıklar nedeniyle tedaviye verilen farklı cevaplar ve tedavi sonrası oluşan nükse yatkınlıkları tedavilerinin güçlüğü arttırır.

Sınıf III maloklüzyonlar çoğunlukla dişsel ve iskeletsel komponentlere sahiptir fakat fonksiyonel özellikler ile de karakterize olabilmektedir. Fonksiyonel Sınıf III vakalarda erken tanı ve etiyolojik faktörün önüne geçilmesi kritik öneme sahiptir. Morfolojik Sınıf III anomaliler ise iskeletsel özellikleri nedeniyle de tedavisi daha zor bir hasta grubunu oluşturmaktadır.

### **2.2. Sınıf III Maloklüzyonun Tanımı**

Bu maloklüzyonun ilk defa tanımlanması 1899 tarihinde Edward Hartley Angle'in *Dental Cosmos* dergisinde yayınlanan "*Classification of Malocclusion*" isimli makalesinde yapılmıştır. Angle (1899), maloklüzyonları sınıflanlandırırken üst sürekli birinci molar dişi sabit olarak kabul etmiş ve üst sürekli birinci molar diştten oklüzyonun anahtarı olarak bahsetmiştir. Alt sürekli birinci molar dişin de üst sürekli birinci molar dişe göre olması gerekenden daha mesialde konumlandığı kapanış ilişkisini de Sınıf III maloklüzyon olarak adlandırılmıştır (Angle 1899).

Angle Sınıf III anomalileri tanımlarken mandibulanın prognatik olması ve mandibular dentisyonun mezioklüzyonda olmasıyla beraber negatif overjet ile karakterize olmasına dikkat çekmiştir (Angle 1968). Bu tanım literatürde kabul görmüş fakat anomalileri uzayın üç yönü içinde düşündüğümüzde, bu tanımlama bazı limitasyonları da beraberinde getirmiştir (Ackerman ve Proffit 1969). Ayrıca bu tanımlamaya tek dişi ilgilendiren ön çapraz kapanışlardan, şiddetli iskeletsel Sınıf III maloklüzyonlara kadar birçok vaka grubu dahildir (Öztürk ve Kılıçoğlu 1990).

İngiliz Standartları Enstitüsü (1983) tarafından yapılan bir başka sınıflandırmadaysa, kesici dişler referans olarak kabul görmüştür. Bu sınıflandırmada ise, alt keser dişlerin kesici kenarlarının üst kesici dişlerin palatinal bölgeleri ile temasta olmayıp daha önde konumlandığı ve negatif overjetin olduğu kapanış ilişkisine Sınıf III maloklüzyon tanımlaması yapılmıştır.

### **2.3. Sınıf III Maloklüzyonların Sınıflandırılması**

Ortodontinin babası olarak kabul edilen Angle tarafından ortodontik maloklüzyonların 1899 yılında sınıflandırılmasından itibaren bugüne geçen zamanda, tanı yöntemlerinin ilerlemesiyle birlikte maloklüzyonların komponentlerini araştıran kapsamlı çalışmalar yapılmıştır (Angle 1899).

Sınıf III anomalilerin oluşum itibariyle, maksillanın ve mandibulanın konumsal ve boyutsal bozuklukları ile ilgili olduğu bildirilmiştir (Jacobson ve ark. 1974). Bu maloklüzyonlar, maksillanın genellikle az gelişmesi olması ve mandibula boyutlarının büyük olması veya her ikisinin birlikte görülmesi ile maksillanın kafa kadesine göre daha geride konumlanması veya mandibulanın kafa kadesine göre daha önde konumlanması ile de oluşabilmektedir (McNamara Jr 1987). Bu maloklüzyon grubunun ortaya çıkmasında iskeletsel yapılar haricinde dental komponentlerinde (protruziv mandibular dentisyon ile retrüziv maksiller dentisyon) etkisi olasıdır (Campbell 1983; Guyer ve ark. 1986).

Sınıf III maloklüzyonları çeşitli araştırmacılar literatürde genel olarak dişsel, fonksiyonel ve iskeletsel olacak şekilde üç gruba ayırmışlardır (Ngan ve ark. 2015).

#### **2.3.1. Dişsel Sınıflama**

Günümüzde en çok bilinen ve de kullanılan dental sınıflama Dr. Edward H. Angle (1899) tarafından yapılmış olan sınıflamadır. Angle bu sınıflamasında alt sürekli birinci molar dişin, üst sürekli birinci molar dişe göre normalden daha

mesialde konumlandığı kapanış ilişkisini Sınıf III maloklüzyon olarak tanımlamıştır. Dental sınıf III maloklüzyonlarda Angle Sınıf III kapanış mevcut iken, iskeletsel komponentlerde herhangi bir bozukluk yoktur ve ANB açısı normal sınırlardadır.

### 2.3.2. İskeletsel Sınıflama

İskeletsel Sınıf III anomaliler, başlıca morfolojik ve fonksiyonel olmak üzere iki alt grupta incelenmektedir (Dietrich 1970).

#### 1. Fonksiyonel Sınıf III Anomaliler

Fonksiyonel Sınıf III anomaliler, maloklüzyona sebep olan etiyolojik faktörün ortadan kaldırılmaması sonucu, kondil ve glenoid fossada kalıcı değişikliklere neden olarak kazanılmış bir Sınıf III anomaliye dönüşebilme ihtimali olan ve bu açıdan dikkate alınması gereken ciddi bir anomali türüdür.

Bu anomalilerde maksilla ve mandibula normal boyutlarında olup çeşitli nedenlerden dolayı (dişlerdeki erken temaslar, hipertrofik tonsilla vb.) mandibula istirahat konumundan maksimum interküspal konuma geçerken daha önde konumlanır ve de bu duruma çoğunlukla çapraz kapanışta eşlik etmektedir.

PsödoSınıf III, olarakta bilinen fonksiyonel Sınıf III vakalar, uzun süre tedavi edilmez ise hastada fonksiyonel kaymanın ilgili anatomik yapılarda morfolojik özellikler kazanması ile sonuçlanmaktadır (Graber 1967; Moyers 1973; Nakasima ve ark. 1982).

#### 2. Morfolojik Sınıf III Anomaliler

Sefalometrik radyografinin 1931 yılında keşfi ile Sınıf III maloklüzyonun iskeletsel tarafıda açık olarak tanımlanmıştır (Broadbent 1981). Sefalometrik incelemelere göre, Sınıf III maloklüzyonlu bireylerde üç tip iskeletsel uyumsuzluk olabilmektedir (Musich ve ark. 2005).

**Prognati İnfierior (Gerçek Prognati):** Mandibulanın uzayın her yönünde aşırı büyümesiyle karakterizedir.

**Retrognati Süperior (Yanlış Prognati):** Mandibulanın boyutsal olarak normal olduğu, fakat maksilla uzayın her yönünde normalden küçük olduğu üst çene geriliğine bağlı olarak alt çene daha ilerideymiş gibi konumlanmasıdır.

**Retrognati Süperior ve Prognati İnfierior Birlikte Olması:** Alt çenenin

prognatik, üst çenenin retrognatik olduğu kombine durumlarda ki uyumsuzluktur (Musich ve ark. 2005).

Sınıf III anomalileri Tweed (1966), kategori A ve B olarak iki gruba ayırmıştır; Kategori A normal konumda bir alt çene ile beraber yetersiz bir üst çene ile karakterize iken, kategori B ise gerçek prognatik mandibulanın ileri olduğu durumu ifade eder.

Ellis ve McNamara (1984) ise maksilla, mandibula, her iki çenedeki alveol kemikler ve yüz dikey boyutu olmak üzere beş ana faktöre, üçer tane olası değer vererek toplam 243 kombinasyonun olabileceğini ve kendi çalışmalarında ise yetişkin bireylerde bu kombinasyonlardan sadece 69 türüne rastladıklarını belirtmişlerdir.

Sınıf III anomalileri, Moyers (1988) etiyojisine göre dental, kassal ve iskeletsel olmak üzere üç grupta toplamıştır ve bu sınıflamada fonksiyonel Sınıf III anomalilerden, kassal Sınıf III anomaliler olarak bahsetmiştir.

#### **2.4. Sınıf III Malokluzyonların Epidemiyolojisi**

Görülme sıklığı açısından Sınıf III malokluzyonlar diğer malokluzyonlara göre daha az bir oranda görülmesine rağmen, farklı popülasyonlarda etnik ve coğrafik faktörlere göre değişiklikler göstermektedir (Graber ve Rakosi 1997).

Hardy ve arkadaşları (2012), birden fazla ait ırkta yaptıkları epidemiyolojik araştırmada; Sınıf III anomalilerin popülasyonda görülme sıklığının %0 ile %26,67 arasında değiştiğini ve ortalama olarak %7,04 olduğunu bulmuşlardır. Yine bu çalışmada ortalama %15,80 oranla en çok uzakdoğu Asya ülkelerinde bu anomalinin görüldüğünü tespit etmişlerdir. Sınıf III anomalilerin rastlanma sıklığını; Orta Doğu ülkelerinde ortalama %10,18, Avrupa toplumunda %4,88, Afrikalı bireylerde %4,59 ve Hint toplumundaysa %1,19 olarak bildirilmişlerdir. Sonuç olarak Sınıf III anomalilerin görülme oranı, ırksal ve etnisel bakımdan değişiklik gösterebilir; Çinli ve Malezyalı bireylerde en fazla, Hintlilerde ise en az olduğu bildirilmiştir.

Literatürdeki daha eski epidemiyolojik çalışmalar incelendiğinde Sınıf III anomalilerin görülme sıklığı açısından farklı sonuçlar olduğu da gözlenmektedir.

Beyaz ırkta bu oran, Emrich ve arkadaşları (1965) tarafından %1 olarak bulunurken; Litton ve arkadaşları (1970) bir başka çalışmada bu oranı %1-5 arasında saptamışlardır.

Kuzey Amerika toplumunun sadece %1'inde (Proffit ve ark. 1998) ve Amerika'da ortodontik tedavi ihtiyacı ile başvuran kişilerin ise sadece %5'inde bu anomali saptanmıştır.

Siyahi bireylerde yapılan çalışmalarda (Altemus 1959), Amerikalı siyahi çocukları incelediğinde bu oranı %4,99 olarak bulmuştur.

Japonya da yapılan bir başka çalışmada (Endo 1971) anomali sıklığını %7,81 olarak bulurken, Ishii ve arkadaşları (1987) ise bu oranın %4-13 arasında değişkenlik gösterdiğini belirtmişlerdir.

Türkiye toplumunda ise bu anomalinin rastlanma oranı %6-8 arasında (Giray 1977; Sayin ve Türkkahraman 2004) olmakla beraber; ortodontik tedavi için başvuranların %12'sinde bu anomali olduğu saptanmıştır (Sayin ve Türkkahraman 2004).

Başçıftçi ve ark. (2008), Konya bölgesinde yaptıkları çalışmada yaşları 6-19 yıl arasında değişen 965 kişide maloklüzyon görülme sıklıklarını; Sınıf I maloklüzyonun %76,4, Sınıf II maloklüzyonun %20,2 ve Sınıf III maloklüzyonun ise %3,5 oranında olduğunu saptamışlardır.

Bu anomalilerin Türkiye toplumunda görülme oranlarıyla ilgili daha yakın çalışmaya bakıldığı bir çalışmada ise, Kaygısız ve arkadaşları (2015), diaznoz ve tedavi için Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne gelen 4,6-23 yıl yaş aralığındaki 1,110 kişiyi inceledikleri çalışmalarında; başvuranların %11,7'sinde Sınıf III maloklüzyon olduğunu belirtmişlerdir. Kaygısız ve arkadaşları (2015) bu çalışmada ayrıca kişileri süt, erken karma, geç karma ve sürekli dişlenme dönemi olmak üzere dört ayrı gruba ayırmışlar ve Sınıf III anomalilerin görülme sıklığı açısından bu dört grubu birbirleriyle kıyaslamışlardır. Bu raporda Sınıf III anomalilerin görülme sıklığını; süt dişlenme döneminde %1,2, erken karma dönemde %11,6, geç karma dönemde %10,5 ve de sürekli dişlenme döneminde ise %18,1 olarak bulmuşlar ve Sınıf III anomalilerin ilerleyen yaşla beraber görülme oranlarının arttığını saptamışlardır.

## 2.5. Sınıf III Malokluzyonların Morfolojisi

Malokluzyon iskeletsel ve dental komponentlerinin bilinmesi, en uygun tedavi şeklinin belirlenmesindeki en faktörlerdendir (Ngan ve ark. 2015).

Sınıf III malokluzyonun farklı komponentleri yapılan çalışmalara göre;

- Maksillanın yerinde, mandibulanın ileride olduğu konum
- Mandibulanın yerinde, maksillanın geride olduğu konum
- Maksillanın geride, mandibulanın ileride olduğu kombine konum

• Maksilla ve mandibulanın normal konumlarında olmaları durumu fakat maksiller kesici dişlerde retroklinasyon ve/veya mandibular kesici dişlerde proklinasyon ile negatif overjetin eşlik ettiği durumlar olarak özetlenebilir (Ackerman ve Proffit 1969; Ellis ve ark. 1984; Baccetti ve ark. 2005; Ackerman ve ark. 2007; Baccetti ve ark. 2007; Lee ve Graber 2011).

Sınıf III malokluzyon genel itibari ile bazı karakteristik özelliklere sahiptir:

- ANB açısı çoğunlukla azalmıştır ve negatif değerlerdedir
- Maksiller retrognati kaynaklı olgularda, SNA açısında genellikle azalma mevcuttur.
- Mandibular prognati kaynaklı olgularda, SNB açısında genellikle artma mevcuttur.
- Maksiller kesici dişler genellikle procline, mandibular kesici dişler ise retroklinedir.
- Mandibula korpusu genel olarak daha uzunken, maksillada efektif uzunluk çoğunlukla azalmıştır.
- Birçok vakada alt yüz yüksekliği artmıştır.
- Kondil, glenoid fossa içerisinde daha geride konumlanmıştır (Baccetti ve ark. 2007; William ve Proffit 2012; Ulgen ve Yolalan 1988).

Sanborn (1955)'un değerlendirdiği Sınıf III vaka bir grubunda %45,2 oranda mandibular protrüzyon, %33,3 oranda maksiller retrüzyon, %9,5'lik bir kısım bireyde ise bu ikisinin kombinasyonuna rastlanıldığını belirtmiştir.

Dietrich (1970) ise karma dişlenme döneminde olmayan Sınıf III bireylerin %37,5 'inde maksiller retrüzyon, %31'inde mandibular protrüzyon ve %1,5'inde ise kombine durumu saptarken, %24'ünde maksiller ve mandibular konumun normal olduğunu bildirmiştir.

Masaki (1980), Japon ve Amerikan beyaz ırkları karşılaştırdığı incelemesinde Japon bireylerde malokluzyonun daha çok maksiller retrüzyon, Amerikan beyaz bireylerde ise malokluzyonun daha çok mandibuler protrüzyondan kaynaklandığını gözlemlemiştir.

Ellis ve McNamara, 302 yetişkin birey üzerinde yaptıkları çalışmada bireylerin %19,5'inde maksiller yetersizlik, %19,1'inde ise mandibular prognati ve %30'luk kısımda ise çeneler arası uyumsuzluk kaynaklı Sınıf III malokluzyonun mevcut olduğunu belirtmişlerdir (Ellis ve ark. 1984).

Guyer ve arkadaşları ise, 144 bireyle yaptıkları çalışmada hastaların %25'inde maksiller yetersizlik, %20'lik kısımda mandibular prognati ve %22'sinde ise kombine uyumsuzluğa bağlı Sınıf III malokluzyon görüldüğünü rapor etmişlerdir (Guyer ve ark. 1986).

Wu ve arkadaşları, Sınıf III malokluzyona sahip olan bireyleri değerlendirdikleri araştırmalarında, maksiller yetersizliğe sahip hastaların oransal olarak %75'e yakın olduğunu belirtmişlerdir (Wu ve Lin 1986).

Miyajima ve arkadaşları (1997), Japon kadın hastalar üzerinde yaptıkları çalışmalarında, Sınıf III hastalarda maksillanın retrüziv olduğunu, mandibuler corpus uzunluğunun ise arttığını raporlamışlardır.

Literatürde yer alan çalışmaları genel olarak değerlendirdiğimizde Sınıf III malokluzyonda, mandibuler prognati kadar, maksiller yetersizliğinde de yaygın olarak gözlendiği belirtilmiştir.

Topkara'nın (2007), Türk toplumunda yaptığı bir çalışmada ise, Sınıf III hastaların %52'sinde maksiller retrognati saptamıştır.

Guyer ve arkadaşları (1986), 5-15 yaş aralığındaki 144 Sınıf III hastayı Sınıf I kontrol grubu ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, mevcut iskeletsel ve dişsel ilişkilerine binaen aşağıdaki genel maddeleri raporlamışlar ve bu özelliklerin yaşla birlikte artış gösterdiğini belirtmişlerdir (Guyer ve ark. 1986).

1. Arka kafa kaidesi uzunluğunun (S-Ba) Sınıf III hastalarda daha artmış,
2. Maksilla ise Sınıf I gruba göre daha retrognatik olarak bulunmuştur.
3. Maksilla efektif uzunluğunun (Co-A) Sınıf III grupta daha kısa,
4. Mandibula efektif uzunluğunun (Co-Gn) ise 3-6mm daha uzun olduğu,
5. Gonial açı ise Sınıf III grupta daha geniş ve daha anterior yerleşimli,
6. Mandibuler düzlem açısının daha büyük olma eğilimi gösterdiği,
7. Alt ön yüz yüksekliğinin ise daha artmış olduğu gösterilmiştir.
8. Maksiller kesici dişler daha protrüziv,
9. Mandibuler kesici dişler ise daha retrrüziv olarak saptanmıştır.

Reyes ve arkadaşları (2006), Sınıf III ve Sınıf I maloklüzyonlu hastaları karşılaştırdıkları çalışmalarında Sınıf III hastalarda mandibula efektif boyutlarında artış miktarının daha fazla olduğunu, pubertal atılımda döneminde bir gecikme gözlemlendiğini ve de pubertal gelişimin sürecinin daha geç sonlandığını bildirmişlerdir. Çalışmalarına göre, mandibuler uzunluk artışının daha fazla olması pubertal atılımın da daha uzun süre sürmesi ile bağdaştırılmıştır (Kuc-Michalska ve Baccetti 2010).

## **2.6. Sınıf III Maloklüzyonların Etiyolojisi**

Hastanın hangi iskeletsel maturasyon döneminde olduğu ve maloklüzyonun etiyolojisi, tedavi şeklinin seçiminde çok önemlidir. Sınıf III maloklüzyonun etiyolojisinde sadece kalıtım değil, çevresel faktörlerde maloklüzyonun şiddeti üzerinde oldukça önemlidir (Jena ve ark. 2005). Bu yüzden maloklüzyonun gelişimi, kalıtım ve çevresel faktörlerle beraber multifaktöriyel karakteristiğe sahiptir (Singh 1999).

Genetiğin esas olarak, maloklüzyonun klinik olarak farke edilmesini sağlayan faktörler üzerinde etkili olduğu öngörülmektedir (Proffit ve Fields 1992; Nakasima ve ark. 1982). İskeletsel maloklüzyonlarda genetik geçiş, mandibular prognatiye sahip hastalarda daha belirgindir (Proffit ve Fields 2000; Graber ve Rakosi 1997).

Suzuki (1961), 243 aileden 1362 kişiyi incelediği çalışmasında, soy ağacında prognati görülen hastaların %34,3'ünde yine aynı anomaliyi tespit etmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre hem baba hem annede mandibule prognati olan çocukların %40'ında yine bu anomaliye rastlanılmıştır.

Litton ve arkadaşlarının (1970) yaptığı diğer bir araştırmada, şiddetli Sınıf III maloklüzyona sahip çocuklarda, üçte birinin anne ve babalarında da aynı tip maloklüzyonun olduğu ve altıda birinin ise kardeşlerinde de aynı prolemin olduğu rapor edilmiştir.

Kalıtım etkisi için yapılan bir başka araştırmada ise, 2461 Japon diş hekimliği öğrencisine ailelerinin oklüzyon durumunu sorgulayan bir anket çalışması uygulanmış ve bunun sonucunda annede ki mandibular prognatinin çocuklara %18, babada görölen prognatilerin ise %31'nin çocuklara yansıdığı, ebeveynlerde mandibular prognatinin olmadığı durumda ise bu oranın sadece %4 olduğu tespit edilmiştir (Katznelson ve ark. 2014).

Hormonal düzensizliklerde, mandibular prognatinin etiyolojisinde önemli bir yer tutmaktadır. Hipofiz bezinin büyüme döneminden sonra fazla çalışmasıyla görölen akromegali hastalığında, ekstremitelerle birlikte mandibulada da fazla büyüme izlenirken, bu hastalığa makroglosside çoğunlukla eşlik eder (Katznelson ve ark. 2014). Klinik muayenede; geç mandibuler büyüme ve radyolojik incelemelerde ise sella turcica da genişleme gözlenmektedir (Proffit ve Fields 2000).

Büyümenin erken dönemlerinde taklitçilik de denilen bazı alışkanlıklar ile mandibula öne doğru büyümesi stimule olmakta ve büyüme tamamlandığında mandibular prognati oluşabilmektedir (Ulgen 1999).

İskeletsel Sınıf III anomalinin diğer bir sebebi olan maksiller retrüzyonun ise çevresel ve kalıtımsal komponentleri olduğu, ancak büyük oranda buna kalıtımın sebebiyet verdiği belirtilmiştir (Otero ve ark. 2010). Bu durumda klinik olarak burun altı çökük, üst dudak geride iken alt dudak ise normal konumlanmaktadır.

Apert, Crouzon, Pfeiffer, Treacher Collins gibi genetik geçişli bazı sendromlarda, orta yüz gelişim yetersizliği ile birlikte maksiller retrüzyonda görölmektedir (Silva 2008).

Dudak-damak yarığı (DDY) bulunan bireylerin tedavisi için yapılan yarıkları kapatma cerrahisi sonucu oluşın skar dokusunda maksiller retrüzyona sebebiyet veren etiyolojik faktörlerdendir. Bu cerrahi skar, maksillayı uzayın üç yönünde etkileyerek iskeletsel Sınıf III anomali oluşumuna neden olabilmektedir (Khanna ve ark. 2012).

Yumuşak dokuların maksiller retrognatiye sebebiyet verebileceğini vurgulayan Fränkel, üst dudadıın kuvvetli kas aktivitesinin normalden daha güçlü

olduğu durumlarda buksinatör kasın, alveole ve üst kesici dişlere etki ederek maksillanın sagittal gelişimini engellediğini bildirmiştir (Fränkel 1970).

Solunum fonksiyonunda, kraniyofasiyal yapıda önemli bir fonksiyonel matris olarak gelişime katkıda bulunmaktadır. Bu nedenle her iki çeneden de kaynaklı iskeletsel Sınıf III anomali oluşumunda mutlaka değerlendirilmesi gerekir. Tonsiller ve adenoid hipertrofi, nazal septum deviasyonu, sinüzit, alerji, üst solunum yolundaki polip gibi kronik nazal obstrüktif durumlar dil konumunu etkilemektedir. Solunum paterninin solunum yolu tıkanıkları ile değişmesiyle ağız solunumunda hastada gözlenebilir bu da dilin ağız tabanında ve ileride konumlanmasına yol açar. Dilin ağız tabanında konumlanması nedeni ile fonksiyonel matris olarak görev yapan dil, maksillayı transversal ve antero-posterior yönde yetersiz olarak destekler ve Sınıf III anomali oluşumuna zemin hazırlar (Warren 1979; Subtelny 1980).

Bu etiyolojik faktörlere ilaveten, maksilla ve mandibula arasındaki normal oklüzal ilişkiyi olumsuz etkileyen maksiller kesicilerin ektopik erüpsiyonu ve süt molarların erken kaybı gibi sebeplerle mandibula sentrik ilişkiden (CR) sentrik oklüzyona doğru geçerken daha önde konumlanmaya zorlanmaktadır böylece lokal faktörlerle başlayan fonksiyonel kapanış bozuklukları her iki çeneyi de etkileyerek iskeletsel anomalilere neden olabilmektedir (Cozzani 1981).

## **2.7.Tedavi Zamanlaması**

Sınıf III maloklüzyonların tedavi zamanlamasıyla ilgili literatürde farklı görüşler bulunmaktadır. Sınıf III hastalarda erken tedaviyi savunan araştırmacılar, genelde erken dönemde yapılan tedaviyle birlikte ortopedik etkinin arttığını ve de tedavi sonucunda elde edilen etkilerin daha iskeletsel olduğunu rapor etmişlerdir (Ngan ve ark. 1996).

Bazı araştırmacılar, bu maloklüzyonların tedavisine daimi birinci molarlar sürdükten hemen sonra başlamak gerektiğini savunmaktadırlar (Campbell 1983). Tweed (1963), maksiller retrüzyona sahip Sınıf III bireylerde tedaviye erken karma dentisyon döneminde başlanması gerektiğini aksi takdirde maksiller keserlerin konumlanmasından dolayı maksiller gelişiminin normal seyretmeyeceğini ve şiddetli bir fasiyal görüntüye sebebiyet vereceğini belirtmiştir.

Üç farklı yaş grupları arasında (3-6 yaş, 6-9 yaş ve 9-12 yaş) yapılan Sınıf III maloklüzyonlu 112 bireyin katıldığı bir çalışmada, tedavi için yüz maskesi

kullanılmıştır. Tedavi sonucunda gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamış fakat erken dönemde tedavi ile daha belirgin ve hızlı bir değişim olacağı ve kooperasyonun daha iyi olabileceği böylelikle ileride oluşabilecek psikolojik sorunlarında önüne geçilebileceği iddaa edilmiştir (Saadia ve Torres 2000).

Baccetti ve ark. (1998) 46 hasta ile yaptıkları çalışmada tedavi edilen hastaları dişlenme durumuna göre erken ve geç karma dişlenme olmak üzere iki gruba ayırmışlardır. Elde edilen sonuçlara göre erken karma dişlenme döneminde elde edilen iskeletsel değişimlerin geç döneme kıyasla daha fazla olduğunu görmüştür.

Bazı çalışmalarda ise, çeşitli yaş gruplarında maksiller protraksiyon sonrası elde edilen değişikliğin çok fazla olmadığı bildirilmiş ve grupları arası sefalometrik değerlendirmede ise anlamlı farklılık saptanmamıştır (Baik 1995).

Kajiyama ve ark. (2004) yaptıkları bir çalışmada, süt ve karma dentisyondaki Sınıf III hastaları yüz maskesi ile tedavi etmişler, süt dentisyonda tedavi edilen grupta maksillanın protraksiyonunun daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Yine Sınıf III maloklüzyonların tedavilerinin erken yaşlarda yapılmasını destekleyen çalışmalara rağmen, yaşın tedavi etkileri arasında pozitif bir korelasyon olmadığını belirten araştırmalar da literatürde bulunmaktadır (Takada ve ark. 1993; Sung ve Baik 1998).

Sınıf III anomalilerde tedaviye erken yaşta başlanılmasının tedavinin uzun sürmesinden dolayı kooperasyon da kayıplara neden olabileceği, bu yüzden tedavinin geç karma dentisyon döneminde daha verimli olacağını belirten yazarlar da vardır (Suda ve ark. 2000; Turley 2002).

Bazı çalışmacılara göre ise Sınıf III hastalarda mandibular büyümenin tahmin edilemeyeşine bağlı olarak, hastanın büyüme ve gelişimi bittiğinde erken yaşlarda yapılan ortopedik ve de ortodontik tedavi yaklaşımları genellikle yetersiz kalabilmektedir (Tanne ve ark. 1993; Takada ve ark. 1993). Araştırmacılardan bazıları da hastanın büyüme gelişimi tamamen sona erdikten sonra maloklüzyonun ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesi gerektiğini savunmaktadır (Subtelny 1980; Nanda 1980).

Ortopedik tedavinin etkilerini değerlendiren birçok çalışmada tedavi zamanlaması için hastaların kronolojik yaşları ve dişsel yaşları temel alınmaktadır

(Saadia ve Torres 2000; Nanda 1980). Fakat aynı kronolojik yaşta olan bireyler farklı iskeletsel gelişim döneminde olabilmektedir. Bu nedenle tedavi planlanırken iskeletsel yaşın, kronolojik yaşa göre daha değerli ve önemli olduğu savunulmaktadır (Suda ve ark. 2000).

## **2.8.Sınıf III Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları**

Sınıf III maloklüzyona sahip hastalar için diğer maloklüzyonlara sahip bireylerden farklı olarak profil, oklüzyondan daha fazla önem taşımaktadır dolayısı ile tedavinin amacı sadece iyi bir oklüzyon sağlamak olmamalı ayrıca fasiyal görünümü de iyileştirmek olmalıdır (Kılıçoğlu ve Kırılıç 1998; Arman ve ark. 2006).

Bu maloklüzyonun tedavisinde değerlendirilmesi gereken en önemli iki faktör; maloklüzyonun etiolojisi ve tedavinin ne zaman yapılması gerektiğidir. Büyüme ve gelişim döneminde yüz morfolojisini yönlendirmek ve tedavi amacı ile önerilen tedavi yöntemleri başlıca; çenelik, fonksiyonel aygıtlar, yüz maskesidir (Ngan ve ark. 1996; Ngan ve ark. 1998; Deguchi ve McNamara 1999).

Sınıf III maloklüzyonlarda tedavi yöntemini belirlerken anomalinin hangi çenelerde kaynaklandığı, iskeletsel büyüme döneminin evresi ve etioloji iyi değerlendirilmelidir. Farklı maloklüzyonlarda olduğu gibi Sınıf III maloklüzyonların erken dönem tedavileri geç döneme göre daha kolay ve başarılı olabilmektedir (Klima ve ark. 1979; Baik 1995).

Erken dönemlerde çeşitli kötü alışkanlıklara bağlı olarak ortaya çıkmış olan Sınıf III anomalilerin basit alışkanlık kırıcı apareylerle tedavisi; genel olarak Sınıf III anomaliye sahip bireylerin gelişim dönemlerine göre seçilen tedavi yöntemleriyle karşılaştırıldığında daha kolay ve başarılı olabilmektedir (Joondeph 1993).

Büyüme ve gelişim döneminde fonksiyonel nedenlerden kaynaklı Sınıf III olgularda büyümeyi modifiye eden fonksiyonel apareyler, büyümenin daha ileri olduğu safhalarda ise hasta kooperasyonuna pek fazla gerek duyulmayan sabit ortodontik yöntemler daha etkilidir (Creekmore 1978; McNamara ve Hüge 1985). Büyümesi bitmiş ve kamuflaj tedavisi ile düzeltilemeyecek olgularda ise ortognatik cerrahi tedavi yöntemleri kullanılmalıdır (Campbell 1983; Gokalp ve ark. 2010).

Literatürde Sınıf III anomaliye büyümenin erken döneminde mi (Kambara 1977; Saadia ve Torres 2000; Sakamoto 1981), yoksa büyüme tamamlandıktan sonra yapılacak daha invaziv yöntemlerle mi, daha başarılı sonuçlar alınabilmektedir

(Nanda 1980a; Subtelny 1980) gibi soruların cevapları ile ilgili genellikle farklı iki görüş üzerinde durulmuştur.

Sadece pubertal dönemde değil, prepubertal dönemde de ortopedik kuvvetlerle birincil etiyolojik faktöre müdahale edilerek iskeletsel bir denge kurulması mümkündür. Buna ilave erken dönemde tedavi nöromusküler adaptasyona daha iyi bir katkıda bulunup, sonuçların kalıcılığının sağlanmasında olumlu bir katkı sağlamaktadır. Yine erken dönemde yapılan ortopedik tedavinin ana hedeflerinden birisi de hastanın psiko-sosyal açıdan yüz estetiği açısından ile normal bireyler gibi hissetmesine katkıda bulunmaktır (Campbell 1983; Turpin 1981).

Sınıf III maloklüzyonun tedavi yaklaşımları; maloklüzyonun köken aldığı komponente, etiyolojisine, şiddetine ve hastanın hangi büyüme gelişim döneminde olduğuna bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir. Bu maloklüzyonların tedavisinde ağız içi ve ağız dışı birçok farklı aygıtlar literatürde kullanılmıştır.

### **2.8.1.Çenelik**

Çenelik apareyi çoğunlukla hafif-orta derecedeki mandibular protrüzyonda, mandibular büyümesini sınırlandırmak ve yönlendirmek amacıyla yıllardır kullanılmaktadır. (Deguchi ve ark. 1998).

Bazı araştırmalarda, tek başına çeneliğin uzun dönem etkilerinin zayıf ve aktif kullanım dönemi harici dönemde başlangıç büyüme paternine doğru nükse yatkın olduğu rapor edilmiştir (Mitani 2002; Sugawara ve ark. 1990). Bazı araştırmacılar da çenelikle tedavi edilmiş hastalarla, tedavi edilmemiş hastalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir (Mitani 2002; Wendell ve ark. 1985).

Çenelik tedavisinde hedef, kuvveti kondillerin merkezine yönlendirip mandibular aşırı büyümeyle durdurup, aynı zamanda mandibulaya aşağı ve geri yönde rotasyon yaptırmaktır. Ancak bunun neticesinde alt yüz yüksekliği artmaktadır. Bu tedavi mandibular gelişimi yavaşlatmaya yönelik bir müdahaledir fakat Sınıf III maloklüzyonun önemli bir kısmını oluşturan maksiller gelişim yetersizliğine sahip hastalarda kullanımı uygun değildir. (Mitani ve Fukazawa 1986; Ritucci ve Nanda 1986).

### **2.8.2.Sınıf III Elastikler**

Sınıf III intermaksiller elastiklerin bir etkisinde üst molar dişlerde görülen ekstrüzyondur ve bundan dolayı mandibula saat yönünde rotasyon yapmaktadır. Bu durum iskeletsel duruma pozitif bir etki etmesine rağmen sonuç olarak çenelere etkisi sınırlı olmakta ve çoğunlukla ortopedik bir etki ortaya çıkmamaktadır (Creekmore 1978).

### **2.8.3.Frankel III**

Frankel III aygıtının, perioral doku ve kasları etkileyerek myofonksiyonel etkiyle birlikte Sınıf III anomalileri tedavi edebileceği bildirilmiştir, fakat bu yöntemle elde edilen etkinin mandibulada saat yönünde rotasyonu ve alt keserlerin retrüzyonu kaynaklı olduğu ve de apareyin etkilerinin çoğunlukla dentoalveoler düzeyde sınırlı kaldığı, ortopedik etkisinin ise yeterli olmadığı belirtilmiştir (Biren ve Erverdi 1993; Baik ve ark. 2004).

### **2.8.4.Yüz Maskesi**

Sınıf III maloklüzyonun birçok vakada üst çene gelişim geriliği kaynaklı maksiller retrüzyon sebebiyle oluştuğunun farkedilmesinden sonra maksillaya protraksiyon kuvveti uygulanmayan çeşitli apareyler kullanılmaya başlanmıştır.

En popüler maksiller protaksiyon apareyi olan yüz maskesi, alın ve çeneden destek alan ağız dışı bir aparey olup, ağız içi ankraj ünitesinden lastik yardımıyla maksillaya kuvvet uygulamaktadır.

Openheim, 1944 yılında yaptığı araştırmalar neticesinde, mandibulanın aşırı büyümesinin ve protrüzyonunun engellemek yerine, mandibular protrüzyonu dengelemek amacıyla maksillayı protrakte etmeyi öne sürmüştür (Oppenheim ve Surgery 1944).

Sonrasında ise Delaire (1971) maksiller protraksiyon için yüz maskesi kullanımını yeniden gündeme getirmiş ve geliştirdiği Delaire tipinde yüz maskesi ile, alın ve çene ucu parçalarını bir metal çerçeve ile birleştirmiştir (Şekil 2.1).

Petit daha sonra, Delaire'in yüz maskesini modifiye etmiş alın ve çene ucu parçalarını kalın bir metal bar ile birleştirerek bugünde popüler olarak kullanılan yüz maskesini tasarlamış, uygulanan kuvvet miktarını da artırarak tedavi süresini kısaltmıştır (Petit 1982), (Şekil2.2)

### 2.8.5.Sınıf III Anomalilerde Yüz Maskesi Kullanımı

İskeletsel Sınıf III malokluzyonun ortaya çıkışında maksiller retrognatinin önemli bir yer tutması sebebi ile, maksiller protraksiyon ile maksiller büyümenin arttırılması ve yönlendirilmesi büyüme ve gelişimi devam eden hastalarda ana tedavi seçeneği haline gelmiştir (Dietrich 1970; Ellis ve ark. 1984; Guyer ve ark. 1986).

Maksillanın büyüme ve gelişiminin desteklenmesi ve öne doğru hareketi, ilk olarak çeşitli hayvan çalışmaları ve kuru kafatasında yapılan çalışmalar ile test edilmiştir. Yapılan hayvan çalışmalarında ileri yöndeki kuvvetler ile maksillanın sutural büyümesinin arttırılıp, yönlendirilebileceğini gözlenilmiştir (Nanda 1978; Jackson ve ark. 1979). Deney hayvanları üzerinde yapılan bu çalışmalarda, “maksillar anterior hareket” ve “sutural remodelling” in protraksiyon tedavisinde en önemli sonuçlar olduğu belirtilmiştir (Dellinger 1973; Kambara 1977; Jackson ve ark. 1979).

Yüz maskesinin tarihçesine daha yakından bakılacak olursa, orta yüz ve maksillaya yönelik tedavi yaklaşımları çok eskilere dayanmış olup ilk kez 1800’lü yıllarda uygulamaya konulmuştur. Maksiller protraksiyon fikri ilk olarak, 1866 yılında Norman W. Kingsley tarafından DDY’li hastalarda ısırma plaklarından uygulanan lastiklerle, 1875 yılında ise Potpeschnigg tarafından tanıtilen “Tooth regulating machine” ismiyle maksillaya yerleştirilen plaktan uygulanan lastiklerin hastanın başına uygulanan başlığa takılarak protrakte düşüncesi edilmesi ile ortodonti literatürüne kazandırılmıştır (Potpeschnigg 1885; Basavaraj 2013). Oppenheim 1945’de bir vakada kendi geliştirdiği çeneliğe, elastikler yardımıyla kuvvet uygulamış ve efektif bir maksiller protraksiyon elde edebilmiştir. Oppenheim, yaptığı çalışmalar sonucu, mandibulanın geriye hareketinin çok olması olmadığı, fakat mandibuler büyümenin kompensasyonu için maksillanın ileri hareketinin sağlanabileceğini raporlamıştır (Oppenheim 1945).

Aynı dönemlerde Haas, maksiller genişletmenin de ileri ve aşağı yönde konum değişikliğine neden olduğunu, buna binaen mandibulanın da aşağı ve geriye rotasyonunun çok şiddetli olmayan Sınıf III malokluzyonların tedavisinde etkili olabileceğini göstermiştir (Haas 1970). Bu klinik bulgular eşliğinde; maksilla ilerletilmeden önce ve ya sırasında genişletme yapıldığı takdirde, maksiller

protraksiyon üzerine olumlu bir etki sağlayacağı felsefesi ortaya çıkmıştır (Turley 1988).

Bu çalışmaların ardı sıra Petit'in yaptığı araştırmalar gelmiş ve Delaire tip yüz maskesinde olduğu gibi alın ve çene ucundan destek alan fakat bu parçaları yüzün dış kenarlarından değil de orta hattından geçen metal bir bar ile birleştirerek kendi adını verdiği 'Petit tipi yüz maskesi'ni ortaya çıkarmıştır (Petit 1982).



Şekil 2.1. Delaire tipi yüz maskesi



Şekil 2.2. Petit tipi yüz maskesi

Yüz maskeleri genel olarak, üç esas bölüm ile dizayn edilmektedir:

1. Yüz maskesi(Face mask)
  - a. Alın bölgesinden destek alan kısım
  - b. Çene ucundan ve/veya zygomatik kemiklerden destek alan kısım
  - c. Kuvvetin uygulandığı prelabial ark
2. Ağız içi destek sistemi
3. Elastikler

Günümüzde farklı tipte kullanılan bazı yüz maskeleri:

1. Delaire tipi yüz maskesi (Şekil 2.1)
2. Petit tipi yüz maskesi (Şekil 2.2)
3. Nanda modifiye yüz maskesi
4. Tubinger yüz maskesi
5. Grummons yüz maskesi

'Reverse Headgear' olarak literatürde yer bulan apareyde ise ekstraoral ankraj bölgesi olarak çene ucu ve kafa kubbesinden destek alınmakta ve çenelik kısmında bulunan kancalara protraksiyon elastikleri geçirilmektedir (Hickman 1972; Cozzani 1981).

Nanda (1980), maksiller baştan destek alan bir çenelik ve face bow'dan oluşan "Modifiye Protraksiyon Headgear" ismini verdiği apareyi tasarlamıştır. McNamara 1987'de yüz maskesi ile birlikte bonded tip rapid maksiller ekspansiyon apareyini kullanmış ve protraksiyonun daha efektif olduğunu belirtmiştir. Turley (1988) de bu uygulamayı savunmuş ve maksiller retrüzyona mandibular prognatizmin eşlik ettiği kombine anomalilerde, çenelik apareyine ilave bu uygulamayı kombine ederek çalışmalarda bulunmuştur (Ishii ve ark. 1987; Turley 1988; Merwin ve ark. 1997).

Tubinger yüz maskesinde ise, Petit tip yüz maskesindeki alın ve çene ankraj sistemini bağlayan metal bar tek yerine iki tanedir.

Grummons (1994) ise yüz maskelerinde ki çenelik kısmının temporomandibular eklemdaki olumsuz etkilerinden kaçınmak için oksipital, alın ve suborbital bölgelerden ankraj alan Grummons yüz maskesini dizayn etmiştir.

Sınıf III malokluzyonlu hastalarda büyüme gelişim döneminde, maksiller büyüme yönlendirmek ve arttırmak için ortopedik yüz maskesi sıklıkla kullanılmaktadır. Yüz maskesi ile tedavi yaklaşımında ana hedef maksiller protraksiyon olmasına rağmen, düzeltim sagittal yönde olduğu kadar vertikal düzlemde de iskeletsel ve dental hareketlerin eşliğinde birlikte ortaya çıkmaktadır (Nartallo-Turley ve Turley 1998).

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde yüz maskesi ile maksiller protraksiyon tedavisinin dento-fasiyal etkileri şöyle özetlenebilir:

1. Maksillanın anterior deplasmanı
2. Maksillanın saat yönünün tersine rotasyonu
3. Mandibulada saat yönünde rotasyonu
4. Yüz profilinde iyileşme
5. Maksiller keser dişlerde protrüzyon
6. Mandibuler keser dişlerde retrüzyon

7. Yüz yüksekliğinde artış (Ishii ve ark. 1987; da Silva Filho ve ark. 1998; Kapust ve ark. 1998; Alcan ve ark. 2000; Macdonald ve ark. 1999).

Yüz maskesi tedavisinin sonuçlarıyla ilgili pek çok literatür çalışması bulunmakta ve bir çoğunda efektif maksiller protraksiyon sağlanabildiği belirtilmişken yine bu apacey ile hiçbir değişiklik kaydedilemediğini belirten çalışmalar da göze çarpmaktadır (Wisth 1984; Baccetti 1998). Yüz maskesi uygulaması ile elde edilen bu sonuçların farklı olmasının birçok nedeni olabileceği belirtilmiştir. Apacey tasarımı, kullanım süresi, kuvvet uygulama şekli, tedavinin toplam süresi gibi birden çok faktör tedavinin efektifliğini ve sonuçlarını değiştirebilmektedir (Turley 2002).

Yüz maskesi etkin kullanımını apaceyin kullanım süresine göre önemli ölçüde değişebilmektedir. Literatürde apaceyin kullanım süresinin ortalama 10-12 saat civarları olması gerektiği belirtilmişken, şiddetli vakalarda 16-18 saate kadar

kullanımlar önerilmektedir. Bununla birlikte çocuklarda tüm gün kullanım ile daha kısa sürelerde tedavi sonuçlarında başarı elde edilebildiğini bildiren çalışmalarda vardır (Ngan ve ark. 1998).

#### **2.8.5.1. Protraksiyon Kuvvetinin Yeri ve Yönü**

Maksiller protraksiyon tedavisinde, kuvvetin uygulanma yeri ve yönü maksillar hareketinde yönünü etkilemesi sebebiyle çok önemlidir. Uygulanan kuvvete bağlı olarak maksiller kemik paralel, saat yönünde veya saat yönünün tersine rotasyon hareketi yapabilmektedir. Protraksiyon tedavilerinde amaçlanan genelde maksillanın saat yönünün tersine rotasyon yapmadan, paralele yakın olacak şekilde aşağı ve öne doğru translasyonudur (Merwin ve ark. 1997). Birçok çalışmada ise bunun tam tersi maksillanın saat yönünün tersine rotasyon yaptığı gözlenmiştir (Mermigos ve ark. 1990; Hickham 1991). Elde edilen bu sonuçlar ile derin kapanışa sahip, yüz yüksekliği azalmış vakalarda olumlu sonuçlar elde edilse de Sınıf III maloklüzyonlara çoğunlukla eşlik eden high angle ve açık kapanışı bulunan vakalarda bu durum istenmemektedir (Keles ve ark. 2002).

Bu gibi sonuçlar karşısında literatürde bazı araştırmacılar, maksillanın bu istenmeyen rotasyonunu engellemek için, maksillanın direnç merkezi ve kuvvet uygulanma yönü ile ilgili çalışmalara ağırlık vermişlerdir. Hirato (1984) ile Tanne ve ark. (1988) yaptıkları araştırmalarda maksiller dişlerin direnç merkezinin birinci ve ikinci premolar dişlerin apekslerine yakın bir nokta arasında olduğunu bildirmişlerdir. Total maksillanın direnç merkezi ise Staggers ve ark.(1992)'na göre zigomatik buttres civarlarında, Miki (1979)' ye göre ise anteroposterior yönde maksiller birinci ile ikinci premolarların köklerinin apeksleri seviyesinde, vertikal yönde ise orbitanın tabanı ile maksiller sürekli birinci molar dişin distal kökünün apeksi dolaylarında bulunmaktadır. Hata ve ark. (1987) ise bu merkezin, palatal düzlemin 5 mm yukarısında olacak şekilde yine birinci molar diş kökleri dolaylarında yer aldığını belirtmiştir. Bu görüşler ışığında araştırmacılar, maksillaya uygulanan kuvvetin yönünü ve uygulama yerlerini değiştirerek efektif protraksiyonu elde etmeye çalışmışlardır.

Hickham (1991), maksillanın istenmeyen saatin tersi yönündeki rotasyonunu engellemek için elastikleri maksiller kaninlere yakın bir noktadan kuvvet uygularken, Mermigos ve ark. (1990) ile Wisth ve ark. (1990) ise maksiller kanin bölgesinden kuvvet uygulamışlardır. Kambara (1977) ise kuvvetin anteriora mümkün olduğu

kadar yakından uygulanması gerektiğini savunmuştur.

Robert ve Substenly (1988) ise kuvvet başlangıç noktasını lateral dişlerin distali olarak ayarlamışlar, fakat maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunun yine de tam olarak engellenemediğini bildirmişlerdir.

Kuvvetin uygulama yönünün değiştirilerek saat yönünde oluşan rotasyondan kaçınılabileceğini belirten yazarlarda vardır.

Itoh ve ark. (1985) tarafından yapılan bir çalışmada, insan kafatası üç boyutlu olarak modellenmiş ve protraksiyon için uygulanan kuvvetin paralel değil de oklüzal düzleme göre aşağıdan açıldırılarak verilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Pekçok araştırmacı protraksiyon sırasında maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunu önlemek amacıyla, kuvveti oklüzal düzlemle 15-30°'lik açı yapacak şekilde aşağı yönde uygulamışlar; yinede bu rotasyonu tam olarak durduramamışlardır (Ngan ve ark. 1996; Tanne ve ark. 1989; Wisth ve ark. 1987).

Tanne ve ark. (1989) aynı yöntemle premolar bölgesinden kuvvet uygulamış ve oklüzal düzleme paralel kuvvet uyguladıklarında maksiller kompleksin saat yönünün tersinde hareket ettiğini gözlemlemişlerdir. Oklüzal düzlemden aşağı doğru 30°'lik açı ile kuvvet uygulandığında ise maksillada paralele yakın bir hareket rapor etmişlerdir.

Lee ve ark. (1997) holografik interferometre yöntemiyle bir çalışma yapmış ve protraksiyon kuvvetinin miktarının, yönünün ve uygulanma noktasının maksillofasiyal kompleks üzerinde oluşturduğu etkilerini raporlamışlardır. Kuvveti oklüzal düzleme paralel ve oklüzal düzlemin 15 mm yukarisından olacak şekilde vermişlerdir ve de bu çalışmanın sonuçlarına göre kuvvet oklüzal düzleme paralel iken, kuvvet aşağı doğru açıldıkça maksillada meydana gelen saat yönünün tersine rotasyon azalmaktadır. Kuvvet oklüzal düzlemin 15 mm yukarisından verildiği durumda, direnç merkezinin konumundan dolayı aşağı doğru 20°'lik açı uygulaması ile translasyona benzer hareket maksillada meydana gelmiştir.

Nanda (1980), kendi tasarladığı modifiye protraksiyon apareyini tanıtmış ve bu aygıtla maksiller komplekse oklüzal seviyeden kuvvet uygulandığında saat yönünün tersine rotasyon oluştuğunun bildirmiştir. Yüz arkı kullanarak yaptığı bu modifiye apareyinde kuvveti oklüzal düzlemin yukarisında konumlamış ve böylece maksillanın anterior rotasyonunu engellediğini belirtmiştir. Buna rağmen

mandibulanın posterior rotasyonuna ve üst molar ekstrüzyonuna engel olmadığını bildirmiştir (Nanda 1980a).

## **2.9.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri**

Bir cisme gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini göstermeye yarayan yöntemler stres analiz yöntemleri olarak adlandırılır.

Bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek gerilmelerin ve çekmelerin incelendiği uygulamalar stres analizi olarak özetlenebilir ve bu uygulamalar analitik, deneysel ve de sayısal olarak yapılabilmektedir. Analitik yaklaşımlarda bir takım matematiksel formüller ve de bunların sonuç denklemlerinin çözümü gereklidir. Sonlu elemanlar modeli tipi metodlar sayısal yaklaşımlardır. Deneysel yaklaşımlar esas yapı üzerinde lineer elde edilen ölçümlerin kullanımını ifade etmektedir (Caputo ve Standlee 1987). Gerilme analizleri bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını belirlemek ve uygulama esnasında cismin daha dayanıklı olabilmesi için ne şekillerde olması gerektiğini önceden saptayabilmek için yapılır. (Knoell 1977).

Stres analiz yöntemleri diş hekimliği alanında, tedavi amaçlı tatbik edilen kuvvetlerin insandaki biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin yoğunlaştığı bölgelerde, çene ve diş gibi yapılarda meydana getirebileceği etkileri görmek ve analiz etmek maksadı ile yapılmaktadır (Veli 2012).

Güncel olarak, diş hekimliği alanında en çok kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır:

1. Denek Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi
2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges)
4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Gerilme Analizi)
5. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer)
6. Radyoteleometri
7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis / FEM)

## 2.10. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Method / FEM)

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, karmaşık matematik ve mühendislik problemlerinin bilgisayar ve yazılımlar aracılığı ile çözümler geliştirilmesine yardımcı olan bir yöntemdir. Bu yöntemde çalışılmak istenen yapı çok küçük bölümlere ayrıştırılarak analitik bir şekilde modellenir ve oluşturulan bu elemanlar bilgisayar ortamında ifade edilip anlamlandırılarak gerçeğe en yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılır (Tuna 2010).

Sonsuz sayıda serbestlik derecesini, sonlu sayılarla sınırlayıp indirgeyerek bu method araştırmacı için işlemin çözülmesini kolaylaştırmaktadır. Sonlu elemanlar analizi esas olarak katı cisimlerin kuvvete karşı gösterdiği stres ve gerilimler için tasarlanmış olsada birbirine yakın matematiksel tabana sahip farklı alanlarda da güncel olarak bu sistem kullanılabilir. Yöntemde temel hedef incelenmek istenen oluşumdaki stres ve sapmaları, gerçeğe mümkün olan en yakın şekilde hesaplayıp tahmine yardımcı olmaktır (Weaver Jr ve ark. 1984).

Literatüre ilk defa 1950'lerde tanıtılarak giren sonlu elemanlar yöntemi günümüze kadar geliştirilmeye devam ederek kullanılmaya devam edilmiştir. Sonlu elemanlar analizinin popülerlik kazanması esas olarak uçak endüstrisinde aktif olarak kullanılmaya başlanması ile oluşmuştur. İnsan mühendisliğinin uç noktalarında olan bu büyük yapıların çeşitli şartlarda deneme yapılmaya her zaman uygun olmaması nedeniyle karşılaşılan zorluklar sonlu elemanlar yönteminin geliştirilmesinde önemli yer tutmuştur. Bu yöntemde oluşturulan simülasyonlarda incelenecek model gerçek bir etkiye maruz kalmış gibi incelenebilmektedir. Günümüzde inşaat, makine mühendisliği, akustik ve biyomekanik gibi birçok alanlarda kullanılmaktadır. Yöntemde; gerilme, gerinim, yer değiştirme ve sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin matematiksel olarak kabul edilebilir bir yaklaşım çözümüyle yapılabilir (Moaveni 2011; Eraslan 2004).

Temelinde sayısal bir yaklaşım yöntemi olan sonlu elemanlar analizi esasında karmaşık geometriye sahip mühendislik sistemleri için geliştirilmiş olsa da bilgisayar ve yazılım teknolojisindeki ilerlemeler ile diş hekimliği biyomekaniğine de entegre olabilmektedir (Adıgüzel 2010).

Güncel olarak ise bu analiz yönteminin zamanla diş hekimliğindeki kullanım alanı büyümüş olup; implantoloji, protez, ortodonti araştırmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır.

### **2.10.1. Sonlu Elemanlar İle İlgili Temel Kavramlar**

Analiz ve değerlendirme sürecinde veya sonuçların yorumlanmasında hatalardan kaçınmakla birlikte verilerin daha iyi okunabilmesi için bazı teknik terimler ile tanımlamaların bilinmesi gerekmektedir.

#### **2.10.1.1. Kuvvet**

Kuvvet, içinde şiddet, doğrultu ve yön gibi vektörel özellikleri içeren maddelerin hareketlerinde veya şekillerinde değişikliğe neden olabilen etki olarak ifade edilir.

Madde üzerinde bu etki maruziyeti, kendini basma veya çekme olarak gösterir. Tıp ve ortodonti çalışmalarında kuvvetlerin büyüklükleri ‘gram-kuvvet (gf)’ cinsinden tanımlanmakta fakat literatürde kütle birimine benzer olarak daha çok ‘gram’ olarak kullanımı yaygındır (Mow ve Huişkes 2005).

#### **2.10.1.2. Gerilme (Stres)**

Cisme dışardan gelen bir kuvvet uygulanması sonucu cisimde oluşan kuvvete karşı birim alanda meydana gelen eşit büyüklükte ve zıt yöndeki tepkiye, gerilme (stres) denir. Bu gerilme (stres), eksternal etki altında olan bir cismin herhangi bir kesit yüzeyi boyunca dağılmış olan iç kuvvetinin birim alana düşen yük miktarını belirtir ve gerilme (stres), “S” yada “ $\sigma$ ” simgeleri ile tanımlanır (Mcneill 1997; Şeker 2011).

Gerilme birimi olarak çoğunlukla Paskal terimi ( Pa) kullanılmakta ve bu değerde yaklaşık olarak 1 N/ mm<sup>2</sup>’ ye denk düşmektedir. Bunun yanında diş hekimliği ile ilgili çalışmalarda inceleme aralıklarının çok küçük ve genelde milimetrik olması kaynaklı megapaskal terimi (Mpa veya N/ mm<sup>2</sup>) daha sık karşımıza çıkmaktadır. (1 Mpa = 10<sup>6</sup> Pa).

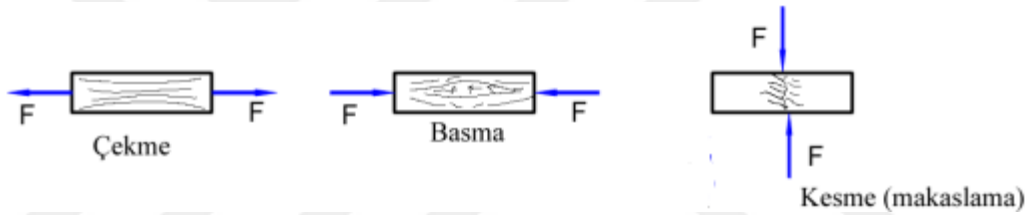
Stres hesaplanırken;  $\text{Stres}(\sigma) = \text{Kuvvet}(F) / \text{Alan}(A) = \text{N} / \text{mm}^2 = \text{MPa}$  formülü kullanılır.

Gerilme genellikle 3 ana başlık altında incelenir:

- Basma gerilmesi (Compressive stress): Cisme aynı doğrultuda ve ters yönde gelen iki kuvvetin, cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan etkisine neden olan gerilme tipidir.

- Çekme gerilmesi (Tensile stress): Cisme aynı doğrultuda ve aynı yönde gelen iki kuvvetin, cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırmaya zorlayan etkisine neden olan gerilme tipidir.

- Makaslama gerilmesi (Shear stress): Cisme farklı doğrultu ve farklı yönde etki eden iki kuvvetin, cismin moleküllerini birbirini üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan etkiye sahip tipidir (Craig 2019; Veli 2012).



Şekil 2.3. Bir elemana etki eden gerilme tipleri

### 2.10.1.3. Asal Gerilme (Principal Stress)

Cisme etkiyen tüm gerilmeler alana dik olan basma ve çekme gerilmelerinden oluşuyor ve makaslama gerilmeleri de sıfır değerinde ise, bu durumda oluşan gerilme asal gerilme olarak tanımlanır (Franklin 1998; Veli 2012). Fakat kuvvet altındaki cisimlerde genellikle tek tip bir gerilme nadiren görülürken genellikle üç gerilme tipinde birlikte bulunduğu birleşik gerilme durumu gözlenmektedir.

- Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Maksimum asal gerilmeler en yüksek çekme gerilmelerini belirtirken, bu değerler pozitif olarak ifade edilmektedir.

- Minimum asal gerilme (Minimum principle): Minimum asal gerilmeler en yüksek basma gerilmelerini belirtirken, bu değerler negatif olarak ifade edilmektedir.

Analiz sonuçları incelenirken izlenen pozitif değerler çekme gerilmelerini ifade ederken, negatif değerler ise basma şeklindeki gerilmeleri ifade etmektedir.

Birlikte izlenen bu değerlerden mutlak değeri daha yüksek olan gerilme tipi bir düğüm noktasında baskın olan gerilme şeklidir (Gümüş 2007).

Bu yüzden kemik, diş ve cam gibi hassas yapılar için asal stres değerleri daha bir önem arz etmektedir, çünkü materyalin limitlerini aşan asal stress değerleri cismin ne yönde davranış sergileyeceğini gösterir.

#### 2.10.1.4. Eődeđer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi, temelde cismin belli bir kesitinde meydana gelen iç enerjinin limit değeri aőılırsa, cismin bu aşamadan itibaren şekil deęiőtireceęi yönündeki prensip ile açıklanır ve şekil değiştirmenin başlama anını ifade etmektedir. Bir başka deyiőle çekilmeye izin veren materyallerdeki deformasyon başlangıcının tanımlandığı değerdir. (Şekil 2.4).

$$\sigma_e = \left[ \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Şekil 2.4. Von Mises gerilmesinin hesaplanması

Von Mises gerilmesi, tek yönde kuvvet yüklenen materyalin çekme ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesini de sağlar. Gerilme genel olarak üç boyutlu olarak ifade edilir. Von Mises gerilmeleri, gerilme kriterlerini değerlendirirken araştırmacılara üç boyutlu ifadenin bir skala üzerinde okunabilmesini de sağlar (Cattaneo ve ark. 2003; Gümüş 2007).

#### 2.10.1.5. Gerinim (Strain)

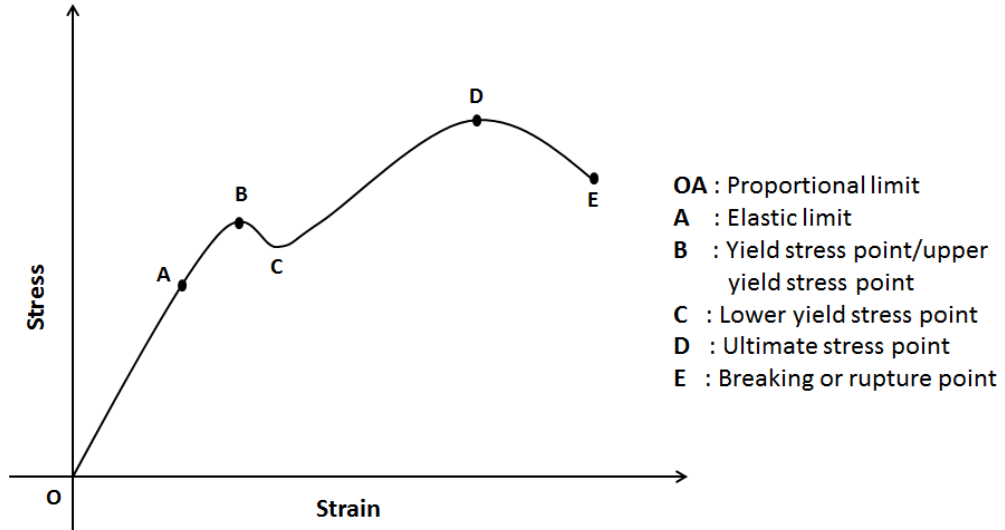
Gerinim, herhangi bir stresin birim yapıda meydana getirdiği deformasyon olarak tanımlanır. Tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil deęiőtirebilmekte ve belirli bir limit kuvvetinden sonrada kuvvet yönünde uzaması cismin gerinim değerini ifade etmektedir. Uygulanan kuvvet sonucu cisimde gerilim olunca, aynı zamanda gerinim de ortaya çıkmaktadır. Gerinim herhangi bir ölçü birimi ile ifade edilmez. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan belirli bir kuvvet değeriyken, gerinim ise sadece bir büyüklüktür ve orijinal uzunluktaki değişimle hesaplanır.

$$\text{Strain}(\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal Uzunluk} = \Delta L / L_0$$

Cisimlerde kuvvet uygulaması sonucu iki tür gerinim ortaya çıkar, bunlar ise elastik veya plastik gerinilerdir. Elastik gerinim sonucu cisim eski haline geri dönebilmekte iken, plastik gerinim sonucunda malzeme içindeki atomların daimî bir şekilde yerlerinden oynaması ile cismin şekil değişikliğine uğramasıdır. Plastik deformasyon sonucu cismin atomları birbirinden tamamen ayrılıp cisimde kopma ve kırılma meydana gelebilir.

### 2.10.1.6. Gerilme / Gerinim Eğrisi (Stress / Strain Curve)

Bu eğri diyagramı ile materyallerin davranışlarını, kuvvet karşısındaki deformasyon, elastisite veya limitlerini belirlemek için kullanılır. Kuvvet sonucu ortaya çıkan gerilme ve gerinim değerlerine göre bir eğri ortaya çıkar (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Gerilme / Gerinim Eğrisi

Gerilme / gerinim eğrisi yorumlanırken aşağıdaki bazı terimler karşımıza çıkar:

- Elastiklik Sınırı (Elastic limit): Cismin belirli bir kuvvet karşısında plastik şekil değişikliği göstermeden önceki son gerilme noktasıdır (Şeker 2011). Cismin elastik özellik gösterdiği maksimum yük-esneme limiti olarak da ifade edilebilir (Nanda 2005).

- Oransal Sınır (Proportional Limit): Cismin plastik deformasyona uğramadan önce stabil kalabildiği maksimum gerilimin tanımıdır. Oransal sınır

değerinin altında uygulanan kuvvetler cisimde kalıcı şekil değişikliklerine neden olmaz ve kuvvet kalkınca materyal ilk formuna dönebilir (Şeker 2011).

- Homojen Cisim: Materyal içerisinde her bir noktadaki elastik özelliklerin eşit olarak dağıldığı cisimlerdir (Şeker 2011).

- İzotropi ve Anizotropi: İzotropi, bir cismin farklı yönleri ve doğrultularında aynı elastik özellikleri göstermesi olarak ifade edilir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahip iken, anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Hughes ve ark. 1987).

#### **2.10.1.7. Elastisite modülü (Young Modülü)**

Elastisite modülü; gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanır ve cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını belirleyen bir katsayıdır. Elastik limitin altındaki yüklemeler için gerilim ve stres arasındaki bağlantıyı young modülü belirler (O'Brien 1997; Franklin 1998; Ayalı 2012).

$$\text{Elastisite Modülü}(E) = \text{Gerilim } (\sigma) / \text{Gerinim}(\epsilon)$$

Elastiklik modülü her cisim için başka değerler almaktadır. Bu değer yükseldikçe materyalin uzamaya karşı gösterdiği direnç de daha fazla olacaktır. Young modülü arttıkça, materyalin iç direnci ve katılığı da doğru orantılı olacak şekilde artacaktır. Yüksek young modülüne sahip bir materyalle, düşük young modülüne sahip bir materyale eşit kuvvet uygulandığında elastisite modülü yüksek olan cisimde daha az deformasyon ortaya çıkar (Şeker 2011).

#### **2.10.1.8. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)**

Cisimlere çekme veya basma kuvvetleri uygulandığında; elastik sınırlar içerisinde, cismin enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişim oranı poisson oranı olarak tanımlanır.

$$\text{Poisson Oranı } (V) = \text{Lateral Strain} / \text{Axial Strain} \quad \text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Uzama} / \text{Boydaki Birim Uzama}$$

Poisson oranı, örnekle açıklanacak olursa herhangi bir cisme çekme kuvveti uygulanması sonucunda yükün geldiği yön doğrultusunda cismin boyunda uzama meydana gelirken, basma kuvvetleri uygulandığında ise cismin boyunun kısaldığı eninin ise kalınlaştığı görülür (Franklin 1998; Şeker 2011).



- Geometrik modelin oluşturulması
- Matematik ağ yapısının oluşturulması
- Materyal özelliklerinin programa entegrasyonu
- Sınır koşullarının tanımlanması
- Kuvvet özelliklerinin tanımlanması ve kuvvetlerin uygulanarak denklemlerin çözülmesi
- Sonuçların yorumlanması

### **2.10.2.1. Problemin Veya Kurgu Özelliklerinin Oluşturulması**

Bir analiz yaparken ilk adım problemi belirlemektir bu yüzden problemin çözümünde en önemli adım da problemin doğru tanımlanmasıdır.

Öncelikle doğru tanımlanmayan bir problem sonucu ortaya çıkan yetersiz modelin gerçekten uzak şekilde tasarlanması ve hatalı sonuçlara neden olacaktır.

### **2.10.2.2. Geometrik modelin oluşturulması**

Model oluşturmak, analizin doğru ve gerçeğe en yakın sonuçlarını sağlayabilmek açısından büyük önem arz etmektedir. Modelleme ile elde edilen modelin gerçeğe yakınlığı, sonuçların doğruluğunu doğrudan etkilemektedir.

Bu amaçla biomekanik uygulamalarda materyalin geometrik tanımı için kullanılan üç boyutlu model üç farklı teknikle elde edilebilmektedir:

- MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile modelleme: Mevcut geometrik modelin görüntülerinin bilgisayara aktarılması ile yapılan modelleme yöntemidir. Biyolojik dokuların modellenmesinde en çok tercih edilen methoddur. Kesitsel görüntüler birleştirilerek üç boyutlu geometriler oluşturulur.

- Tarama ile modelleme: Modellenecek materyalin iki veya üç boyutlu yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar yardımıyla oluşturulmasıdır.

- Manuel modelleme: Özel üç boyutlu modelleme programlarıyla tarafından doğrudan çizilmek suretiyle yapılan modelleme yöntemidir. Protez, implant, minivida, ortodontik apareyler veya mekaniklerin modellenmesinde kullanılabilmektedir (Chen ve ark. 2006; Ismail ve ark. 2002; Oliveira ve ark. 2004).

### **2.10.2.3. Matematik Modelin Oluşturulması (Ağ Yapısının Oluşturulması)**

Devamlılık gösteren problemler sonsuz sayıda bilinmeyen barındırmaktadır. Belirsiz sayıdaki bilinmeyi tanımlayarak, oluşturulan matematiksel problemin ağ yapısı tanımlanabilir. Problemin bölümlere parçalanması ile belirli sayıda bilinmeye ulaşılmış olur. Kısaca üretilmiş olan modelin basit geometrik şekle sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi (ağ yapısı oluşturma) ile oluşturulmaktadır.

Bilgisayara yazılan veriler sonucu üretilen geometrik modeller, sonlu elemanlar programı kullanılarak veya el ile dijitize edilerek ağ yapısına çevrilmektedir. Araştırmacılar, manuel modellemeyle üretilen ağ yapısı üzerinde çok daha fazla kontrol sağlamışlardır. Fakat bu işlem çalışma süresini epeyce artırmaktadır (Richmond ve ark. 2005).

Araştırılacak problemin niteliklerine ve boyutuna bağlı olarak, üretilcek olan ağ yapısında çeşitli tip ve sayıda elemanlar kullanılmaktadır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanılarak kuvvet dağılımı hassas olarak ölçülebilmektedir. Analiz sonucunun gerçeğe yakın olmasında ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun geometride ve büyüklükte olması ile düzgün sıralanması çok önemli rol oynamaktadır (Moaveni 2011).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulandığı araştırmalarda; bir ve iki boyutlu eleman tipleri ağ yapısını oluştururken, biyolojik gerçeği çok fazla basitleştirdiğinden dolayı nadiren kullanılmaktadır. Günümüzde çoğunlukla üç veya daha fazla boyutlu eleman tipleri kullanılmaktadır (şekil 2.6).

Elemanların sayı ve tiplerindeki bu değişimlerle ağ yapısını oluşturmaya hedeflenirken, gerilme ve gerininin gözlemlendiği düğüm noktalarının miktarında da belirgin artışlar olabilmektedir. Bu artışlar; daha büyük bilgisayar hafızaları, çözümleni gereken daha fazla sayıda denklem ve daha fazla çalışma zamanı demektir.

### **2.10.2.4. Materyal Özelliklerinin Programa Entegrasyonu**

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, biyolojik yapının elastik niteliklerine ait bilgileri geometrik modele yansıtabilme kabiliyeti ile çok önemli bir özellik göstermektedir.

Lineer analizlerde elemanların en değerli iki materyal niteliği, poisson oranı ve elastik modülüdür. Poisson oranı ve elastik modülü her materyal için kendine özgüdür ve araştırmalar neticesinde ulaşılmış verilerdir.

Lineer olmayan analizlerde, zamana bağlı deformasyon özelliği gösteren yapıların yani viskoelastiklerin, malzeme nitelikleri programa yüklenmektedir. Bu özellikler uygulanacak kuvvetler sonucunda ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını göstermektedir. Fakat bu materyallerin analizinde ortodonti ve diş hekimliğindeki materyallerin genelinde olduğu gibi lineer denklemler kullanılmaktadır.

#### **2.10.2.5. Sınır Koşullarının Tanımlanması**

Yükleme koşulları, materyal özellikleri ile tanımlanmış olan matematiksel modelin sınırlarındaki kuvvet destek noktaları gibi koşullar belirlenerek analiz programa yazılmaktadır. Kuvvetlerin model üzerindeki etkileri ancak dengeli bir model üzerinde hesaplanabilir, çünkü uzay boşluğunda bulunan üç boyutlu geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, biyolojik yapının elastik yapısından etkilenmeksizin harekete geçirecektir. Bu durum ise incelenmek istenen problem denkleminin sonsuz sayıdaki analitik cevabını çıkarır ve bunun için sınır koşullarının tanımlanması problemin tek bir çözümün olması için önemlidir. Sınır koşulları model yapının bir limit içerisinde kalmasından sorumludur.

#### **2.10.2.6. Kuvvet özelliklerinin tanımlanması ve denklemlerin çözülmesi**

Sınır koşulları belirlenerek hazır hale gelmiş sonlu elemanlar modeli üzerine, istenen bir bölgeden kuvvet uygulanarak dokularda oluşan stres ve gerilimler belirlenir. Uygulanan her kuvvetin vektörel bir yöne ve şiddete sahip olması, bütün bir model üzerindeki yapıda oluşan etkilerinin kesitsel veya noktasal olarak değerlendirilebilmesine olanak sağlar.

#### **2.10.2.7. Sonuçların Yorumlanması**

Modeldeki her bir düğüm ve eleman için kuvvetin uygulanmasından sonra, sistem oluşturulan denklemleri çözümler ve oluşan sayısal verilerle sonuçlar belli olur. İyi tanımlanmış bir yapıda binlerce denklem ve bunların sonucu ortaya çıktığı için çoğunlukla sistemin datalarını okumak amacıyla animasyonlar veya renk skalası gibi görüntüler elde edilmektedir. Renk haritalaması sayısal verilerle eşleştirilip yorumlandığında, kuvvetin oluşturduğu etkiler okunabilir bir hal almaktadır. Bazı

analiz sistemlerinde modele ait deplasman verileri bir çıktı olarak alınabilmekte ve denklemlerin çözümlerinin yorumlanmasında bu deplasman miktarları kullanılmaktadır özellikle bu yer değiştirme verileri dinamikte daha önem taşımaktadır.

### **2.10.3. Lineer ve Nonlinear Analizler**

Lineer analizler; gerilme-gerinim eğrisinde elastiklik sınırına kadar doğrusal bir ilişki gösteren homojen yapılar için uygun iken biyolojik sistemlerdeki daha karmaşık özellikler gösteren daha heterojen viskoelastik yapıdaki sistemlerin analizinde nonlinear analizlerin kullanımı daha uygundur.

Nonlinearlık 3 grup altında toplanabilir:

a- Materyal nonlinearlığı: Yapının dayanıklılığının farklı kuvvet seviyeleri ile değişebildiği manasına gelir ve zamana ve doğrultuya göre sıcaklık gibi çevre koşulları ve uygulama süresi gibi birçok faktör materyalin gerilme-gerinim ilişkisini değiştirebilir. İntraoral yumuşak dokular, periodontal dokular, suturalar ve eklem diski gibi yapılar bu şekilde modellenenmektedir (Wakabayashi ve ark. 2008).

b- Objeler arası ilişkilerin değişimine bağlı nonlinearlık: Ağız içinde dişler arası ve materyal-doku arası kontakt bölgelerinde gözlemlenebilmektedir. Değişen geometrik konfigürasyonlar materyalin nonlinear davranışlarda bulunmasına sebebiyet verebilmektedir (Cattaneo ve ark. 2005).

c- Geometrik nonlinearlık: Ark telleri gibi malzemelerde zamanla görülen deformasyonlarla karakterizedir (Wakabayashi ve ark. 2008).

Nonlinear analizler, lineer statik bir model ile çözümlenmesi güç olan viskoelastik yapıların modellenmesinde ve değerlendirilmesinde çok tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir.

### **2.11. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Kullanılarak Yapılan Çalışmalar**

Ortodontik verileri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi yöntemi sıklıkla literatürde kullanılmış olup bu konuda birçok farklı çalışmalar yapılmıştır.

Bu bağlamda ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligament, alveol kemiği ve çene yüz kemiklerinde meydana getirdiği ortodontik veya ortopedik etkilerinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır (Cattaneo ve ark. 2003; Geiger ve ark. 2003; Nakajima ve ark. 2007; Tanne ve ark. 1987; Holberg ve ark. 2008; Meštrović ve ark. 2003).

Ortodonti alanında bilgisayar destekli olarak stres analizlerinin yapıldığı ilk çalışma 1971 yılında Davidian'ın, üst santral dişlerin rotasyon merkezini belirlemek amacıyla yaptığı analiz olarak göze çarpmaktadır. Bu çalışmada santral dişlere uygulanan kuvvet sonrası periodontal dokularda meydana gelen cevap incelenmiş ve bu uygulanan kuvvet sonrası ilgili dişlerin rotasyon ve direnç merkezlerinde meydana gelen değişiklikler değerlendirilmiştir.

Ayrıca bu analiz yöntemi hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareylerde (Holberg ve Rudzki-Janson 2006; Lee ve ark. 2009; Provatidis ve ark. 2008) ve günümüzde popüler olarak kullanılan ankraj amaçlı kullanılan minividalı sistemlerin (Gracco ve ark. 2009; Wakabayashi ve ark. 2008) etrafında oluşan gerilmelerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmıştır.

Yoshikawa ve ark. (1981) tarafından yapılan bir çalışmada ise ortodontik paslanmaz çelik ark tellerinin elastikiyet modüllerini karşılaştırmalarını sonlu elemanlar metodu ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışma sonuçlarına göre paslanmaz çelik tellerin elastikiyet modülünü  $175 \times 10^3 \text{ MN/mm}^2$  olarak hesaplamışlar ve bunun üzerine sonlu elemanlar analizi yöntemi ile materyallerin davranışları üzerine farklı bir bakış açısı sunmuşlardır.

Rubin ve ark. (1983) heterojen bir materyal yapısına sahip ve simetrik olmayan geometrideki alt sağ büyük azı dişinin üç boyutlu modelini hazırlamış ve bu dişlerin oklüzal kuvvetler karşısındaki stres dağılımlarını değerlendirmişlerdir.

Miyakawa ve ark. (1985) ise, ortodontik olarak uygulanan kuvvetlerin etkilerinin sonlu elemanlar methodu ile değerlendirilmesindeki önemli prensipleri belirlemişler ve bu analiz yönteminin benzer methodlara özellikle de fotoelastik gerilme analizi yöntemine göre daha sistematik ve kantitatif olması nedeni ile bazı üstünlükleri olduğunu saptamışlardır.

Tanne ve ark. (1989) alt birinci premolar dişi üç boyutlu olarak modellemişler ve bu dişe belirli bir noktadan kuvvet ve kuvvet çifti uygulayıp diş kökü, çevre kemik ve periodontal ligamentde oluşan gerilmeleri analiz etmişlerdir. Aynı araştırmacılar diğer bir çalışmaları kraniofasiyal komplekse distal yönde ortopedik kuvvet uygulamışlar ve bunun insan kuru kafatasında meydana getirdiği rotasyonel değişimleri sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre daha önce gerinim ölçer, fotoelastik yöntem ve holografik interferometri methodlarına göre yapılan gerilme analizleriyle sonuçlar aynı doğrultuda olsada ortodontik kuvvetin istenilen noktadan istenilen yönde ve şiddette uygulanabilmesini sonlu elemanlar yönteminin üstünlüğü olarak bildirmişlerdir (Tanne ve ark. 1988).

Tanne ve ark. (1998) yaptıkları bir başka çalışmada ise ortodontik kuvvetlerin dişlerde, periodontal dokularda ve alveol kemiğinde oluşturdukları biyomekaniksel etkilerin, aktif büyüme gelişim dönemindeki ve erişkin dönemdeki bireylere ait farklı yanıtları ilk kez sonlu elemanlar analizi methodu ile raporlamışlardır.

Rudolph ve ark. (2001) ortodontik kuvvetler neticesinde oluşabilecek kök rezorbsiyonlarının in vivo olarak incelenmesi mümkün olmadığı için bu gibi problemlerde sonlu elemanlar analizinin kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Bu bağlamda TME üzerinde oluşabilecek gerilme ve stres dağılım modellerinin in vivo olarak sonlu elemanlar analizinin ile değerlendirilmesi gerektiğini bildiren birçok araştırmacı vardır (DeVocht ve ark. 1996; Nagahara ve ark. 1999; Tanaka ve ark. 2001; Gupta ve ark. 2009).

Tanne ve Matsubara (1993), maksillaya yönelik uygulanan protraksiyon veya retraksiyon amaçlı ortopedik kuvvetlerin sirkummaksiller yapıdaki doku ve suturalardaki etkilerini ilk kez sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirmişlerdir.

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1. Modelleme İçin Kullanılan Araçlar ve Yöntem**

Bu çalışmada iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan yüz maskesi apareyinin sonlu elemanlar analizi ile sirkümmaksiller bölgede meydana getirdiği değişimlerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Farklı uygulama noktalarından ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetlerin çene ve yüz bölgesine etkilerinin nasıl olacağı yapılan analizler ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamız Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesin de ve Tinus Mühendislik Sağlık Hizmetleri Araştırma Geliştirme Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye) iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

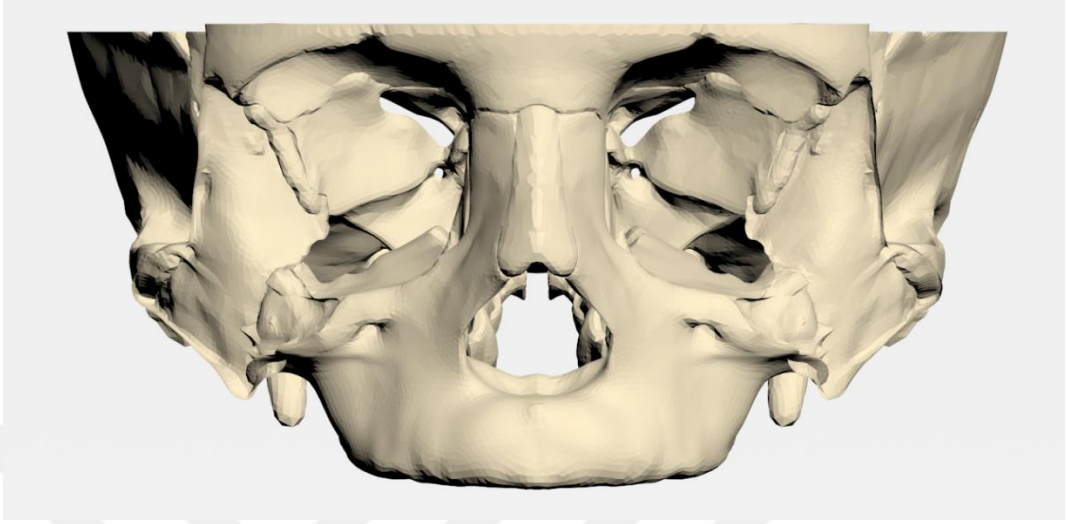
Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP bilgisayarlarda gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

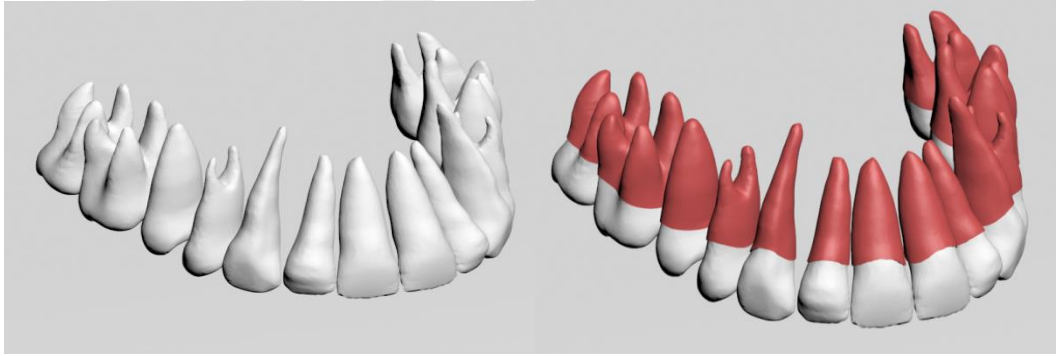
#### **3.2. Kranial ve Dental Yapıların Modellenmesi**

Çalışmada kullanılan maksiler kemik modelinin oluşturulması için, büyüme ve gelişimi devam eden bir bireyin (15 yaş- erkek) daha önceden medikal amaçlar için çekilmiş tomografi verileri kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri, DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüş ve model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

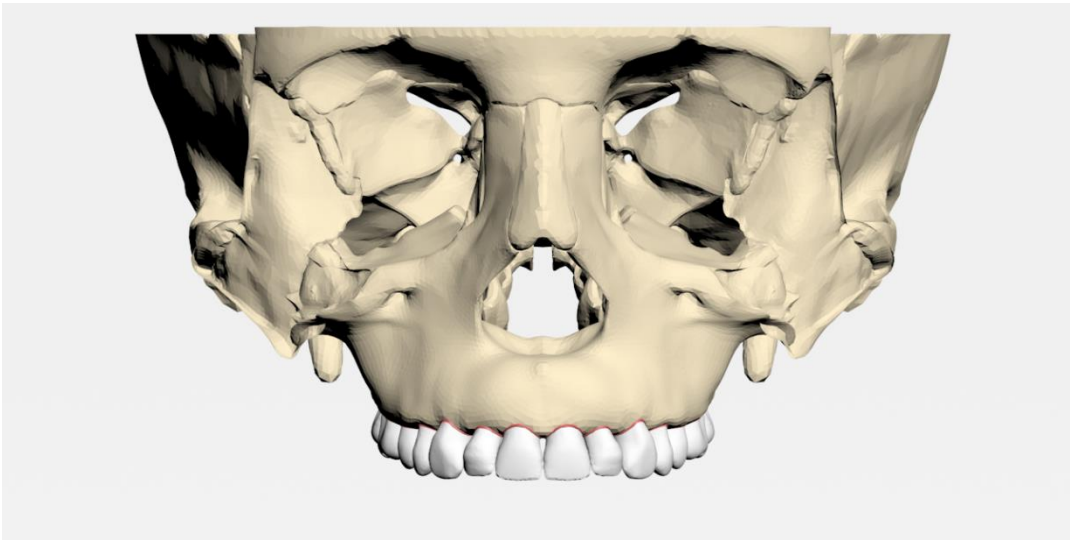
Elde edilen üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun kraniyofasyal kemikler ve diş geometrileri modellenmiştir. Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak uygun kalınlıkta periodontal ligamentler modellenmiştir.



Şekil 3.1. Modellerde kullanılan kraniyal kemiklere ait görüntü



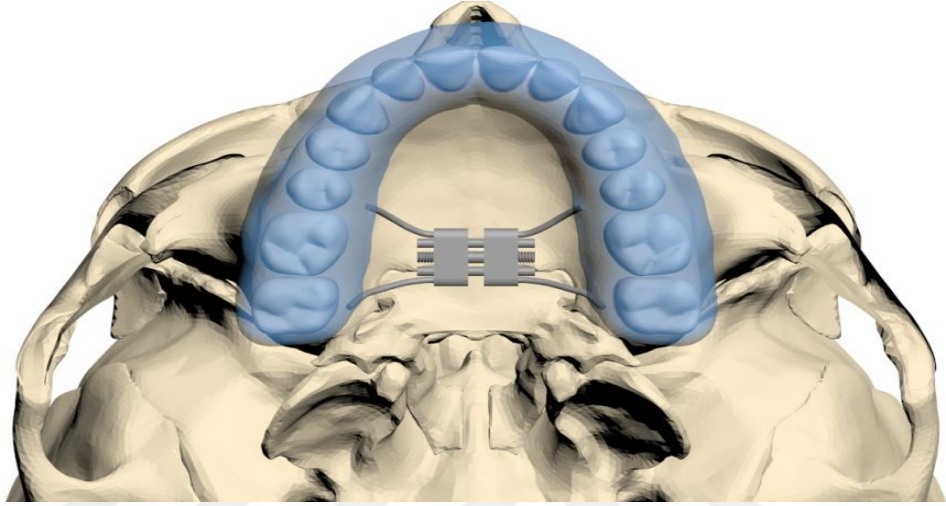
Şekil 3.2. Modellerde kullanılan dişler ve periodontal dokulara ait görüntü



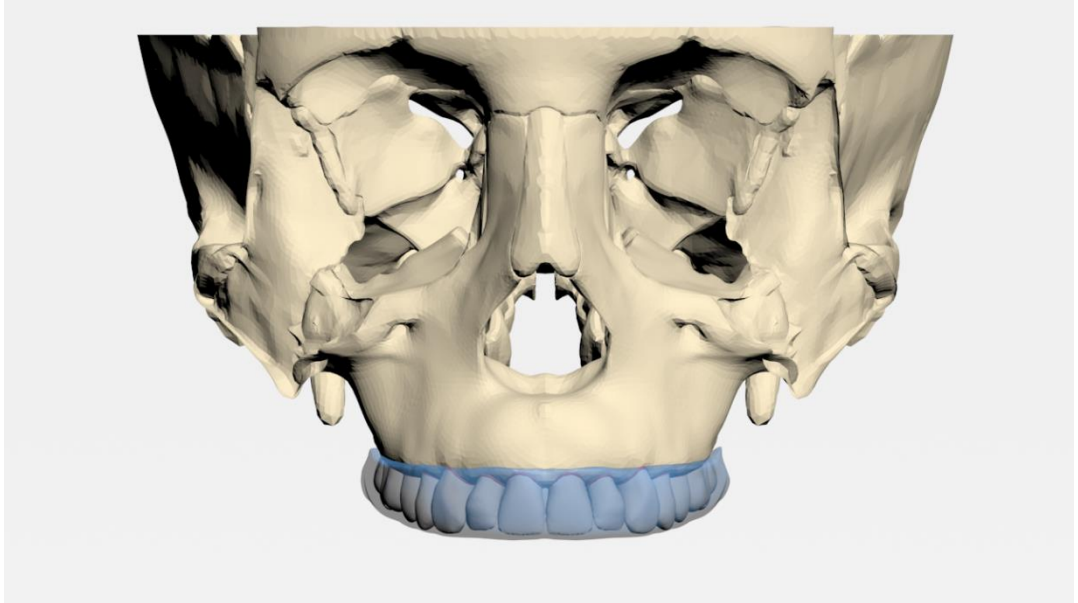
Şekil 3.3. Modellerde kullanılan dental ve kemiklere ait görüntü

### 3.3. Aparentlerin ve Ortodontik Ataçmanların Modellenmesi

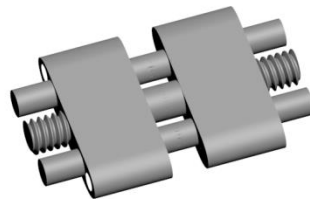
Çalışmada kullanılan akrilik plak, rapid palatal ekspansiyon (RPE) aparatının ekspansiyon vidası ve power armları ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.4. Modellenen RPE aparatına ait alttan görüntü



Şekil 3.5. Modellenen RPE aparatına ait önden bir görüntü



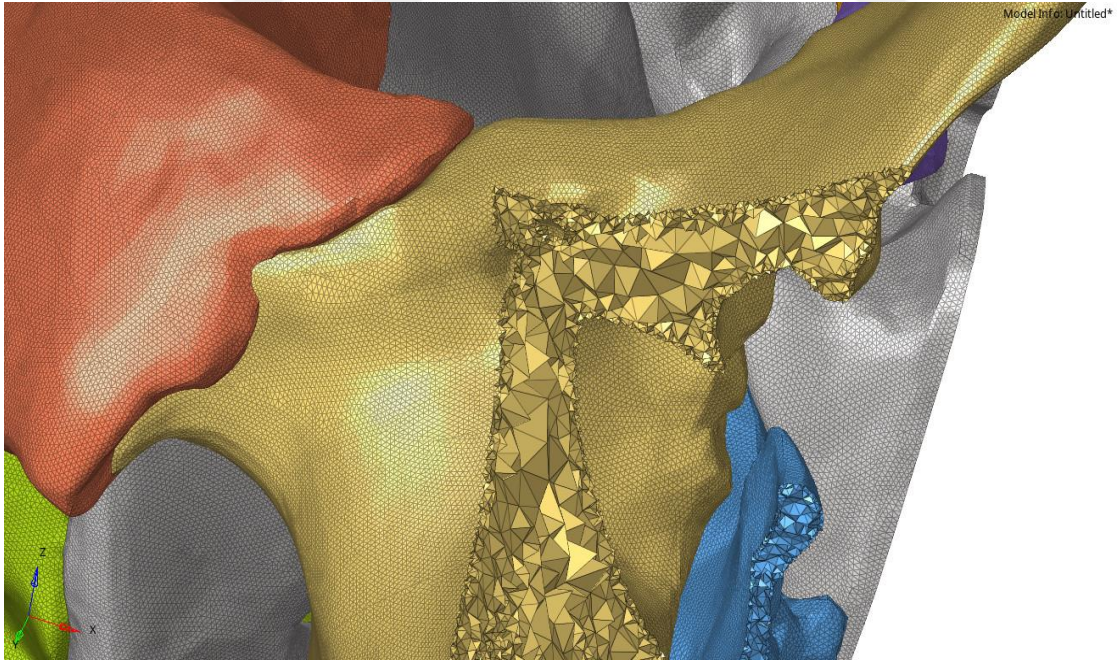
**Şekil 3.6.** Modellenen RPE apareyinin ekspansiyon vidasına ait görüntü

Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.

### 3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Plak-dış-periodontal ligament (pdl)-kemik ve RPE apareyi-plak temas bölgeleri FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.



**Şekil 3.7.** Matematiksel Modellemeye ait Görüntü

### 3.5. Modelde Kullanılan Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı adı verilen her yapıya özgün doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal ve görsel olarak tanımlanmıştır.

Oluşturulan 3 farklı analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları bilgileri tablo 3.1' de paylaşılmıştır.

**Tablo 3.1.** Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları

	<i>Anterior Hooklu 1. Model</i>	<i>Posterior Hooklu 2. Model</i>	<i>Anterior ve Posterior Hooklu 3. Model</i>
<i>Düğüm Sayısı</i>	1700732	1700488	1703523
<i>Eleman Sayısı</i>	7013977	7014851	7022752

**Tablo 3.2.** Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları

<i>Malzeme</i>	<i>Elastik Modül [MPa]</i>	<i>Poisson Oranı</i>
<i>Kortikal Kemik</i>	12000	0.3
<i>Spongioz Kemik</i>	1500	0.3
<i>Diş</i>	22000	0.3
<i>RPE Aparenti ve Power Arm</i>	110000	0.3
<i>Plak (PMMA)</i>	3000	0.35
<i>PDL</i>	68	0.45

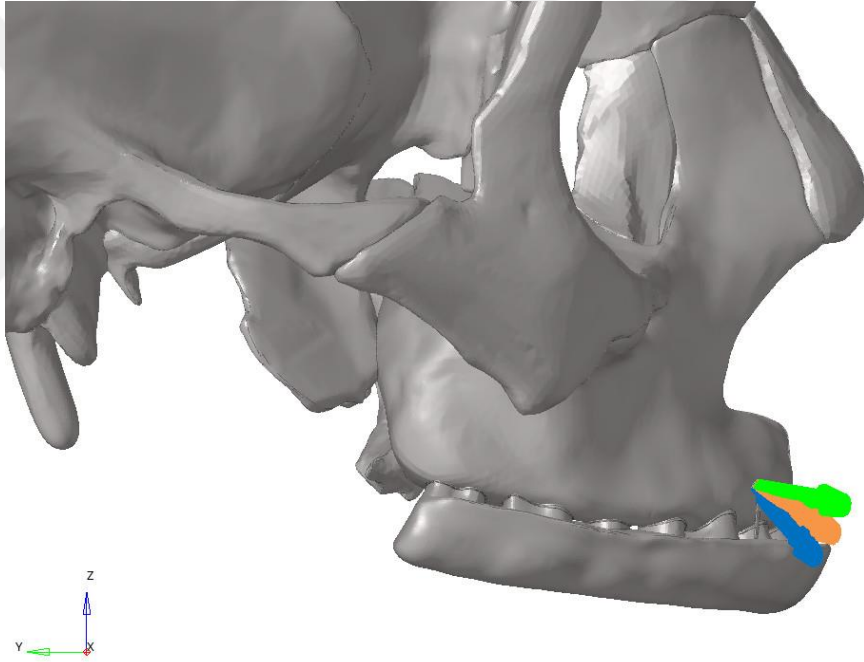
### 3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Oluşturulan 3 farklı analiz modeli için 3 farklı yükleme koşulunda toplamda 9 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir. Sadece iki adet kancası olan kanin ve lateral dişler üzerinden ve de üst birinci daimi molar diş bölgesinden kuvvet verilecek şekilde tasarlanan 1. ve 2. modellerde kancalara çift taraflı olarak, her kanca için 500 gf kuvvet olmak üzere toplamda 1000 gf yükleme yapılmıştır, her iki bölgeden kuvvet verilen dört kancalı 3. modelde, çift taraflı olarak, her kanca için 250 gf kuvvet olmak üzere toplamda 1000 gf yükleme yapılmıştır (Şekil 3.12). Bütün model gruplarında kuvvetler oklüzal düzleme paralel, oklüzal düzlemle 20° ve 40° açılı olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.9) ve (Şekil 3.10).

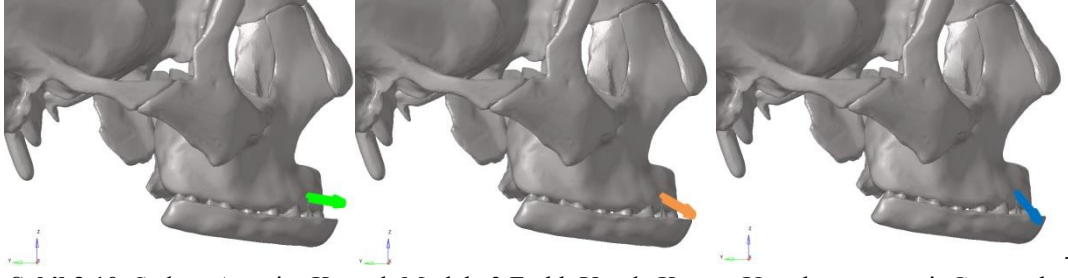
Modeller kafatasının üst bölgesinde ve arkasında bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; X eksenini normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 3.8).



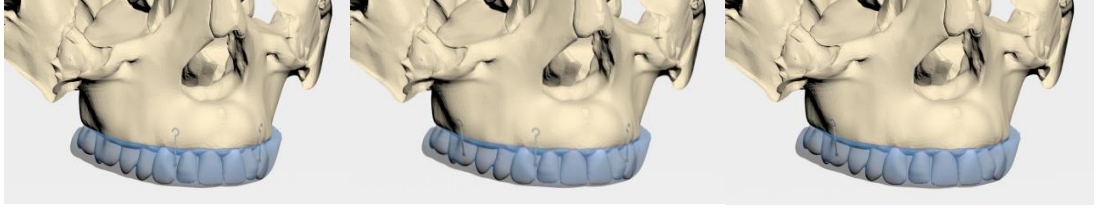
Şekil 3.8. Kranial yapıların sınır koşullarının belirlenmesine ait bir görüntü



Şekil 3.9. Sadece anterior kancalı modele uygulanan kuvvetleri gösteren bir görüntü



**Şekil 3.10.** Sadece Anterior Kancalı Modele 3 Farklı Yönde Kuvvet Uygulanmasına ait Görüntüler



**Şekil 3.11.** Kuvvet uygulama yerlerine göre ayrılan 3 farklı grup ait model görüntüleri

## 4. BULGULAR

Maksiller protraksiyon amacıyla kullanılan yüz maskesi ile maksiller kemiğe ve dentisyona RPE apereyinin kancaları üzerinden farklı yönlerde ve noktalardan uygulanan kuvvetlerin maksillofasiyal yapılar üzerindeki etkilerinin incelemesi için sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmamızda elde edilen bulgular aşağıda verilmiştir.

### 4.1. Anteriordan Protaksiyon Kuvveti Uygulanan Modele ait Bulgular

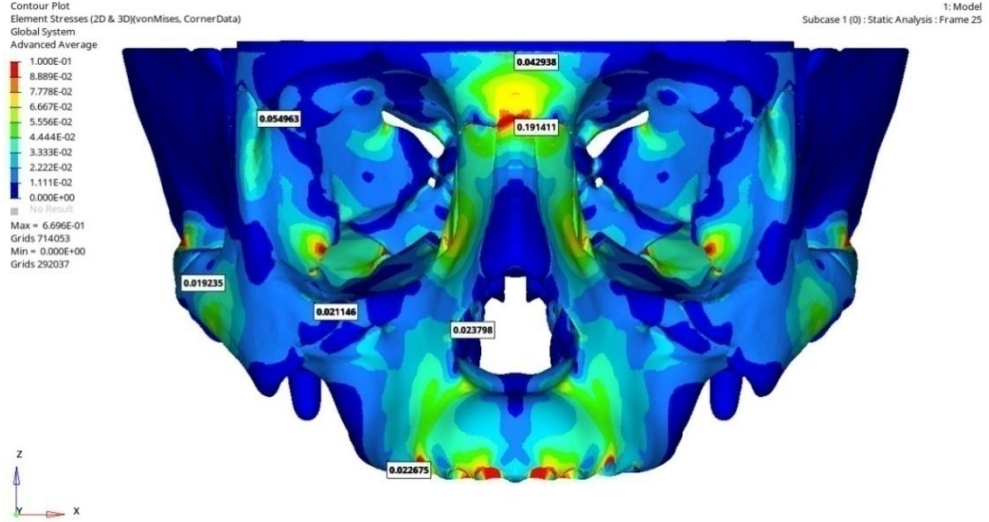
Anterior bölgeden kanin ve lateral dişler arasındaki kancadan kuvvet uygulanması sonucu ile meydana gelen değişiklikler Von Mises gerilmeleri olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1** Anterior Bölgeden Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Değerleri

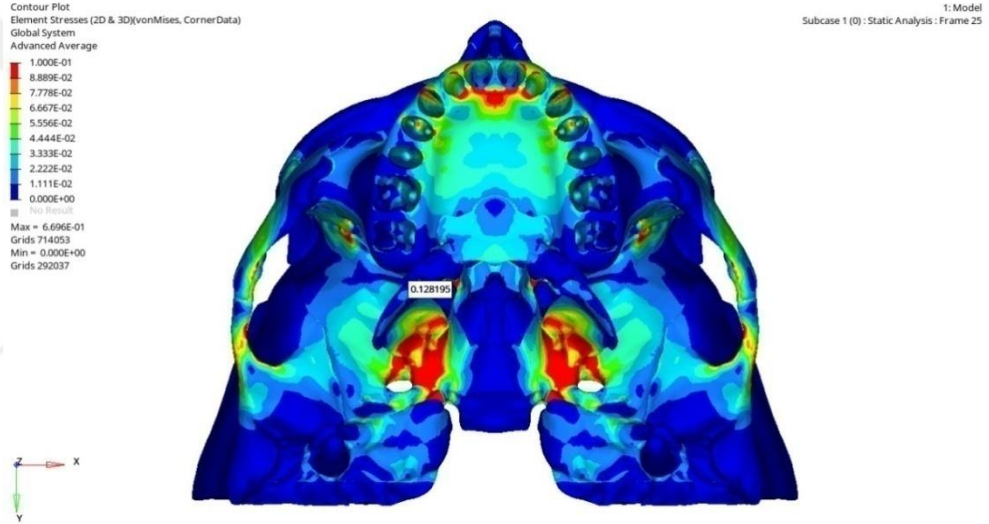
Von Mises Değerleri (MPa)	Uygulanan Kuvvetin Oklüzal Düzlem ile Eğimi		
	0°	20°	40°
Maksiller Alveolar Kemik	0,022	0,017	0,013
Frontomaksiller Sütür	0,101	0,093	0,017
Frontonasal Sütür	0,191	0,115	0,026
Zygomatikomaksiller Sütür	0,021	0,025	0,027
Zygomaticotemporal Sütür	0,019	0,015	0,009
Zygomatikofrontal Sütür	0,054	0,054	0,082
Zygomatik Butress	0,098	0,095	0,052
Pterygomaksiller Sütür	0,128	0,080	0,022
Apertura Priformis	0,023	0,016	0,054

#### 4.1.1. Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

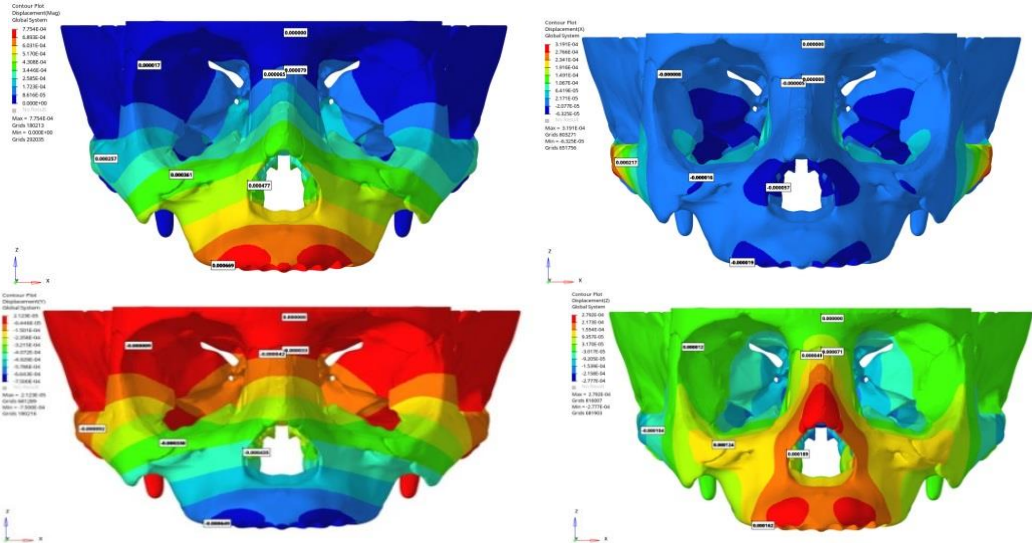
Anterior bölgeden oklüzal düzleme paralel olarak kuvvet uygulanması sonucu, en fazla Von Mises gerilmesi 0.191 MPa ile frontonasal sütura etrafında meydana gelmiştir. Pterygomaksiller sütür, zygomatik butress ile zygomatikofrontal sütura etrafı bölgeler diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olmuşlardır. Bununla beraber uygulanan kuvvet nazomaksiller komplekste dağılarak superio-posterior alanlara doğru gidildikçe azalma olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.1-4.2).



**Şekil 4.1.** Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



**Şekil 4.2.** Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



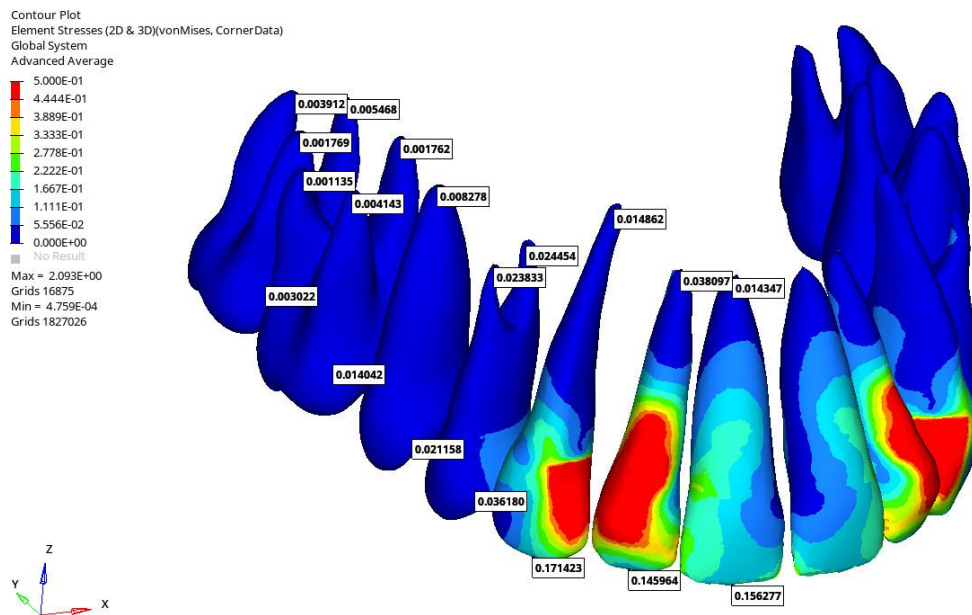
**Şekil 4.3.** Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Anterior bölgeden oklüzal düzleme paralel olarak kuvvet uygulanan modelin yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla yer değiştirme maksiller dişleri çevreleyen alveoler kemik ve çevresi yapılarında izlenmiş, transvers yönde lateral doğrultuda, en fazla maksiller dişleri çevreleyen alveoler kemikte ve zygomatik butressın dış kısımlarında görülürken, medial doğrultuda yer değiştirme ise en çok apertura nasalisi çevreleyen kemiğin orta kısımlarında izlenmiştir. Dikey yönde ise, anterior bölgede superior doğrultuda en fazla yer değiştirme premaksiller bölge ile nasal kemikte izlenmiş, posterior doğrultuda ise tüber bölgesi, sphenoid kemik ile oksipital kemiğin basal kısmı aşağı doğru yer değiştirmiştir (Şekil 4.3).

Bulgular, maksiller alveolar alanda ve pterygomaksiller sütura çevresinde gerilim tipi kuvvetlerin oluştuğunu, apertura piriformisin yanal duvarlarında ise baskı şeklinde kuvvetlerin oluştuğunu göstermektedir.

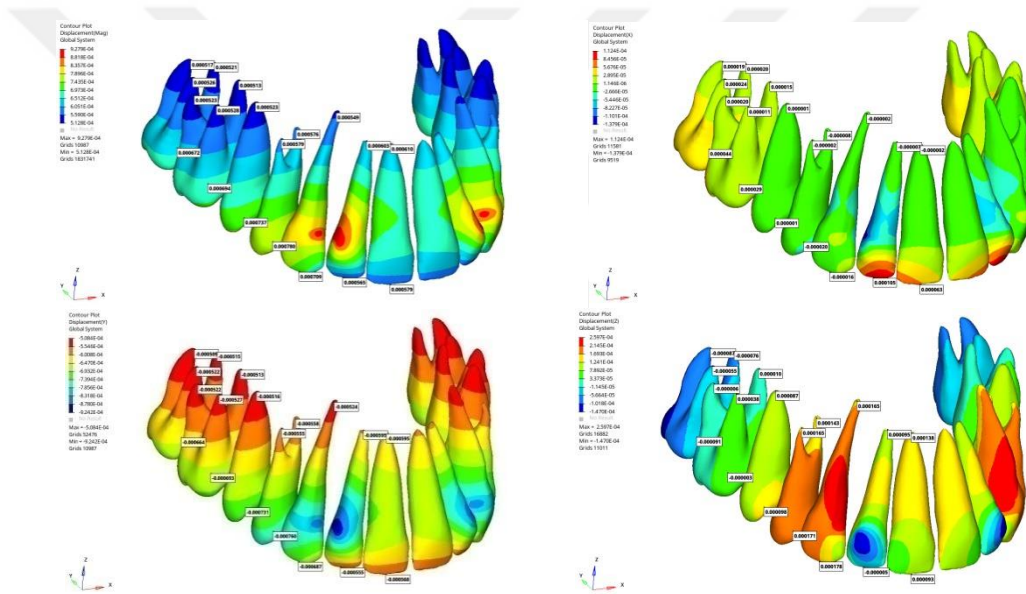
#### 4.1.2. Oklüzal Düzleme Parellel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Maksiller dentisyonda, Von Mises gerilmeleri kancaya komşu lateral ve kanin dişlerde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anterio-posterior doğrultuda posterior dişlere doğru gidildikçe, Von Misses gerilmelerinde azalma izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle maksiller kanin ve lateral dişlerin orta üçlü ve koronal bölgelerinde belirginleşmiştir. Koronal seviyede ise en fazla santral, lateral ve kanin dişlerin insizal kenarlarında gözlenmiştir.



Şekil 4.4. Anteriodan Oklüzal Düzleme Parellel Olarak Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü

Yer değiştirme verilerini değerlendirdiğimizde ise, total olarak en fazla yer değiştirme gösteren dişler maksiller kanin, lateral ve santral dişler olup posteriora doğru gidildikçe yer değiştirme değerleri azalmakta ve molar dişler en az yer değiştirme gösteren dişler olarak gözlenmiştir. Transvers yönde, en fazla yer değiştirme sırasıyla maksiller lateral dişin kesici kenarı ile santral dişin kesici kenarıdır ve bu dişlerde kronal mesiale tipping izlenmiştir. Sagittal yönde, en fazla yer değiştirme maksiller kanin ve lateral dişlerin kancalara yakın marjinal kenarları ile birinci premolar dişlerin bukkal tüberkül tepelerinde bulunmuştur. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirme maksiller kanin ve premolar dişlerde, inferior bölgede ise birinci ve ikinci molar dişler ile lateral dişlerin koronal bölgelerinde izlenmiştir (şekil 4.5).

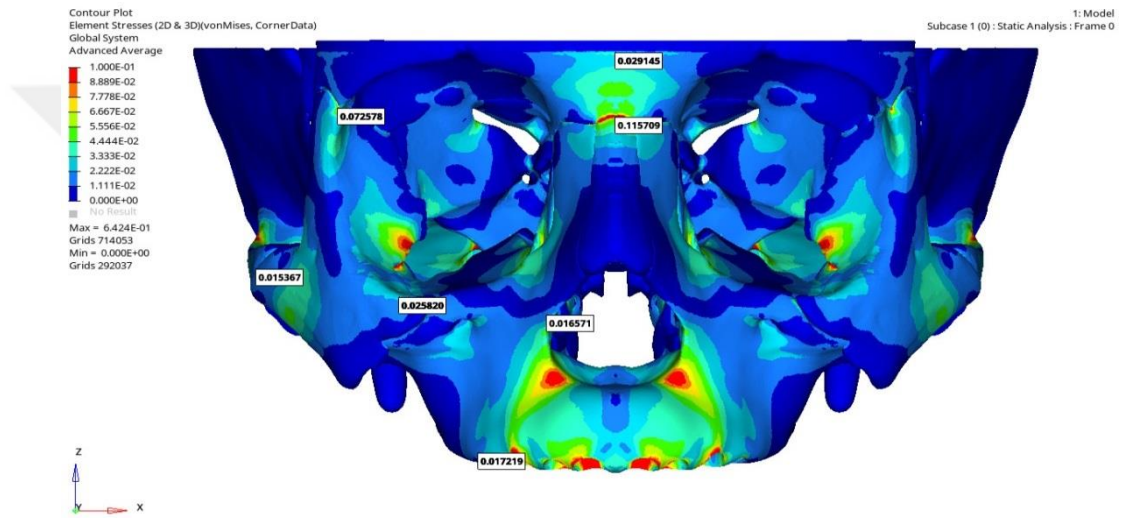


**şekil 4.5.** Anteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Olarak Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

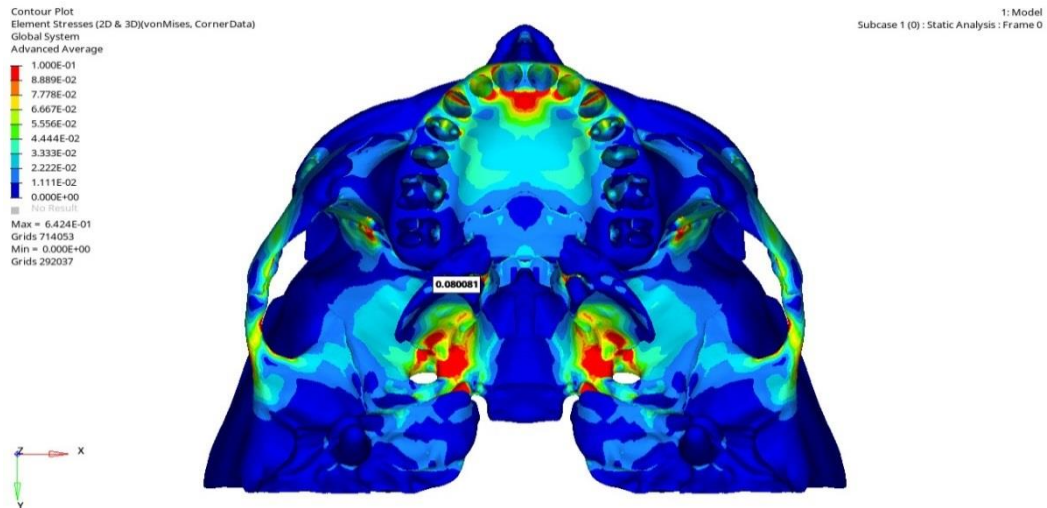
Yer değiştirme bulguları incelendiğinde, maksiller dentisyonun total olarak meziale doğru hareket ettiği, dikey yönde saat yönünün tersi rotasyon total olarak dentisyon genelinde gözlenirken, molar bölgede ekstrüzyonlar grlmştir. Transvers yönde ise lateral ve santral dişlerde koronal olarak mesiale devrilme görülürken, posterior molar bölgede ise molar dişlerde palatinal devrilme hareketi meydana gelmiştir.

#### 4.1.3. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Açı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

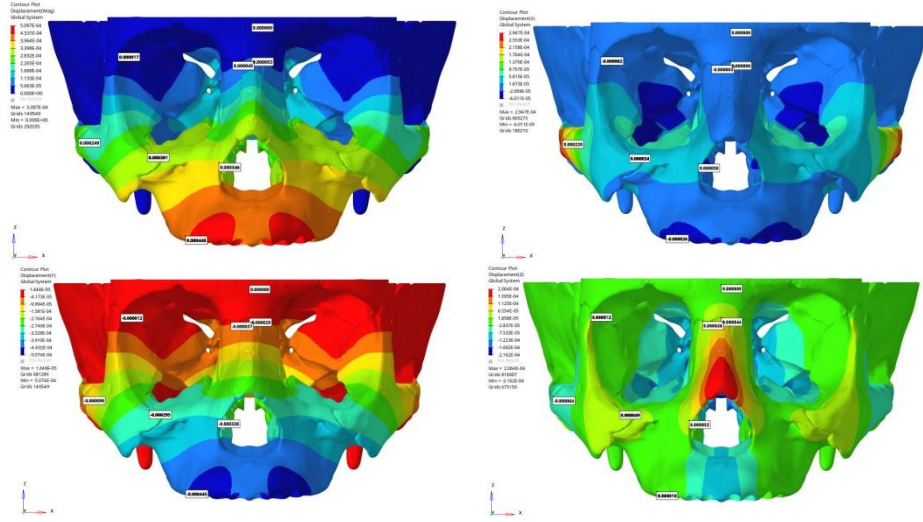
Anterior bölgeden oklüzal düzleme 20°'lik aşağıya doğru olarak kuvvet uygulanması ile en fazla Von Mises gerilmesi 0.115 MPa ile frontonasal sütura etrafında meydana gelmiştir. Pterygomaksiller suture, zygotik butress ile zygotikofrontal suture etrafı bölgelerde diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olurken, zygotikofrontal ve zygotikomaksiller suturelarda ise izlenen gerilmelerde artma izlenmiştir (Şekil 4.6- 4.7).



Şekil 4.6. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.7. Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



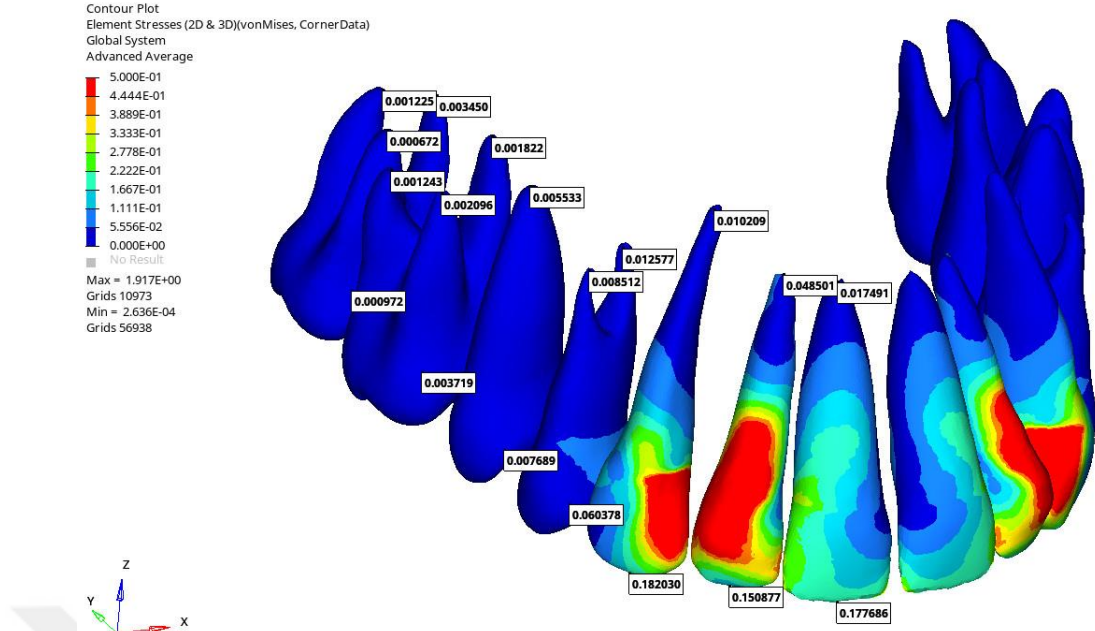
**Şekil 4.8.** Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Anterior kuvvet noktasından, oklüzal düzlemde aşağı yönde 20°'lik kuvvet uygulanan modelin yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla yer değiştirme maksiller dişleri çevreleyen alveoler kemik ve çevre yapılarında izlenmiştir, transvers yönde lateral doğrultuda en fazla maksiller dişleri çevreleyen alveoler kemikte ve zygomatik butressin dış kısımlarında görülürken, medial doğrultuda yer değiştirmenin apertura nazalisten daha aşağıda ki bölgelere kaydığı izlenmiştir. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirme nasal kemik etrafındaki bölgelerde yukarı doğrultuda, posterior alanda aşağı yönlü hareket daha çok pterygomaksiller suturalar, spheno-okspital bölge ile sınırlı kalmıştır (Şekil 4.8).

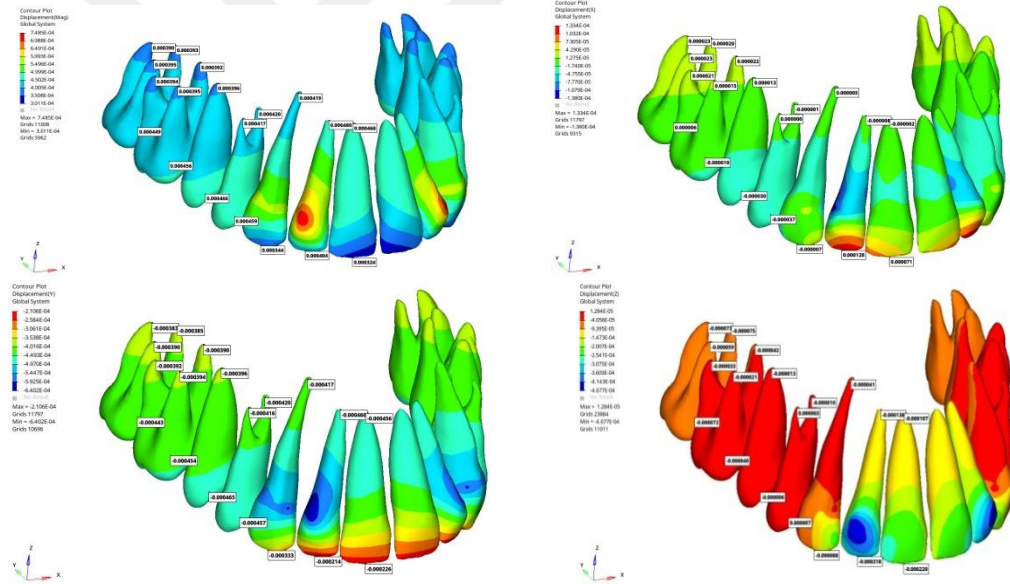
Bulgular; maksilla total olarak protrakte olurken paralel yakın hareket sergilemiş ve de maksilla genelinde izlenen anterior rotasyon hareketi belirgin miktarda azalmıştır, yukarı yönlü yer değiştirme hareketleri daha çok nasal kemik etrafında sınırlı olarak kalmıştır.

#### **4.1.4. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler**

Maksiller dentisyonda, Von Mises gerilmeleri yine kancaya komşu lateral ve kanin dişlerde daha fazla yoğunlaşmıştır. Anteriordan posterior dişlere doğru gidildikçe Von Mises gerilmelerinde azalma izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle maksiller kanin ve lateral dişlerin orta üçlü ve koronal bölgelerinde belirginleşmiştir. Kesici dişlerdeki gerilmelerin posterior bölgedeki dişlere doğru gidildikçe azaldığı izlenmiştir (Şekil 4.9).



**Şekil 4.9.** Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü

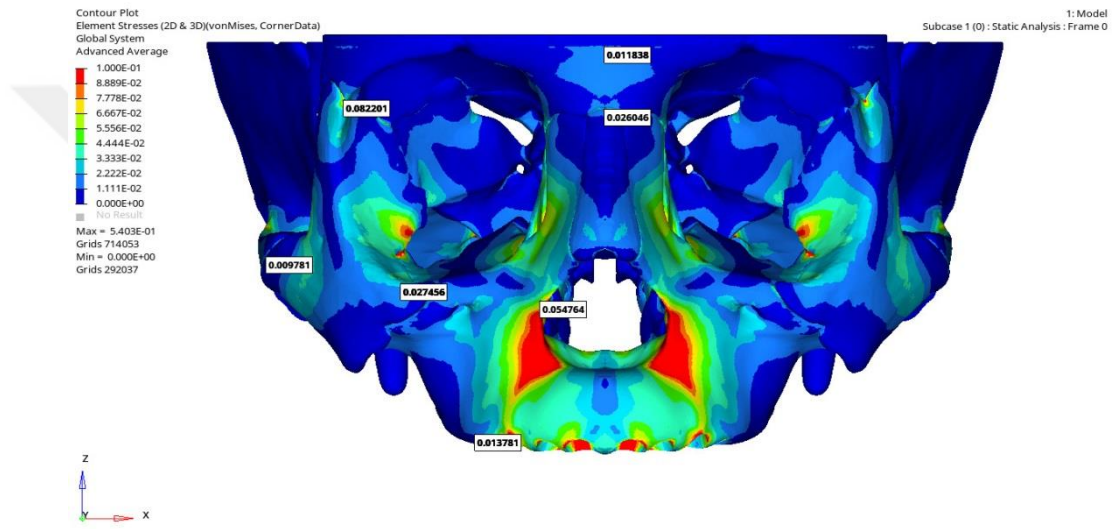


**Şekil 4.10.** Anteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

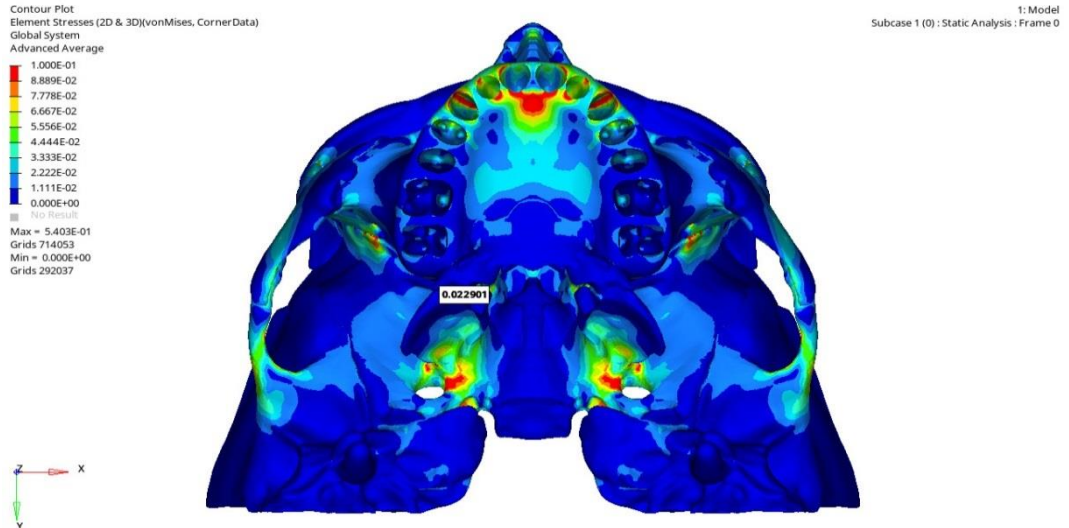
Yer değiştirme bulguları incelendiğinde, maksiller dentisyonun total olarak meziale doğru hareketiyle birlikte kesicilerde pozitif kronal tork hareketi, dikey yönde saat yönünde rotasyonel hareket bütün dentisyonunda gözlenmiştir. Transvers yönde ise lateral ve santral dişlerdeki kronal meziale devrilme göze çarpmaktadır (Şekil 4.10).

#### 4.1.5. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

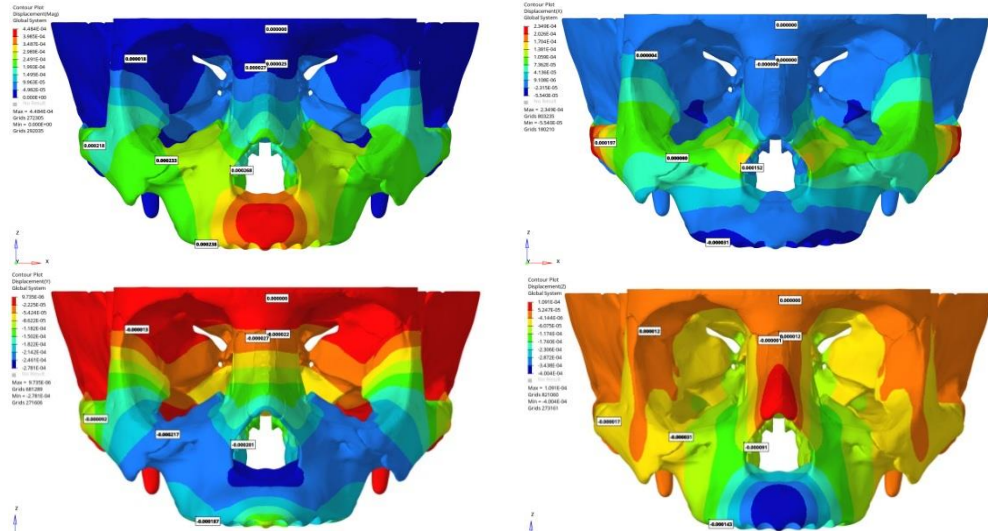
Anterior bölgeden kuvvet uygulanan modelde kuvvetin oklüzal düzlemde aşağıya doğru 40°'lik açı ile yönlendirilmesi sonucu en fazla Von Mises gerilmesi 0.082 MPa ile zygomatikofrontal sutureta etrafında meydana gelmiştir. Apertura piriformis ve zygomatik butress etrafı bölgelerde diğer yine en fazla Von Mises gerilmesini gösteren diğer alanlar olmuşlardır. Diğer modellerdeki pterygomaksiller suturada gözlenen gerilmelerde belirgin azalma izlenmiştir (Şekil 4.11- 4.12).



Şekil 4.11. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.12. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



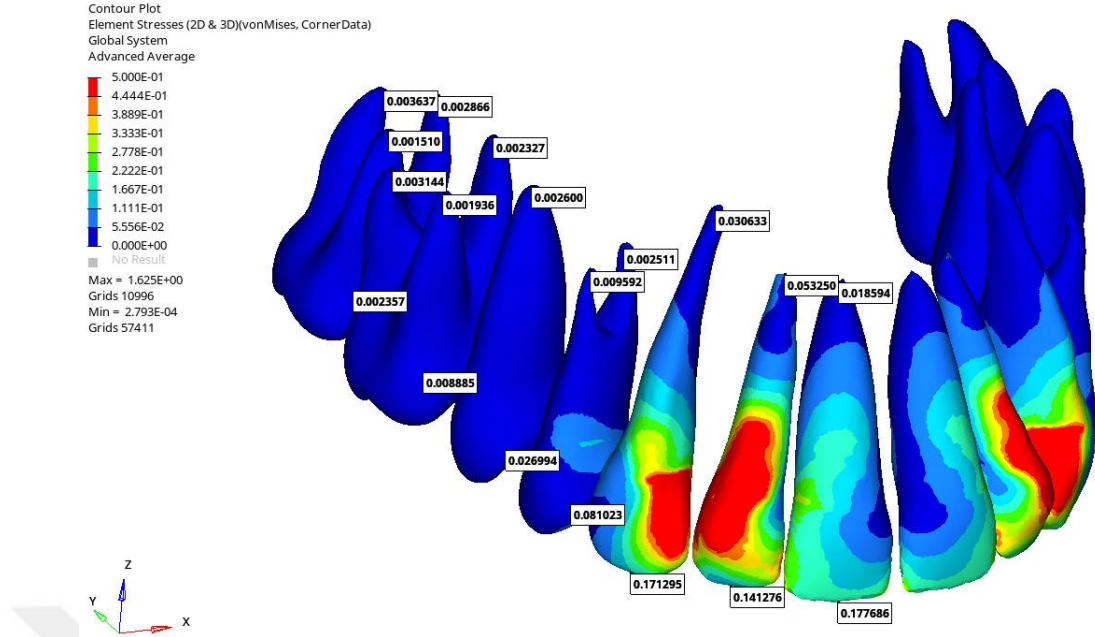
**Şekil 4.13.** Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Anterior bölgeden oklüzal düzlemde aşağı yönde 40°'lik açı ile kuvvet uygulanan modelin yer değiştirme değerleri incelendiğinde, sagittal yönde en fazla yer değiştirme maksillanın burun tabanı ve nazal boşluğun etrafını çevreleyen kemik yapıda izlenmiştir. Alveolar kemiğin üzerinde maksillar direnç bölgesine daha yakın bir noktadan hareketle total maksillar rotasyon hareketi azalmıştır, transvers yönde en fazla hareket maksiller dişleri çevreleyen alveoler kemik, zygomatik kemik ve butressin dış kısımlarında görülmüştür. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirme nasal kemik ve nasal kartilaj etrafındaki bölgede iken, posterior bölgede aşağı yönlü hareket daha çok premaksiller bölgede gözlenmiş ve maksillanın saat yönündeki rotasyonu izlenmiştir (Şekil 4.13).

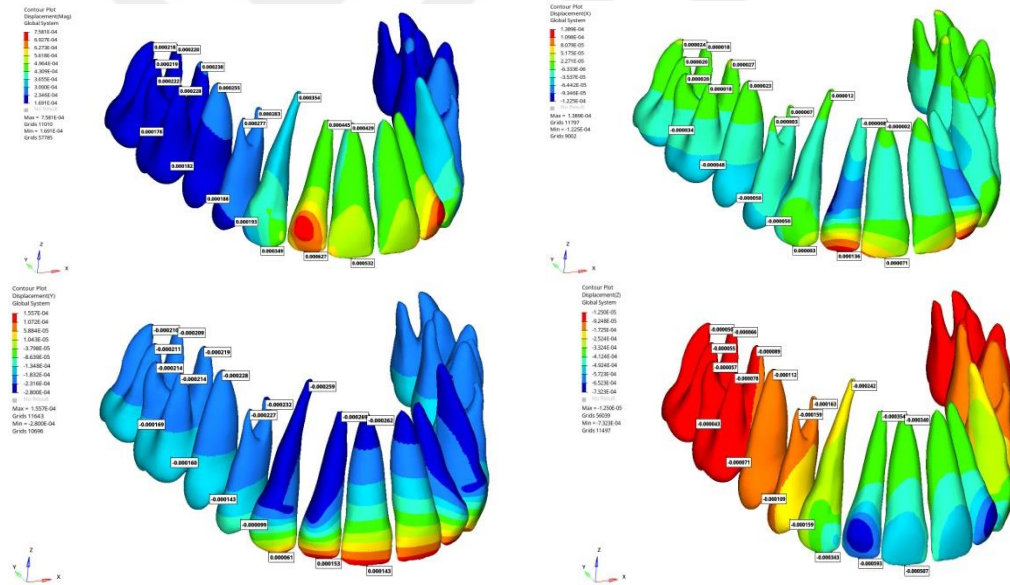
Bulgular, daha çok premaksiller alanda gerilim şeklinde kuvvetlerin oluştuğunu, nazal açıklığın lateral duvarlarında ve nasal kemik etrafında ise baskı şeklinde kuvvetlerin ortaya çıktığını gösterirken, maksillanın saat yönünde rotasyon hareketi yaptığı izlenmiştir.

#### **4.1.6. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler**

Maksiller dentisyonda, Von Mises gerilmeleri daha çok kuvvet koluna komşu lateral ve kanin dişlerde yoğunlaşmıştır. Anteriordan posterior dişlere doğru gidildikçe Von Mises gerilmelerinde azalma izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle maksiller kanin ve lateral dişlerin ilk ve orta üçlü alanlarında belirginleşmiştir. Kesici dişlerdeki gerilmelerin, posterior bölgedeki dişlere doğru gidildikçe azaldığı izlenmiştir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü



Şekil 4.15. Anteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

Bulgular incelendiğinde, maksiller dentisyonda kesici dişlerin meziale doğru hareketi baskınken ve en fazla mezial hareketi santral ve lateral dişler göstermiştir. Maksiller dentisyonda dikey yönde özellikle anterior kesiciler ekstrüze olmuş ve transvers yönde ise özellikle molar bölgedeki dişlerde köklerin palatinal yönde tippingi izlenmiştir (Şekil 4.15).

## 4.2. Posteriordan Protaksiyon Kuvveti Uygulanan Modele ait Bulgular

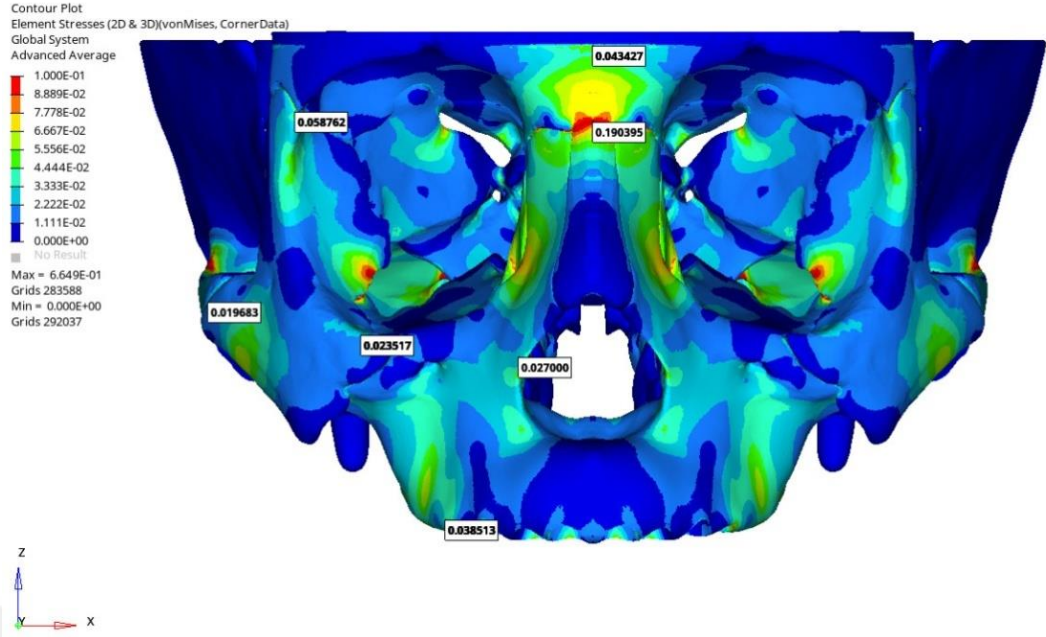
Posterior bölgeden daimi birinci molar dişler hizasındaki kancadan kuvvet uygulanması sonucu ile meydana gelen değişiklikler; Von Mises gerilmeleri olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Posteriordan Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Değerleri

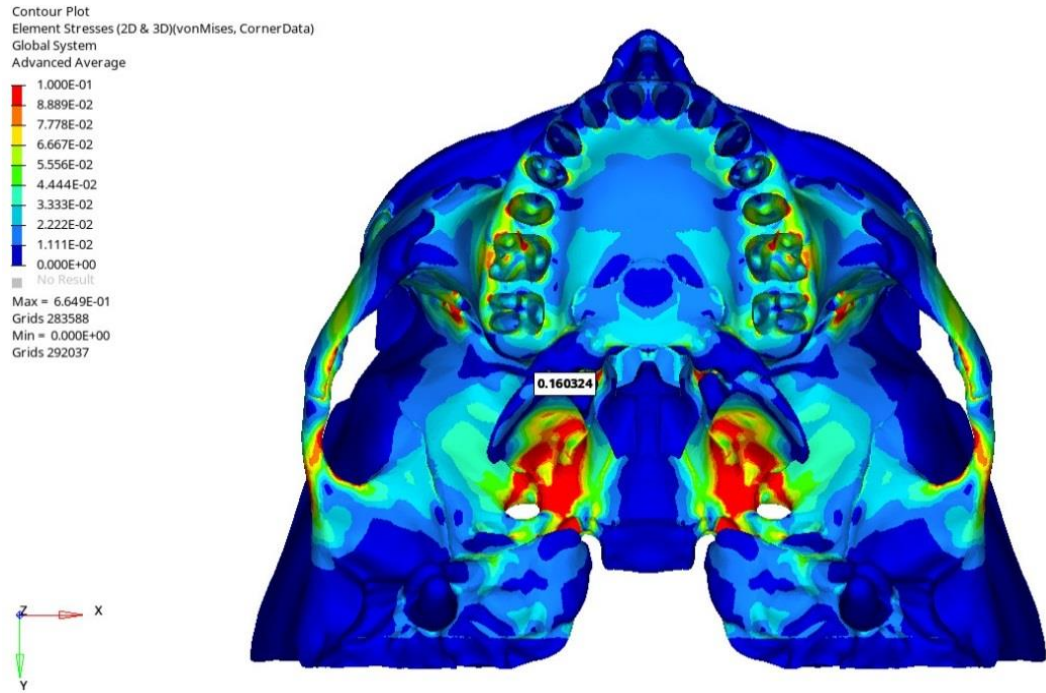
Von Mises Değerleri (MPa)	Uygulanan Kuvvetin Oklüzal Düzlem ile Eğimi		
	0°	20°	40°
Maksiller Alveolar Kemik	0,038	0,037	0,031
Frontomaksiller Sütür	0,098	0,073	0,041
Frontonasal Sütür	0,190	0,133	0,060
Zygomaticomaksiller Sütür	0,023	0,016	0,007
Zygomaticotemporal Sütür	0,019	0,016	0,011
Zygomatikofrontal Sütür	0,058	0,063	0,061
Zygomatik Butress	0,115	0,097	0,068
Pterygomaksiller Sütür	0,160	0,151	0,124
Apertura Priformis	0,027	0,012	0,031

### 4.2.1 Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

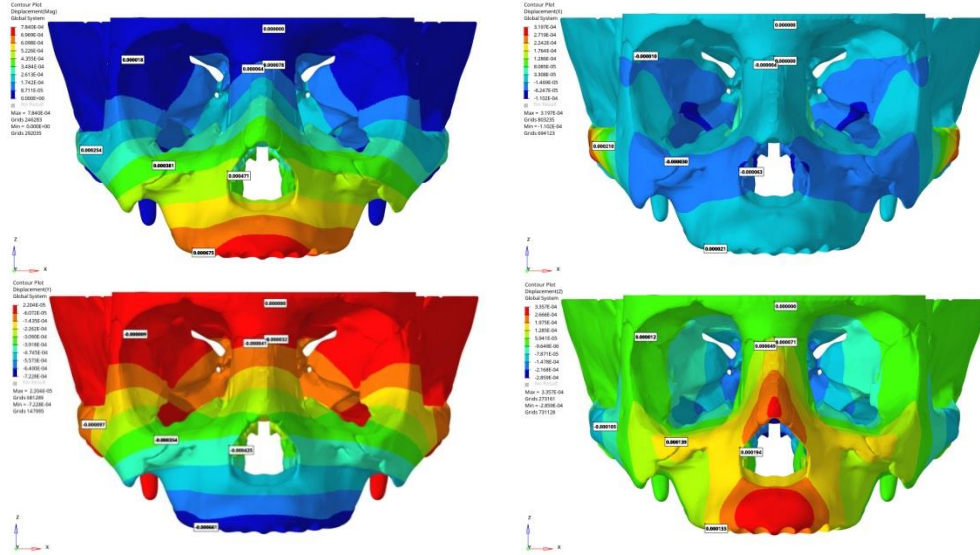
Posterior bölgeden oklüzal düzleme paralel olarak kuvvet uygulanan modelde en fazla Von Mises gerilmesi 0.190 MPa ile frontonazal sütura etrafında meydana gelmiştir. Pterygomaksiller sütür ve zygomatik butress ile zygomatikofrontal sütura etrafı bölgelerde diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olmuşlardır. Bununla beraber uygulanan kuvvet nazomaksiller komplekste dağılarak superio-posterior bölgelere doğru gidildikçe azaldığı gözlenmiştir (Şekil 4.16-4.17).



Şekil 4.16. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.17. Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



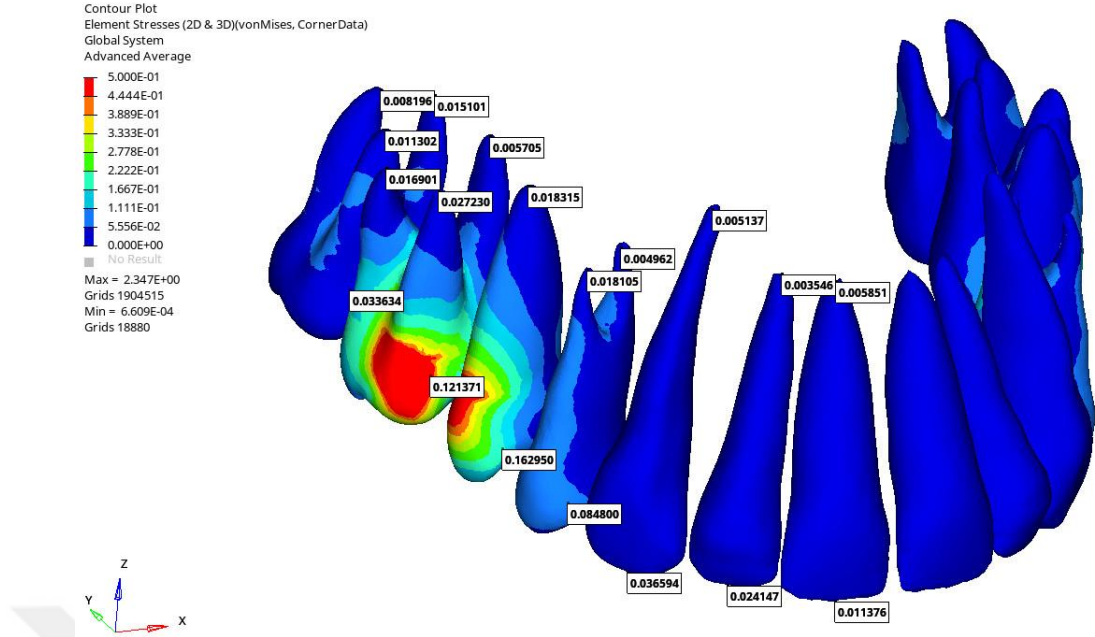
**Şekil 4.18.** Posteriordan Oklüzal Düzleme Parellel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Posterior bölgeden oklüzal düzleme paralel olarak kuvvet uygulanan modeldeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla premaksillar bölgede ve maksiller alveolar kemik yapıda hareket izlenmiş, transvers yönde en fazla zygomatik butress etrafında medial hareketler görülürken ve pterygomaksiller bölgede lateral hareketler izlenmiştir. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirme nazal kemik ve kartilaj etrafın ile premaksillar bölgede iken, posterior bölgede aşağı yönlü hareket daha çok pterygomaksiller sutura etrafında izlenmiş ve maksillanın total olarak saat yönünün tersi yöndeki rotasyonu gözlenmiştir (Şekil 4.18).

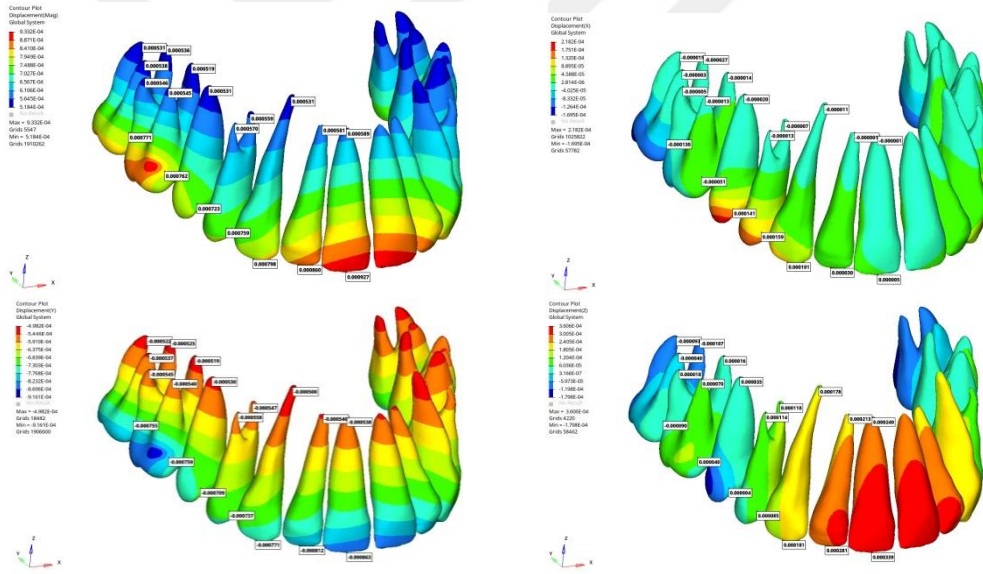
Bulgular, daha çok nasal ve premaksiller alanda baskı şeklinde kuvvetlerin oluştuğunu, pterygomaksiller alanda ise gerilim şeklinde kuvvetlerin ortaya çıktığını göstermekte, maksillanın ileriye hareket ederken saat yönünün tersine anterior rotasyona uğradığını göstermektedir.

#### 4.2.2. Oklüzal Düzleme Parellel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Maksiller dentisyonda, Von Mises gerilmeleri daha çok kancaya komşu birinci molar ve ikinci premolar dişlerde baskı şeklinde yoğunlaşmıştır. Posteriordan anterior dişlere doğru gidildikçe Von Mises gerilmelerinde azalma izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle maksiller ikinci premolar ve birinci molar dişlerin ekvator hattına yakın koronal bölgelerinde belirginleşmiş ve apikal alanlara doğru azalarak dağılmıştır (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Posteriordan Oklüzal Düzleme Parel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü

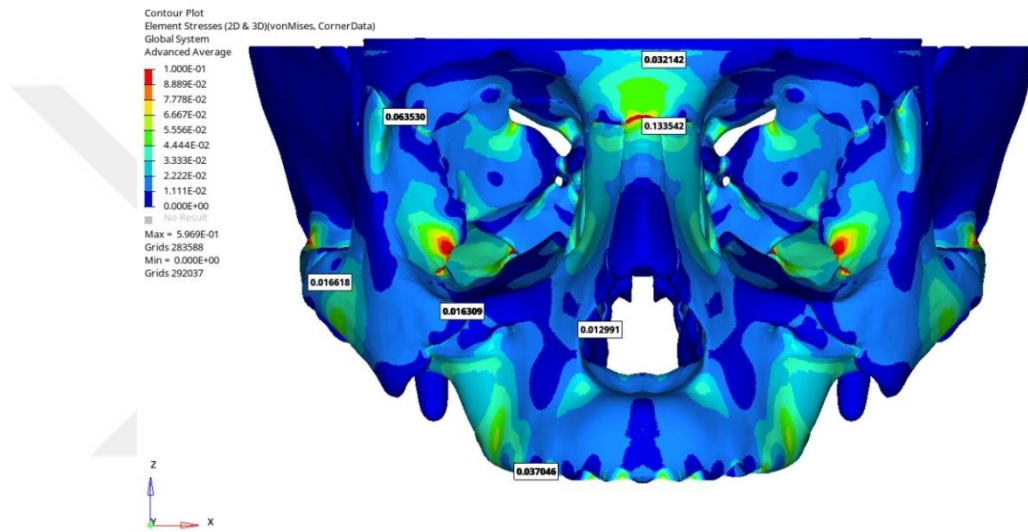


Şekil 4.20. Posteriordan Oklüzal Düzleme Parel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değişirme Değerlerinin Görüntüsü

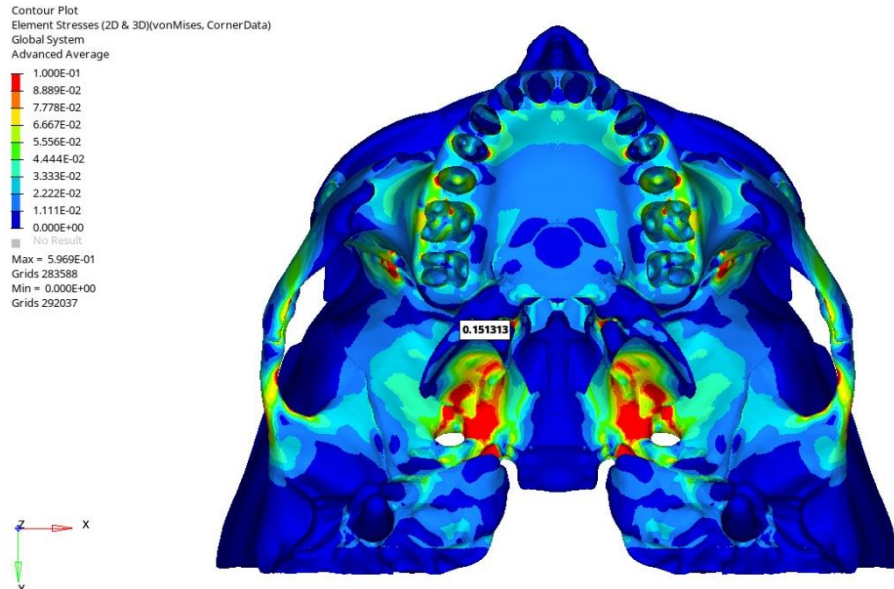
Yer değiştirme bulguları incelendiğinde, maksiller dentisyon sagittal olarak meziale doğru hareket etmiştir ve en fazla mezial hareketi birinci molar tüberkül tepeleri, santral ve lateral dişlerin kesici noktaları göstermiştir. Dikey yönde maksiller dentisyon özellikle anterior bölgede intrüze olurken, posterior bölgede molar dişlerde ekstrüzyonlar görülmüştür. Transvers yönde ise, özellikle posterior molar bölgedeki dişlerde koronlar bukkale doğru devrilirken, premolar bölgede koronal palatina devrilme hareketi izlenmiştir (Şekil 4.20).

### 4.2.3. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

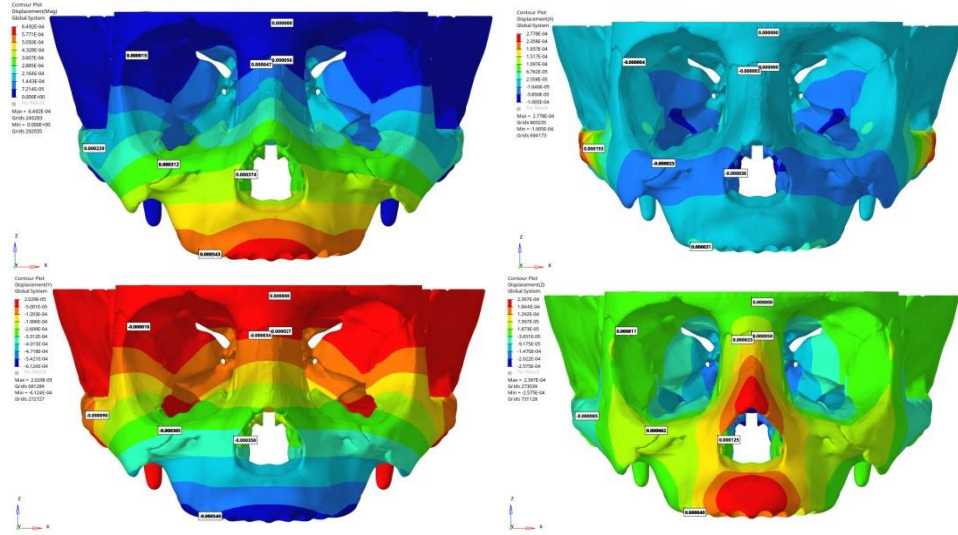
Posterior bölgeden oklüzal düzlemden aşağıya doğru 20°'lik açı ile kuvvet uygulanması sonucu, en fazla Von Mises gerilmesi 0.151 MPa ile pterygomaksiller sutureda ölçülmüştür. Frontomaksiller suture ve zygomatik butress etrafı bölgeler diğer en fazla Von Mises gerilmesinin oluştuğu alanlar olmuşlardır. Bununla beraber uygulanan kuvvet nazomaksiller komplekste dağılarak superio-anterior bölgelere doğru gidildikçe azalmıştır (Şekil 4.21-4.22).



Şekil 4.21. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.22. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



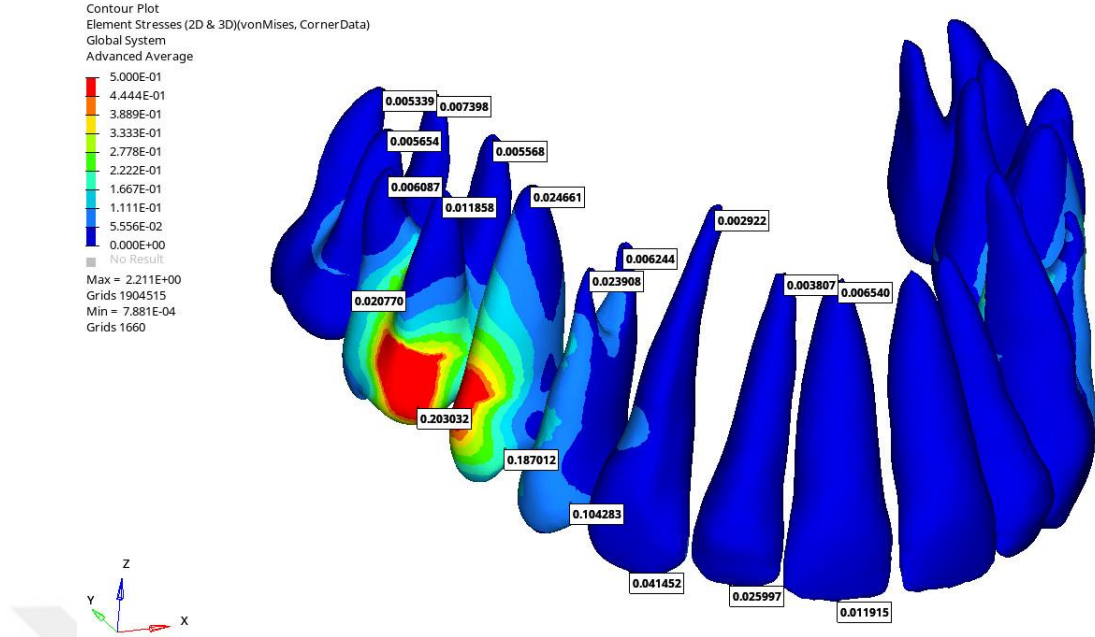
**Şekil 4.23.** Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüsü

Posterior bölgeden oklüzal düzlemden aşağıya doğru 20°'lik açı ile kuvvet uygulanan modelin yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla premaksillar bölge ve maksiller alveolar kemik yapıda hareket izlenmiş, transvers yönde ise en fazla zygomatik butresslar etrafında mediale doğru hareketler varken pterygomaksiller bölgede ve nasal boşluğun yanıl duvarlarında laterale hareketler izlenmiştir. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirmeler nazal kemik etrafında ve de premaksillar bölgede iken, posterior bölgede aşağı yönlü hareketler görülmüştür. Bu aşağı yönlü hareketler pterygomaksiller sutura ve maksiller tüberlerde yoğunlaşmış olup ve maksillanın saat yönünün tersine rotasyonu gözlenmiştir (Şekil 4.23).

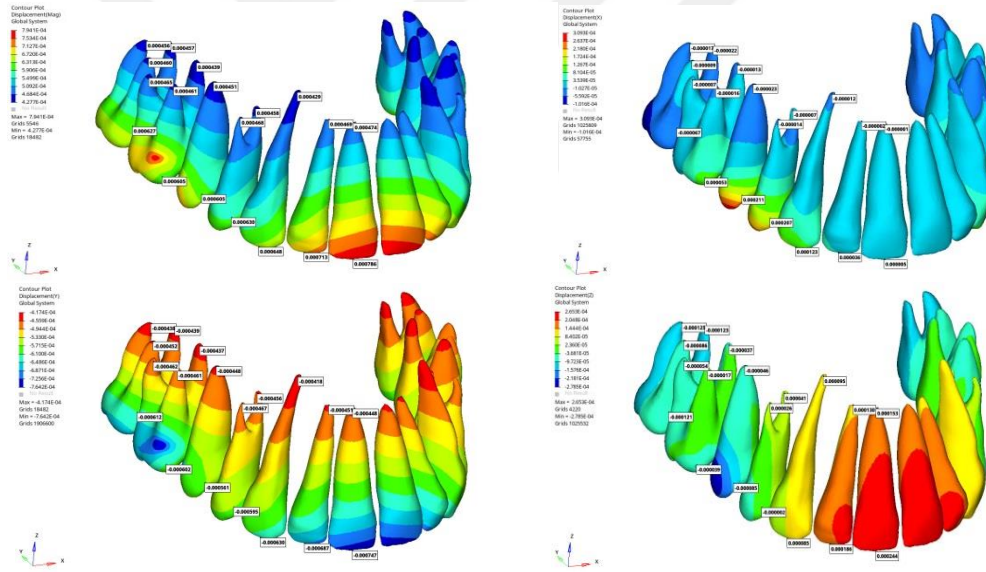
Bulgular, maksiller kemiğin protrakte olurken saat yönünün tersine anterior rotasyona uğradığını göstermektedir.

#### 4.2.4. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Maksiller dişlerde, Von Mises gerilmelerinin daha çok kancaya komşu birinci molar ve ikinci premolar dişlerde yoğunlaştığı izlenmiştir. Posteriordan anterior dişlere doğru gidildikçe Von Mises gerilmelerinde azalma izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle maksiller ikinci premolar ve birinci molar dişlerin ekvator hattına yakın koronal bölgelerinde belirginleşmiş ve apikal alanlara doğru azalarak dağılmıştır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü

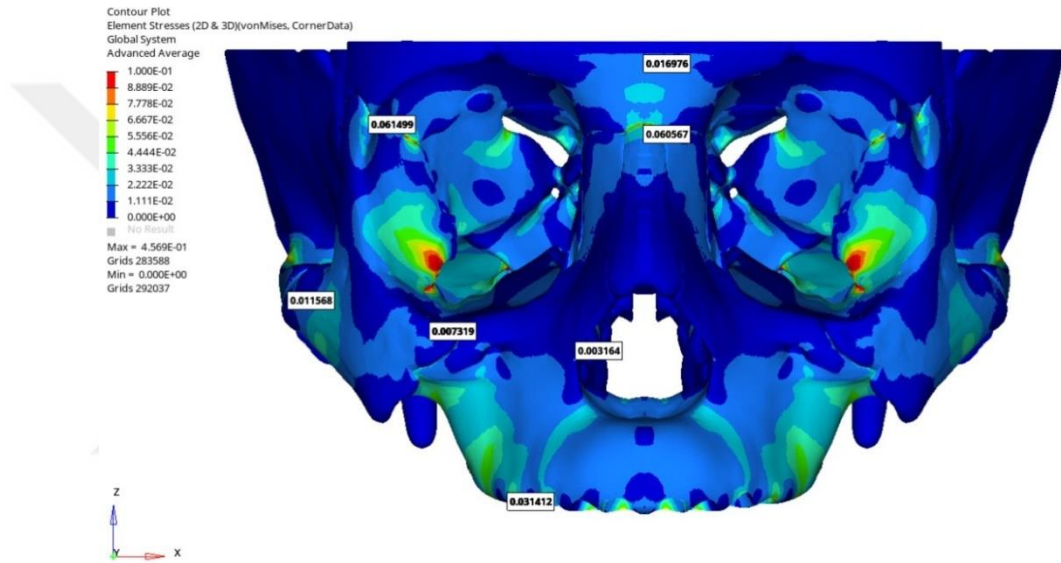


Şekil 4.25. Posteriordan Aşağı Yönde 20°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüsü

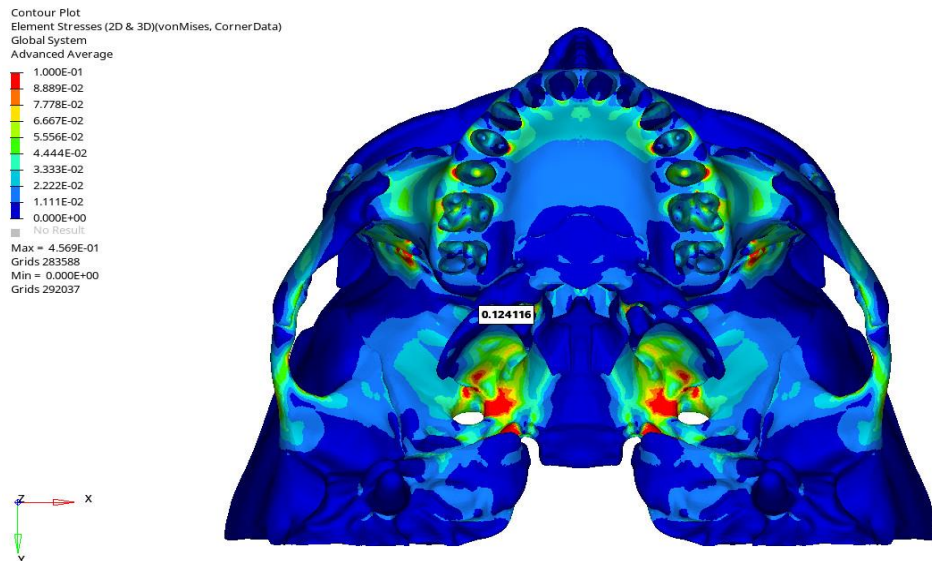
Yer değiştirme bulguları incelendiğinde; maksiller dentisyon sagittal yönde total olarak meziale doğru hareket etmiştir ve en fazla mezial hareketi birinci molar tüberkül tepeleri, santral ve lateral dişler göstermiştir. Maksiller dentisyon dikey yönde özellikle anterior bölgede intrüze olmuşken, posterior bölgede molar bölgede ekstrüzyonlar görülmüştür. Transvers yönde ise özellikle posterior molar bölgedeki dişler koronal bukkale devrilme hareketi yaparken, premolar bölgede koronal palatinala devrilme hareketi izlenmiştir (Şekil 4.25).

#### 4.2.5. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

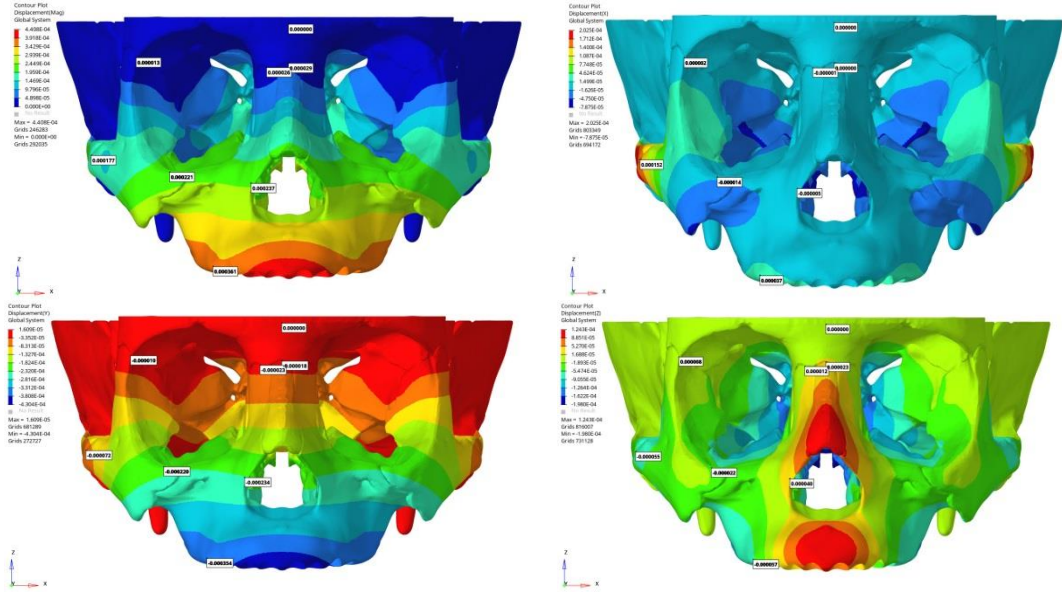
Posterior bölgeden oklüzal düzleme 40°'lik açı ile kuvvet uygulanması ile modelde en fazla Von Mises gerilmesi 0.124 MPa ile pterygomaksiller sutureta etrafında meydana gelmiştir. Zygomatikomaksiller sutureta ve zygomatik butress etrafı bölgeler diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olmuşturlardır. Bununla beraber Von Mises değeri zygomatik kemik etrafından dağılarak maksiller anterior alanlara doğru gidildikçe azalma göstermiştir (Şekil 4.26 - 4.27).



Şekil 4.26. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.27. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



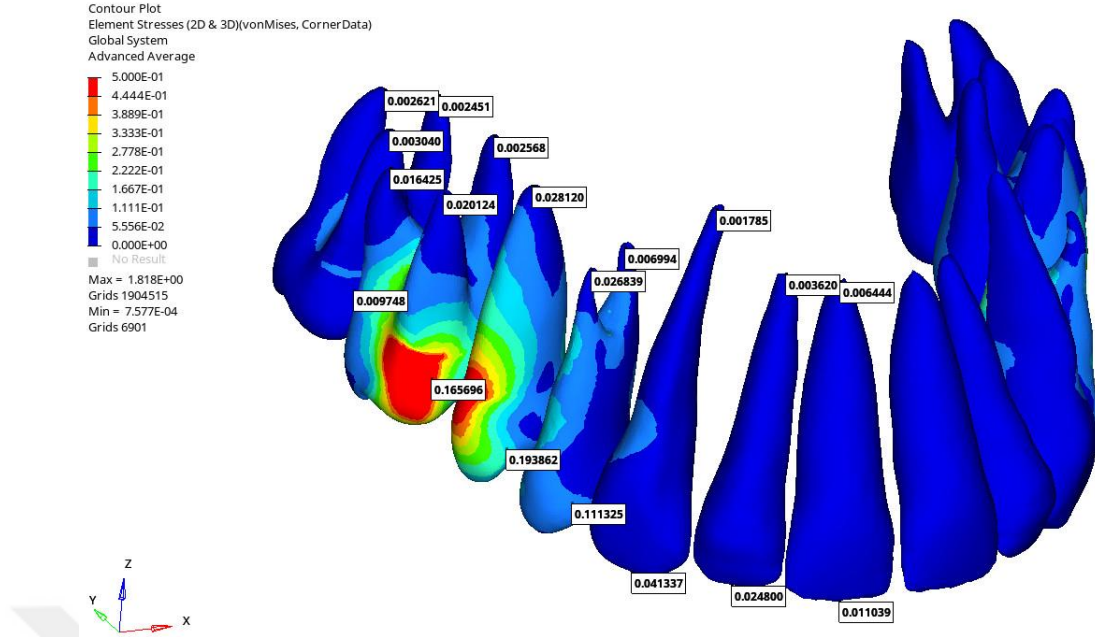
**Şekil 4.28.** Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Posterior bölgeden oklüzal düzlemden aşağıya doğru 40°'lik açı ile kuvvet uygulanan modelin yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla premaksillar bölge ve maksiller alveolar kemik yapıda hareket izlenmiş, transvers yönde ise en fazla zygomatik butresslar etrafında medial hareketler varken, pterygomaksiller bölgede ve zygomatikomaksiller suturalar etrafında yan lateral hareketler oluşmuştur. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirme nasal kemik ve kartilaj etrafında ve de premaksillar bölgede iken, posteriorda aşağı yönlü hareket daha çok pterygomaksiller sutura etrafında ve maksiller tüberlerde izlenmiştir (Şekil 4.28).

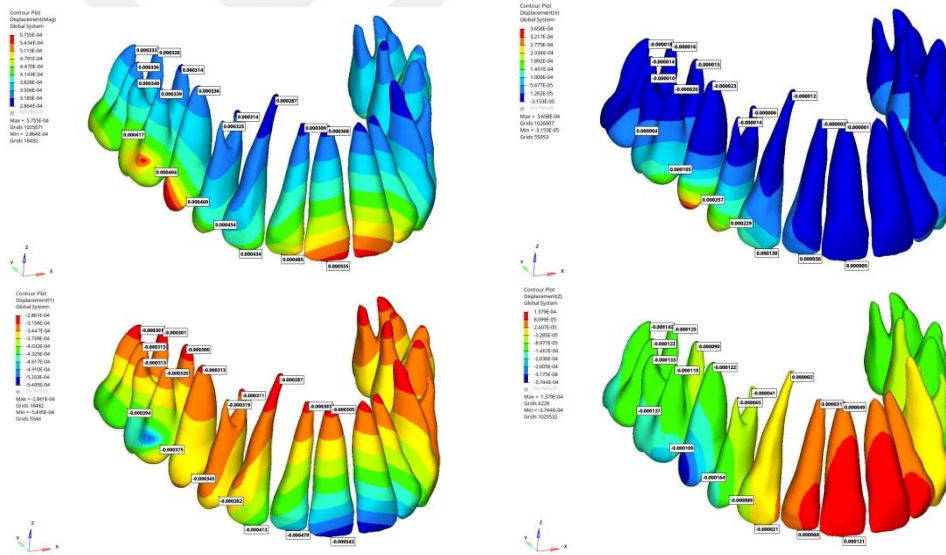
Bulgular, maksiller kemik ileri yönde protrakte olurken saat yönünün tersine doğru rotasyon hareketinin tamamen engellenemediği fakat hareketin paralele doğru yakınsadığını görülmektedir.

#### 4.2.6. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Bu modelde, maksiller dişlerde Von Mises gerilmelerinin daha çok kancaya komşu birinci molar ve ikinci premolar dişlerde daha fazla yoğunlaştığı izlenmiştir. Posteriordan anterior dişlere doğru gidildikçe Von Mises gerilmelerinde azalma olmuştur. Gerilme kuvvetleri özellikle maksiller ikinci premolar ve birinci molar dişlerin ekvator hattına yakın koronal bölgelerinde belirginleşmiş ve apikal alanlara doğru azalarak dağılmıştır (Şekil 4.29).



Şekil 4.29. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü



Şekil 4.30. Posteriordan Aşağı Yönde 40°'lik Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

Dişlerdeki yer değiştirme bulguları incelendiğinde, maksiller dentisyon sagittal yönde total olarak meziale doğru hareket etmiştir ve en fazla mezial hareketi kanin dişin kesici kenarları ile santral ve lateral dişler göstermiştir. Maksiller dentisyon dikey yönde özellikle anterior bölgede hafif intrüze olmuşken posterior bölgede molar dişlerde ekstrüzyonlar görülmüştür ve transvers yönde ise premolar bölgede koronal palatinala devrilme hareketleri izlenmiştir (Şekil 4.25).

### 4.3. Anterior ve Posteriordan Birlikte Protraksiyon Kuvveti Uygulanan Modele ait Bulgular

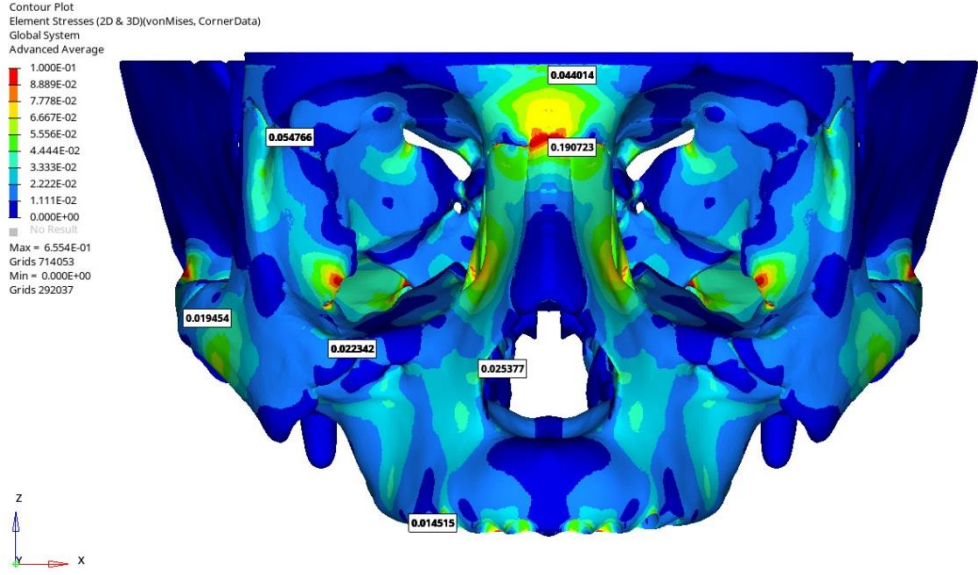
Anterior ve posterior bölgeden birlikte kuvvet uygulanması sonucu ile meydana gelen değişiklikler Von Mises gerilmeleri olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4.3).

**Tablo 4.3.** Anterior ve Posteriordan Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Değerleri

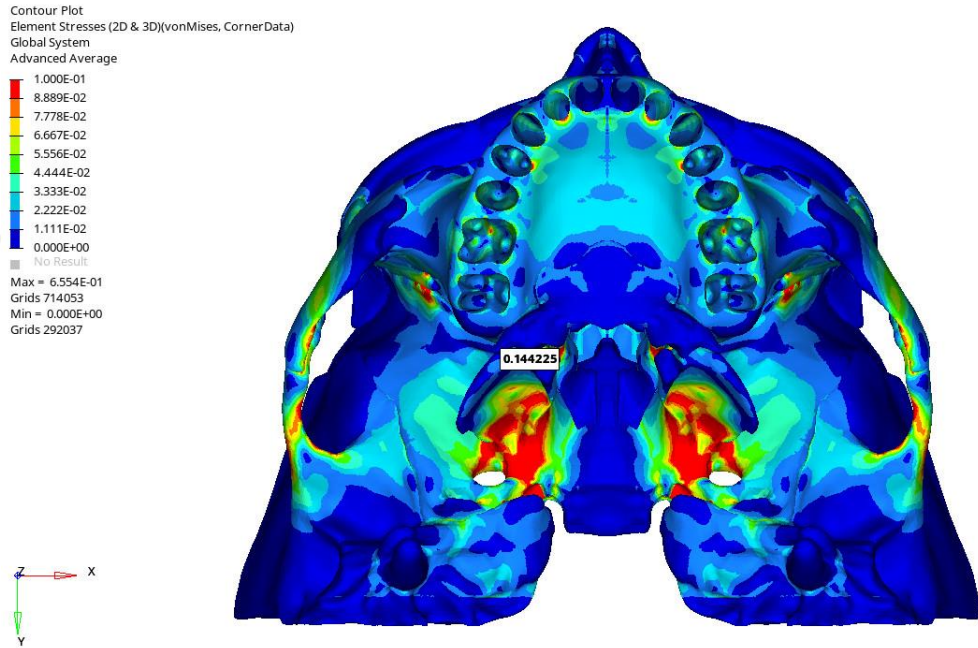
Von Mises Değerleri (MPa)	Uygulanan Kuvvetin Oklüzal Düzlem ile Eğimi		
	0°	20°	40°
Maksiller Alveolar Kemik	0,014	0,016	0,017
Frontomaksiller Sütür	0,023	0,020	0,011
Frontonasal Sütür	0,190	0,124	0,043
Zygomatikomaksiller Sütür	0,022	0,021	0,017
Zygomaticotemporal Sütür	0,019	0,015	0,010
Zygomatofrontal Sütür	0,054	0,061	0,070
Zygomatik Butress	0,109	0,096	0,069
Pterygomaksiller Sütür	0,114	0,115	0,073
Apertura Priformis	0,025	0,002	0,028

#### 4.3.1. Oklüzal Düzleme Paralellik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

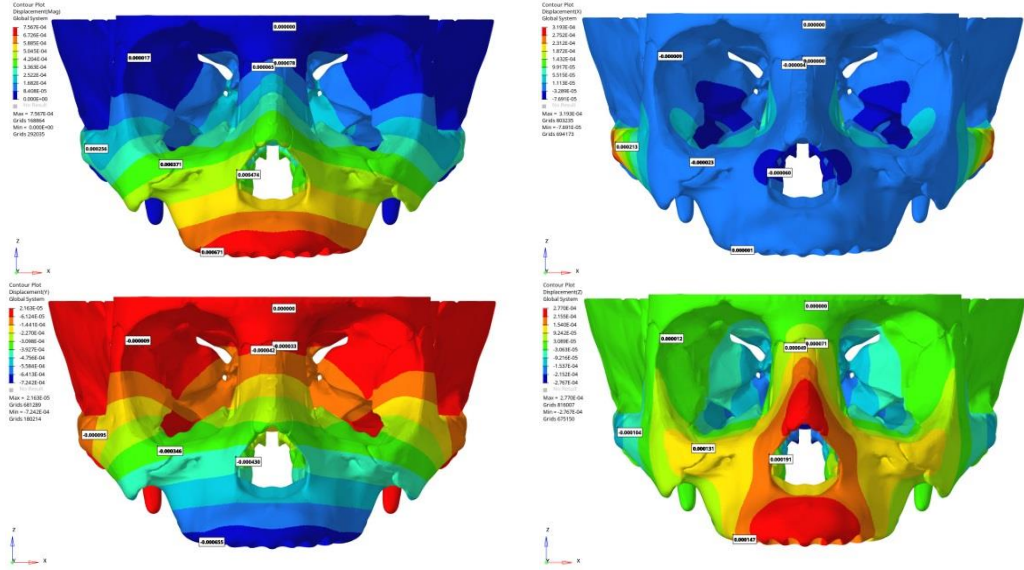
Anterior ve posterior bölgeden birlikte oklüzal düzleme paralel olarak kuvvet uygulanan modelde en fazla Von Mises gerilmesi 0.190 MPa ile frontonasal sütura etrafında meydana gelmiştir. Pterygomaksiller sütür ve zygomatik butress etrafı bölgelerde diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olmuşlardır. Uygulanan kuvvet frontonasal sutura etrafından dağılırarak maksiller anterior alanlara doğru gidildikçe azalma göstermiştir. (Şekil 4.30-4.31)



**Şekil 4.31.** Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



**Şekil 4.32.** Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



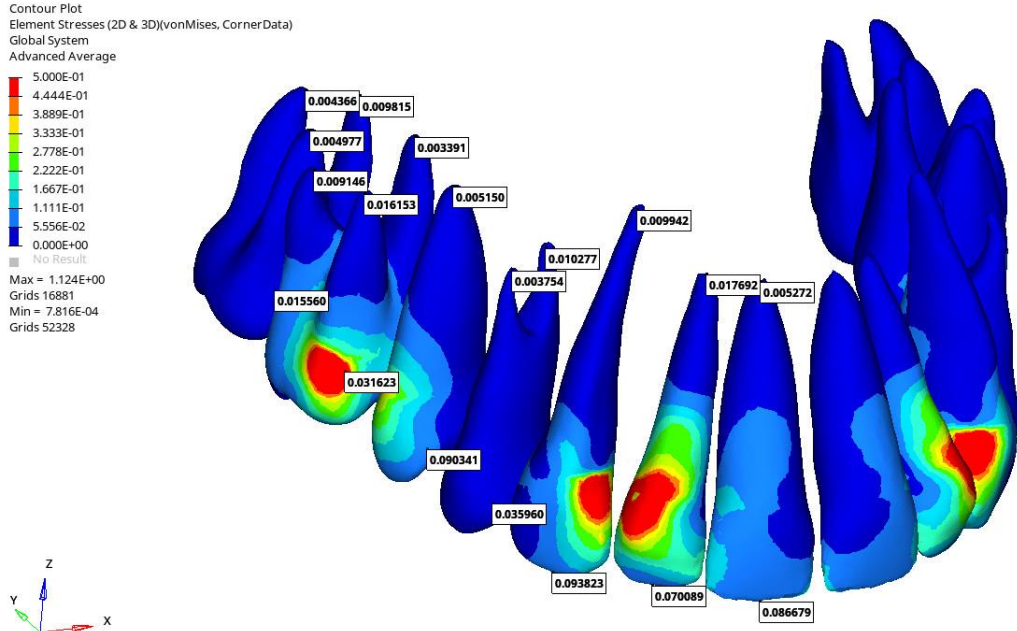
**Şekil 4.33.** Anterior ve Posteriordan Oklüzal Düzleme Paralel Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüleri

Bu modeldeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla premaksillar bölge ve maksiller alveolar kemik yapıda meziale hareket izlenmiş, transvers yönde en fazla zygomatik butresslar etrafında medial hareketler varken ve pterygomaksiller bölgede ve nasal boşluğun etrafında yanal lateral hareketler izlenmiştir. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değiştirme nasal kemik etrafında ve de premaksillar bölgede iken posteriorda aşağı yönlü hareket daha çok pterygomaksiller sutura etrafında ve maksiller tüberlerde izlenmiştir (Şekil 4.28).

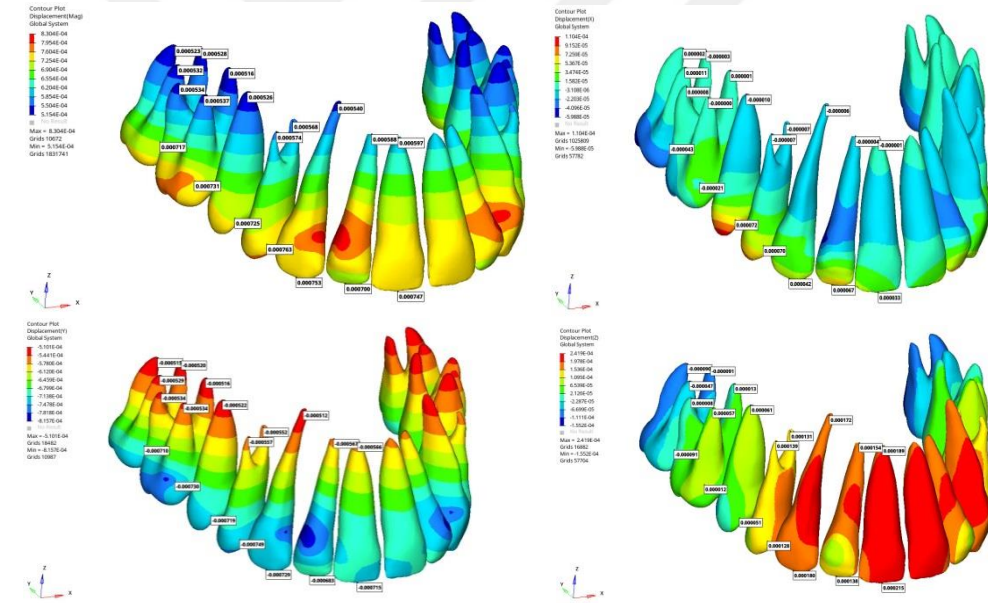
Bulgular, maksiller molarları çevreleyen alanda ve pterygomaksiller sütur bölgesinde gerilim şeklinde kuvvetlerin oluştuğunu, nasal açıklığın lateral duvarlarında ise baskı şeklinde kuvvetlerin meydana geldiğine işaret etmekle birlikte maksilla total olarak ileri yönde hareket ederken, saat yönünün tersi rotasyona uğramıştır.

#### 4.3.2. Oklüzal Düzleme Paralellik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Maksiller dişlerde, Von Mises gerilmelerinin daha çok kancalara komşu birinci molar, ikinci premolar, kanin ve lateral dişlerde baskı şeklinde daha fazla yoğunlaştığı izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle bu dişlerin koronal bölgelerinde ve mine-sement sınırlarında daha belirginleşmiş ve apikal alanlara doğru azalarak dağılmıştır (Şekil 4.34).



Şekil 4.34. Anterior ve Posterior'dan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü

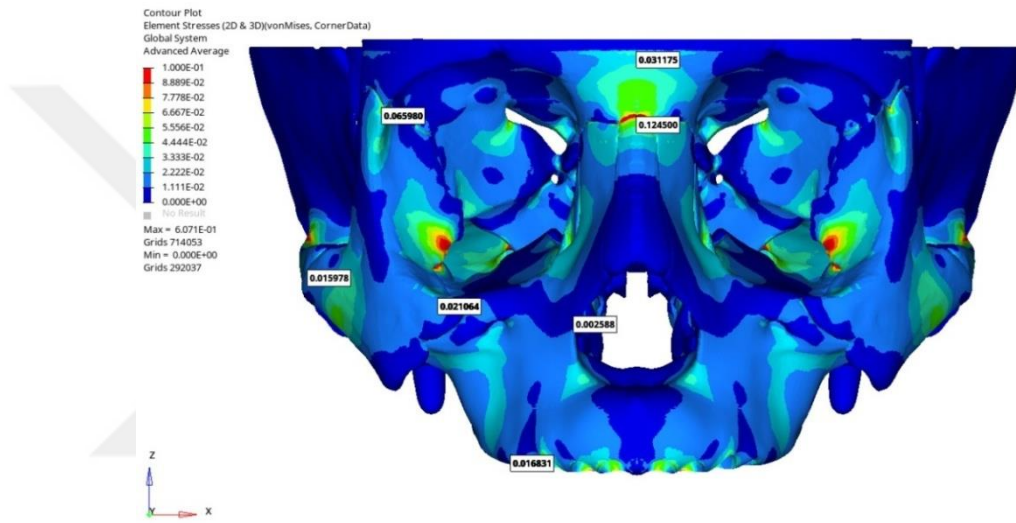


Şekil 4.35. Anterior ve Posterior'dan Oklüzal Düzleme Paralel Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

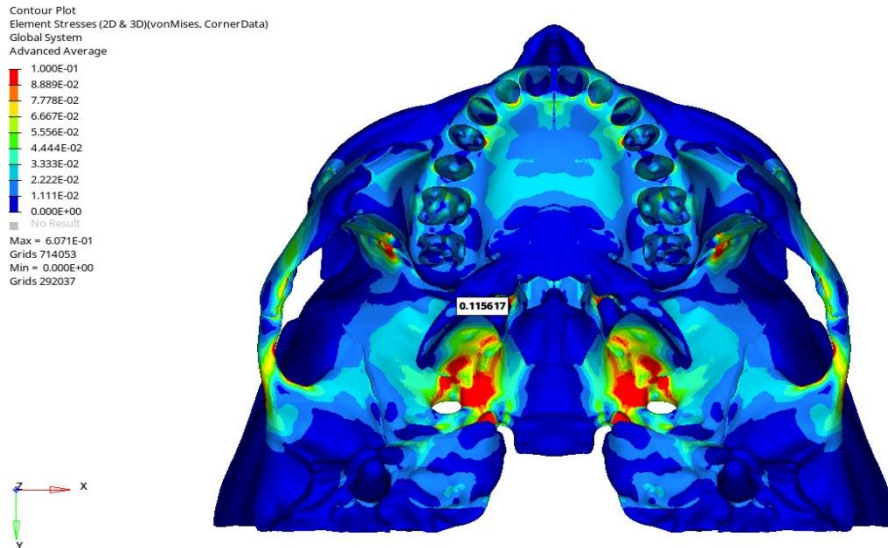
Dişlerdeki yer değiştirme bulguları incelendiğinde, maksiller dentisyon sagittal yönde olarak meziale doğru hareket etmiştir ve en fazla mezial hareketi kanin ve premolar dişler göstermiş, dentisyonda genel olarak koronal uç bölgelere yakın meziale hareketler görülmüştür. Maksiller dentisyon dikey yönde özellikle anterior bölgede intrüze olmuşken, posterior bölgede molar dişlerde ekstrüzyonlar görülmüştür. Transvers yönde ise kesici ve premolar bölgelerde koronal palatinale devrilme, molar bölgede ise koronal bukkale devrilmeler izlenmiştir (Şekil 4.35).

### 4.3.3. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

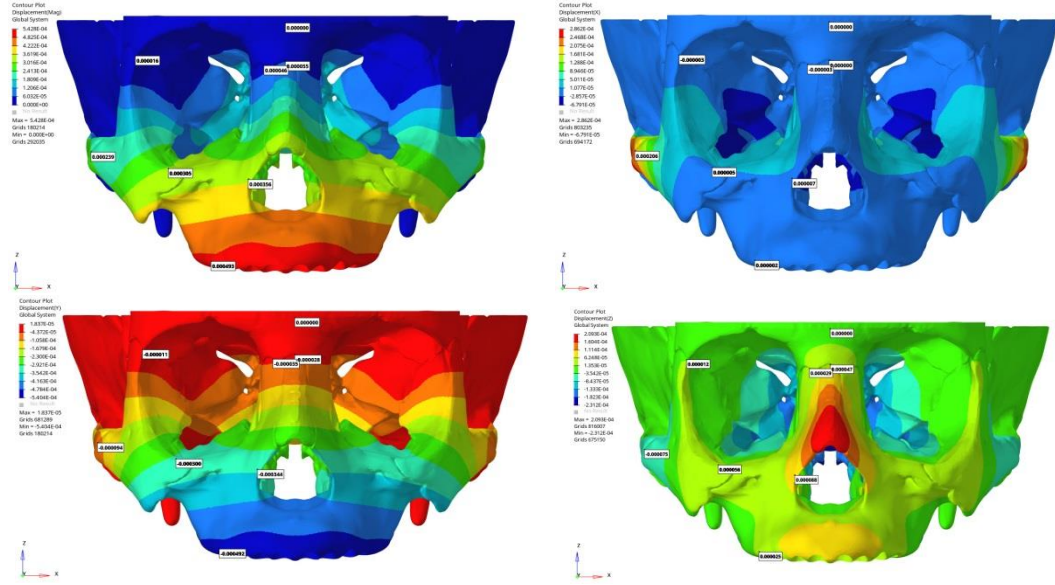
Anterior ve posterior bölgeden birlikte oklüzal düzlemden aşağıya doğru 20°'lik açı ile kuvvet uygulanan modelde, en fazla Von Mises gerilmesi 0.124 MPa ile frontonasal sütura etrafında meydana gelmiştir. Pterygomaksiller suture ve zygomaticofrontal suture etrafı bölgelerde diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olmuşlardır. Uygulanan kuvvet frontonasal suture etrafından dağılırarak maksiller anterior alanlara doğru gidildikçe azalma göstermiştir (Şekil 4.36-4.37).



Şekil 4.36. Anterior ve Posterior'dan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.37. Anterior ve Posterior'dan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



**Şekil 4.38.** Anterior ve Posteriordan 20°'lik Açık İle Aşağı Yönde Paralel Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Bu modeldeki yer değıştirme değeri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla premaksillar bölge ve maksiller alveolar kemik yapıda hareket izlenmiş, transvers yönde ise en fazla zygomatik butresslar etrafında medial hareketler varken, pterygomaksiller bölgede daha çok lateral hareketler izlenmiştir. Dikey yönde ise, superior alanda en fazla yer değıştirme nasal kemik etrafında ve premaksillar bölgede iken, posterior bölgede aşağı yönlü hareket daha çok pterygomaksiller sutura etrafında ve maksiller tüberlerde gözlenirken, maksillanın bütünüyle paralele yakın hareketi izlenmiştir (Şekil 4.38).

Bulgular, maksiller molarları çevreleyen alanda ve pterygomaksiller suture bölgesinde gerilim şeklinde kuvvetlerin oluştuğunu, nasal açıklığın üst duvarlarında ise baskı şeklinde kuvvetlerin meydana geldiğini göstermektedir. Maksilla total olarak ileri yönlü hareket ederken, saat yönünün tersine hareketi gözlenmiştir.

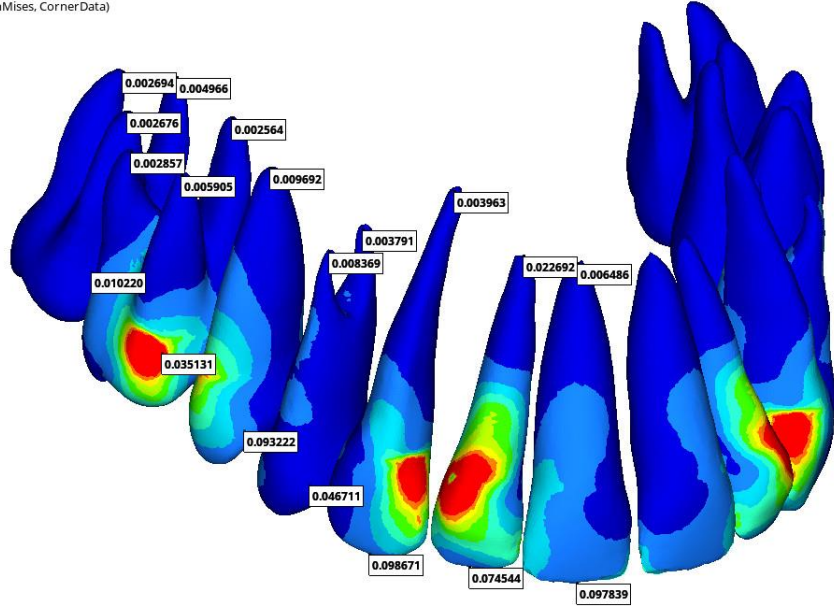
#### **4.3.4. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 20°'lik Açık İle Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler**

Maksiller dişlerde, Von Mises gerilmelerinin daha çok kancalara komşu birinci molar, ikinci premolar, kanin ve lateral dişlerde baskı şeklinde daha fazla yoğunlaştığı izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle bu dişlerin koronal bölgelerinde ve mine-sement sınırlarında daha belirginleşmiş ve apikal alanlara doğru azalarak dağılmıştır (Şekil 4.39).

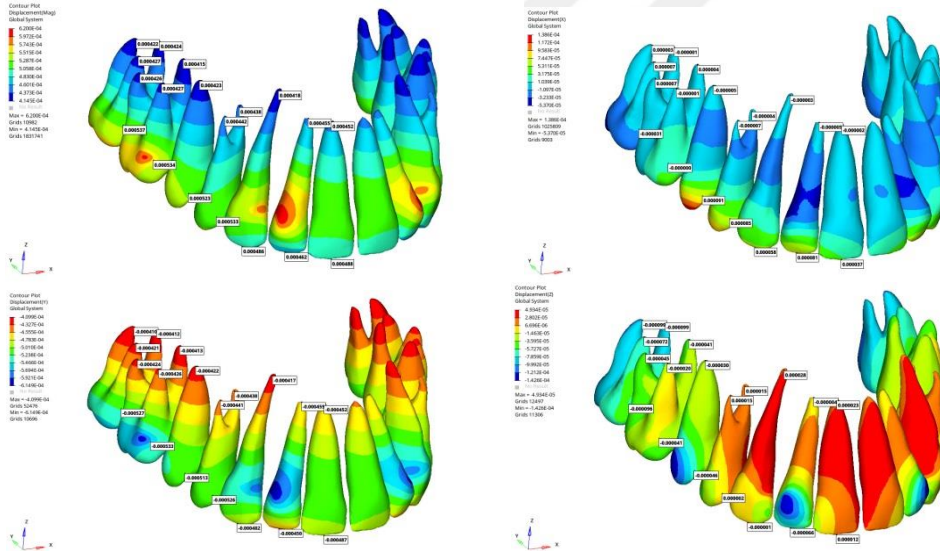
Contour Plot  
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)  
Global System  
Advanced Average

5.000E-01  
4.444E-01  
3.889E-01  
3.333E-01  
2.778E-01  
2.222E-01  
1.667E-01  
1.111E-01  
5.556E-02  
0.000E+00  
No Result

Max = 1.046E+00  
Grids 1826109  
Min = 5.737E-04  
Grids 60926



**Şekil 4.39.** Anterior ve Posterior'dan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü

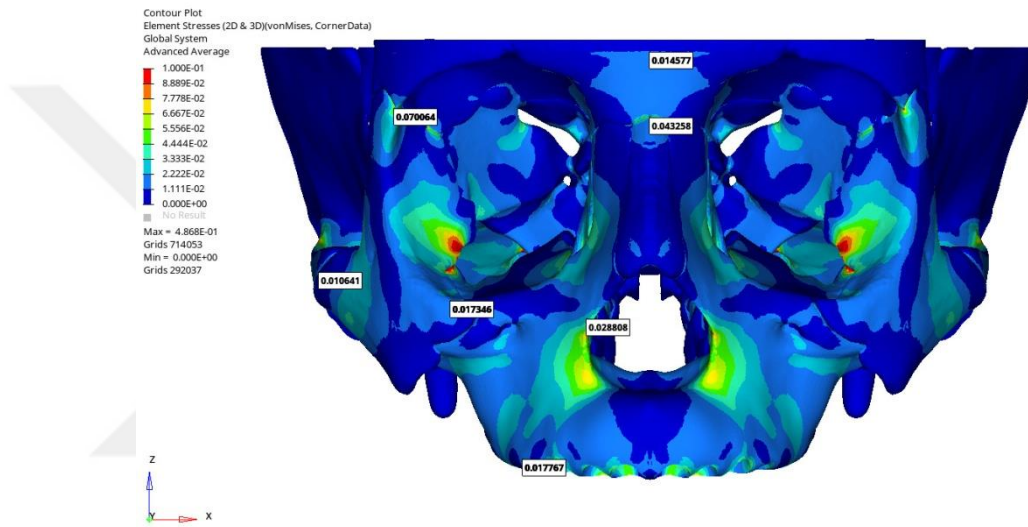


**Şekil 4.40.** Anterior ve Posterior'dan 20°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

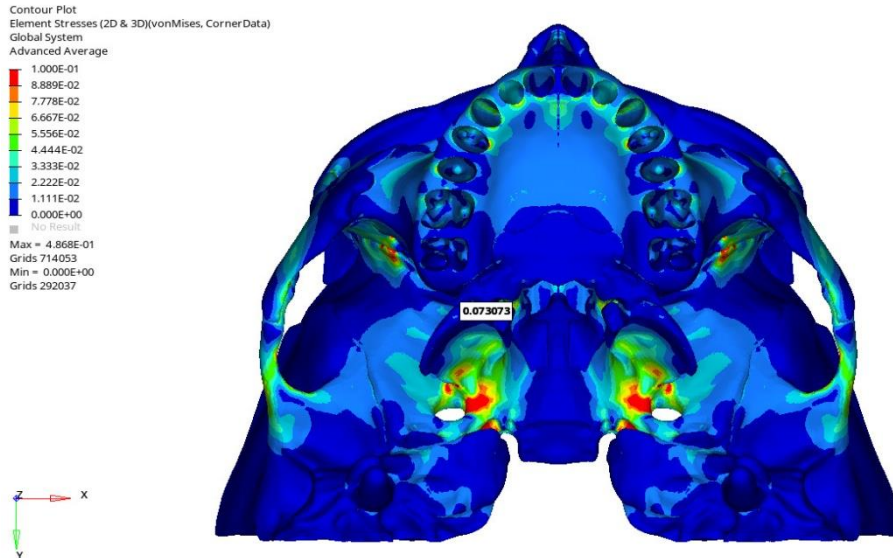
Dişlerdeki yer değiştirme bulguları incelendiğinde; maksiller dentisyon sagittal yönde olarak ileriye doğru hareket etmiştir ve en fazla mezial hareketi molar ve premolar dişler göstermiş, dentisyonda genel olarak apikal uç bölgelerde meziale hareketler görülmüştür. Maksiller dentisyon dikey yönde özellikle anterior bölgede intrüze olmuşken, posterior bölgede molar ve premolar bölgede ekstrüzyonlar görülmüştür. Transvers yönde ise, kesici ve premolar bölgelerde koronal palatinal devrilme, molar bölgede ise koronal bukkale devrilmeler izlenmiştir (Şekil 4.40).

#### 4.3.5. Oklüzal Düzlemden Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler

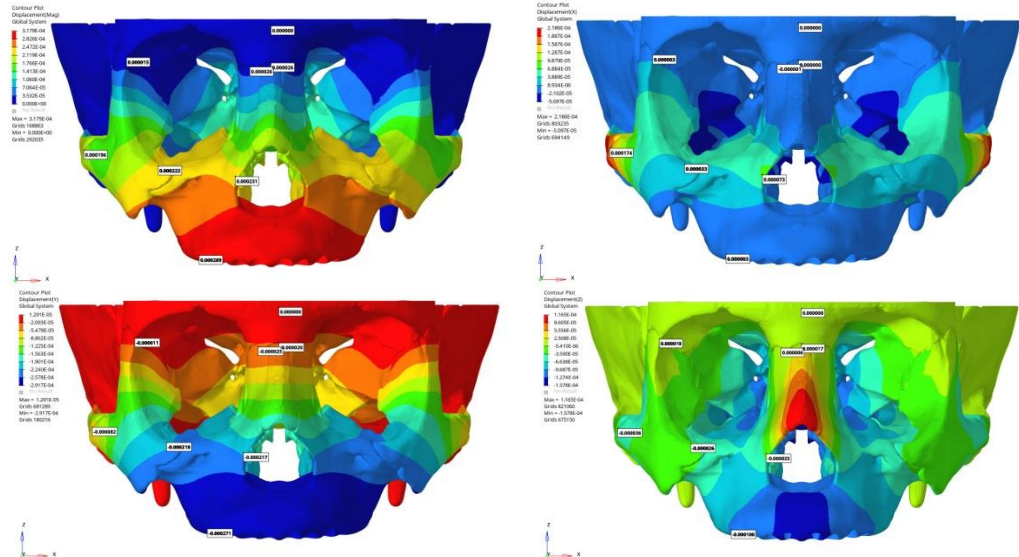
Anterior ve posterior bölgeden oklüzal düzlemden aşağıya doğru 40°'lik açı ile kuvvet uygulanan modelde, en fazla Von Mises gerilmesi 0.073 MPa ile pterygomaksiller sutura etrafında meydana gelmiştir. Frontonasal sutura ve zygomaticofrontal sutura etrafı bölgelerde, diğer en fazla Von Mises gerilmesini gösteren alanlar olmuşlardır. Uygulanan kuvvet pterygomaksiller ve frontonasal suturalar etrafından dağılırarak maksiller süperior alanlara doğru gidildikçe azalma göstermiştir. (Şekil 4.41-4.42)



Şekil 4.41. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Frontal Görüntüsü



Şekil 4.42. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Von Mises Streslerinin Oklüzal Görüntüsü



**Şekil 4.43.** Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modele ait Yer Değişirme Değerlerinin Frontal Görüntüleri

Bu modeldeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde; sagittal yönde en fazla burun tabanından itibaren maksiller inferior bölge ve maksiller alveolar kemik yapıda hareket izlenmiş, transvers yönde ise en fazla zygomatik butresslar etrafında medial hareketler varken, pterygomaksiller bölgede daha çok lateral hareketler izlenmiştir. Dikey yönde ise, superior alanda yer değiştirme hareketi nasal kemik ve kartilaj etrafında sınırlı kalmış iken inferior hareket premaksillar bölgede izlenmiştir. Posteriorda aşağı yönlü hareket daha çok pterygomaksiller sutura etrafında ve maksillanın totalinde gözlenmiş ve maksillanın saat yönündeki rotasyonu izlenmiştir (Şekil 4.43).

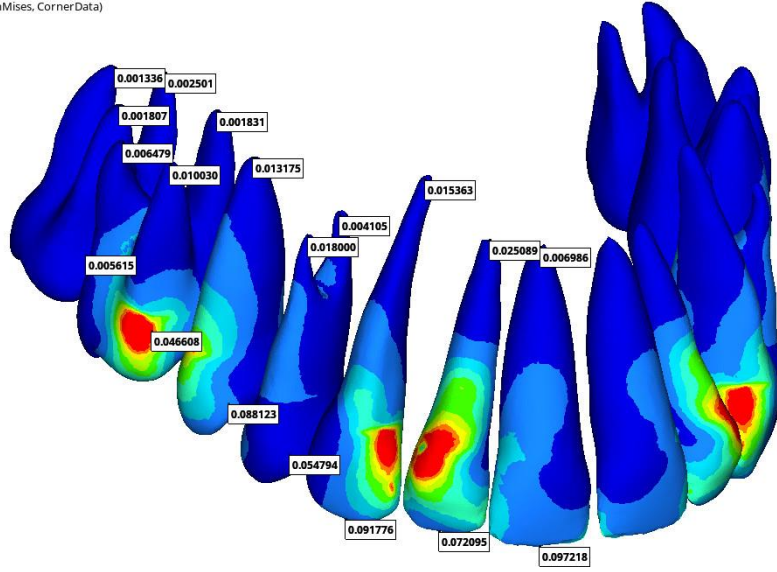
#### 4.3.6. Oklüzal Düzlemde Aşağıya Doğru 40°'lik Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Maksiller dişlerde, Von Mises gerilmelerinin daha çok kancalara komşu birinci molar, ikinci premolar, kanin ve lateral dişlerde baskı şeklinde daha fazla yoğunlaştığı izlenmiştir. Gerilme kuvvetleri özellikle bu dişlerin koronal bölgelerinde ve mine-sement sınırlarında daha belirginleşmiş ve apikal alanlara doğru azalarak dağılmıştır (Şekil 4.44).

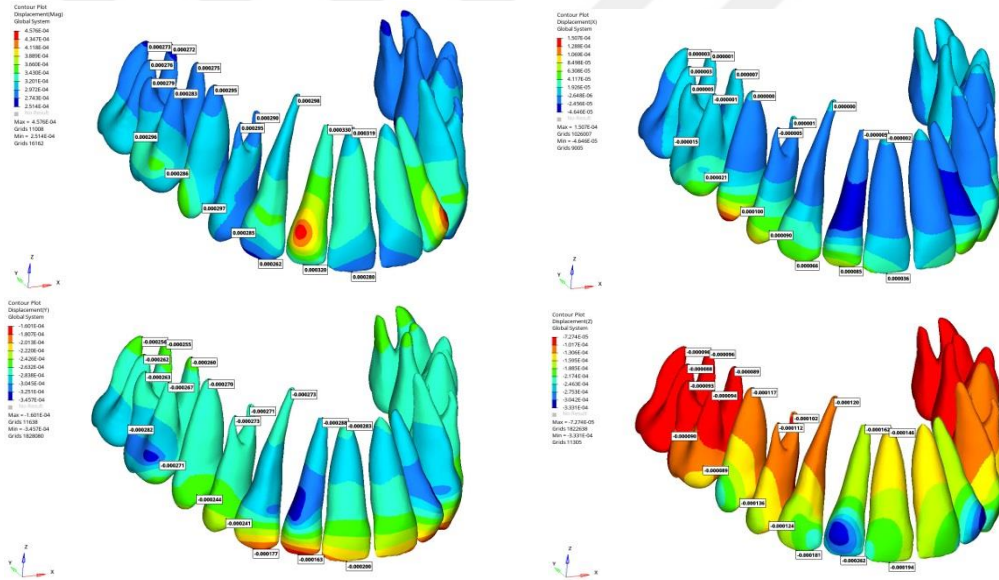
Contour Plot  
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)  
Global System  
Advanced Average

5.000E-01  
4.444E-01  
3.889E-01  
3.333E-01  
2.778E-01  
2.222E-01  
1.667E-01  
1.111E-01  
5.556E-02  
0.000E+00  
No Result

Max = 8.837E-01  
Grids 10996  
Min = 4.541E-04  
Grids 53484



Şekil 4.44. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Von Mises Streslerinin Görüntüsü



Şekil 4.45. Anterior ve Posteriordan 40°'lik Açılı ile Aşağı Yönde Kuvvet Uygulanan Modeldeki Dişlere ait Yer Değiştirme Değerlerinin Görüntüleri

Dişlerdeki yer değiştirme bulguları incelendiğinde; maksiller dentisyon sagittal yönde olarak meziale doğru hareket etmiştir, en fazla mezial hareketi molar ve premolar dişler göstermişlerdir. Dentisyonda genel olarak apikal uç bölgelerde meziale hareketler belirgin olarak görülmüştür. Maksiller dentisyon, dikey yönde anterior doğrultuda çok hafif intrüze olmuşken, posterior bölgede molar ve premolar bölgede ekstrüzyonlar görülmüştür. Transvers yönde ise kesici ve premolar bölgelerde koronal palatinala devrilme, molar bölgede ise koronal bukkale devrilmeler izlenmiştir (Şekil 4.45).

## **5.TARTIŞMA**

### **5.1. Çalışmanın Amacı**

Sınıf III anomaliler, diğer anomalilere nazaran toplumda insidansı daha az olmasına rağmen tedavisi daha kompleks ortodontik problemlerdendir. Bu anomalie sahip bireylerde büyümenin gidişatı hakkında tahmin yapmanın zorluğu tedavi planlamasını ve de tedavinin etkililiğinin kalıcı olmasını zorlaştırmaktadır (Kim ve ark. 1999; Baccetti ve ark. 2007). Bu bireylerde profil ve estetik fasiyal görüntü çoğunlukla oklüzyondan daha fazla önem arz etmektedir. Bu sebeple tedavide, oklüzyon ile beraber estetik yönden makul ve dengeli bir fasiyal sonuç hedeflenmelidir (Kiliçoğlu ve Kirliç 1998; Arman ve ark. 2006).

Sınıf III maloklüzyonlarda tedavi planlaması yaparken tedavinin etkinliğini arttırmak için literatürde birçok farklı aparey ile tedaviler denenmiş ve bu apareylerin farklı uygulama yöntemleri geliştirilmiştir. Yüz maskesi, bu maloklüzyonların tedavisinde kullanılan en popüler ve etkin apareylerdendir (Guyer ve ark. 1986). Literatürde bu apareyin kullanım şekilleri farklı araştırmacılar tarafından farklı prensipler ile ele alınmıştır. Bu uygulama farklılıkları üzerine planlanan çalışmamızda, etkili bir ortopedik tedavi sağlamada, etkinliğinin artırılmasına yardımcı olmayı hedeflemektedir. Yüz maskesi ve çenelik gibi aktif kuvvetler içeren ortopedik apareyler aracılığı ile uygulanan kuvvetlerin şiddet ve uygulama yönlerindeki farklılıklar, nazomaksiller kompleks, sirkummaksiller suturalar ve dişlerde farklı stres alanları oluşturmaktadır. Bu amaçla, protraksiyon kuvvetlerini farklı yön ve uygulama noktalarından olmak kaydı ile, maksilla, maksilla çevresi suturalar ve maksiller dişler üzerindeki biyomekanik etkilerini, in vitro olarak uygulanan stres analiz yöntemleri içinde avantajları kanıtlanmış olan sonlu elemanlar analizi ile incelemek üzere çalışmamız planlanmıştır.

### **5.2. Gereç ve Yöntem**

Tez çalışmamızda protraksiyon kuvvetlerinin farklı yön ve uygulama noktalarından yönlendirilmesinin, sirkummaksiller sistem üzerindeki ortopedik ve ortodontik etkileri, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmiştir. Literatür incelendiğinde bu alanda, kuvvet etkisi ile streslerin incelendiği birçok farklı in vitro olarak yapılan analiz yöntemleride göze çarpmaktadır (Caputo ve ark. 1974;

Pryputniewicz ve ark. 1978; Tanne ve ark. 1988; Caputo ve Standlee 1987; Clifford ve ark. 1999; Meijer ve ark. 1992; Ulusoy 2003).

Fotoelastik kuvvet analiz yönteminde, modellenmesi istenen maddeden ölçü alınır ve elde edilen kalıbın içerisine ışığı geçirebilen fotoelastik bir dolgu maddesi doldurulur (Pryputniewicz ve ark. 1978). Elde edilen bu modele kuvvet uygulanır ve modelde oluşan mekanik stres ve gerilimler, özel bir ışın verilerek gözle teşhis edilebilen ışık haritalarına dönüştürülürler. Bu analiz yönteminde elde edilen model sonucu gerçek dokulardaki mekanik özellikler tam olarak yansıtılmadığı için analiz sonuçları güvenilirlikten uzak olabilmektedir (Tanne ve ark. 1987). Ayrıca insan kafatası gibi karmaşık ve ayrıntılı 3 boyutlu hassas modellerin ölçü ile gerçeğe yakın oranda elde edilmesi çok zor olabilmektedir.

Kırılabilir vernik ile kaplama tekniğini incelediğimizde ise, analizi planlanan modelin üzerine özel bir vernik uygulanıp, model fırınlanır sonrasında kuvvet uygulanır. Uygulanan kuvvetlerin etkisi ile izlenen çatlakların yoğunlaştığı bölgeler, kuvvetin neden olduğu stres ve gerilimlerin doğrultusu hakkında araştırmacıya fikir verir (Ulusoy 2003). Bu yöntemin dezavantajı stresin daha az etki ettiği bölgelerde oluşan çatlak ve kırılmaların gözlenmesi ve ölçülmesinin zorluğudur.

Bir diğer analiz yöntemi olan halografik interferometri metodunda ise, interferometre denilen bir cihazla cisme kuvvet verilerek hareketi sağlanır ve bu aletten çıkan iki lazer ışını demeti saçaklanır. Bunun sonucunda stres alanlarının yerleri belirlenebilmektedir (Vanderby Jr ve Kohles 1991). Bu teknik method da ise ortaya çıkan vibrasyonun engellenip elimine edilmesi çok güçtür.

Termografik stres analiz yönteminde ise, analiz yapılması planlanan cisimden ölçü alınır ve daha sonra elde edilen bu kalıbın içerisine, izotropik homojen elastik bir madde enjekte edilir. Elde edilen bu materyale kuvvet uygulanır, streslere bağlı olarak cisimde oluşan volumetrik değişimler ile cisim yüzeyinde ısı artışları ortaya çıkar. Materyale belirli ve dengeli bir devir ile kuvvet verilir, ortaya çıkan ısıya göre devirdeki değişimler incelenir ve de yüzeydeki ısının arttığı bölgelerde oluşan stresler izlenebilir (Justens ve ark. 2008). Bu analizin dezavantajıda derin bölgelerdeki stresin incelemesinin zor olması, ayrıca kesitsel olarak belirli bir segmentin incelenmesinin zorluğudur.

Stres analiz yöntemlerinden bir diğeri ise gerilim ölçerle değerlendirmedir. Gerilim ölçer, kuvvet uygulamasından sonra materyaldeki doğrusal şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılır. Cihazın mekanik, optik, akustik, elektriksel ve elektronik ölçümleri ayırt edebilen çeşitleri vardır ve çok küçük yapıların bile yüzeyel streslerini ölçmede başarılı sonuçlar verebilmektedir (Hart ve ark. 1992), fakat iç stresler ve gerilimler hakkında bilgi verememektedir (D'Lima ve ark. 2005). Gerilim ölçerler dış hareketlerinin saptanmasında kullanılmış ve başarılı ölçümler yapılabilmektedir, ancak doku içi streslerin saptanabilmesi için gerilim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir. Bu gibi sebeplerden dolayı invaziv bir yöntem olması kaynaklı rutin kullanımdan uzak kalmıştır (Andersen ve ark. 1991; Tanne ve ark. 1998).

Radyo telemetri yöntemini incelediğimizde, stres oluşumunu sağlayan verici implante edilerek veya yüzeye enjeksiyon yoluyla, incelenecek materyalin üzerine bağlanması sağlanır. Radyo dalgaları yayan bu verici ve bir alıcı ile oluşan frekans farklarının değerlendirilmesi ile ölçüm yapılır (Ulusoy 2003). Bu yöntemde dirençte farklılıklar olması, frekansın ayarlanması ve verici yerleştirildikten sonra aygıtta oluşabilecek sıkıntılar bu analiz yönteminin dezavantajlarından biridir.

Bu gibi farklı analizlerin bir çok dezavantajı göz önünde bulundurulduğunda sonlu elemanlar analizi, heterojen ve düzensiz geometriye sahip maddelerin bilgisayar ortamının ayrıntılı modellenmeleri oluşturularak, stres ve yer değiştirmelerini hassas ve de kantitatif olarak incelenmesine olanak veren matematik tabanlı bir yöntemdir. Sonlu elemanlar analizi; son yıllarda mühendislik, sağlık ve malzeme bilimi gibi birçok özel alanda kullanımı olan bilgisayar destekli bir simülasyon sistemidir (Hughes 2012). Bu analiz prensip olarak sonsuz sayıdaki kabul edilen değişkenleri, tahmin edilebilir bir sonlu sayıda elemana çevirebilmekte ve bunun sonucunda elde edilen veriler doğrultusunda, tedavi mekanikleri açısından tahminler yürütülebilmektedir (Roberts ve ark. 2015). Çalışmamızda sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlere göre üstünlükleri ve pratikliği açısından tercih edilmiştir. Maloklüzyonların tedavisinde esas faktör kuvvet olduğu için ve kuvvetin de determinantlara ayrılarak incelenmesi daha etkili tedavi methodları belirlemeye yardımcı olacaktır. Sonlu elemanlar analizinde kuvvetin değişkenleri basit bir şekilde tanımlanıp gözlenebilmektedir, bu da sonlu elemanlar analizini araştırmamızda tercih etmemizdeki diğer sebeplerdendir.

Analiz yapılacak temel modeli elde etmek için farklı yöntemler mevcut olup bunlardan bazıları; medikal görüntüler ile modelleme, anatomik modellerden kopyalama ve parça parça segmentleri birleştirme gibi farklı yöntemler literatürde tanımlanmıştır (Gautam ve ark. 2009). Medikal radyografilerden faydalanılarak üretilen modellemede öncelikle CBCT görüntüleri seçilerek taranır ve bu taranan görüntüler üzerindeki hatalar ve var ise artefaktlar tarayıcı tarafından manuel olarak düzeltilip düzenlenmektedir. Tarama sonucu toplanan hacimsel görüntüler, rekonstrükte edilip DICOM formatında üç boyutlu görüntüleri oluşturulur ve burda düzenlenmesi yapılır. Bu aşamada kemik ve dişsel yapılar gibi farklı dokuların ayrıştırılıp mekanik özellikleri programa iyi yansıtılmalıdır, çünkü yazılımda kuvvetin etkileri dokuların farklı cevaplarına göre anlam ifade edecektir (Hughes 2012). Çalışmamızda kullanılan modelde, bu şekilde daha önceden çekilmiş bir BT görüntüsünden faydalanarak elde edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde, mümkün olduğunca gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etmek için, eleman ve düğüm nokta sayısı yeterince yüksek olacak şekilde hedeflenmelidir, bu da elde edilen çözümün doğruluğu artmasına katkıda bulunur (Ulusoy ve Darendeliler 2008). Fakat düğüm nokta ve eleman sayısının artmasıyla analizin çözümlenmesinde, bilgisayar kaynakları sınırsız olmadığı için zorlaşabilmekte bununla beraber çözüm süreleride artmaktadır. Holberg ve ark. (2007), tarafından yapılan bir araştırmada yarım kafatası ve maksilla modellenmiş olup toplamda 53555 eleman ve 97550 düğüm kullanılmıştır. Tanne ve ark. (1989), tarafından yapılan bir diğer çalışmada ise, yine sadece kafatası ve maksilla modellenirken toplamda 2918 düğüm ve de 1776 eleman kullanmışlardır. Yu ve ark. (2007), yaptıkları çalışmalarında, toplam 22236 eleman ve 71714 düğüm kullanarak tam kafatası ve maksillayı modellemişlerdir. Gautam ve ark. (2009), yılındaki çalışmalarında, 108799 eleman ve 193633 düğüm ile tam kafatası ve maksillayı modellemişlerdir. Daha güncel olarak, Kurt (2018) çalışmasında tam kafatasını ve mandibulayı 197828 düğüm ve 890038 eleman ile modellemişken, yapılan bir diğer çalışmada ise Özdemir (2018), 4.250.445 eleman ve 828.747 düğüm ile kafatası ve maksillayı modellemiştir. Bizim çalışmamızda, tam kafatası ve maksillayı modellediğimiz her modelde, ortalama 7150000 eleman ve 1700000 düğüm kullanılmıştır. Literatürdeki düğüm ve eleman sayıları göz önünde

bulundurulduğunda, çalışmamızda elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın ve hassas olduğunu söyleyebiliriz.

Materyalin stres ve gerinim dağılımı özelliğini etkileyen bir diğer hususta hangi yapıda olduğudur. Sonlu elemanlar analizi modellemelerinde planlama yapılırken modeller izotropik, ortotropik ve anizotropik şekillerde oluşturulabilmektedir. İzotropik özellikler gösteren bir materyal tüm yönlerde eşittir. Anizotropik materyaller ise farklı yönlerde yapılan ölçümlerde farklı özellikler sergilemektedirler. Literatürde incelenen birçok çalışmada modellenen materyallerin lineer ve homojen oldukları bu sayede elastik madde gibi davranış gösterdikleri rapor edilmektedir. Geçmişteki bazı araştırmalarda kortikal kemiğin homojen ve izotropik özellikler sergilemediği belirtilmektedir (Patra ve ark. 1998; Ruan ve ark. 2005). Fakat bu heterojen, anizotropik ve karmaşık yapı, farklı mutlak gerinimlere ve elastik modüllere sebebiyet vermektedir (Geng ve ark. 2001). Bizim çalışmamızda ise tüm modellerin homojen ve izotropik materyaller olduğu kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile ölçülmek istenen asal gerilmeler ve Von Mises gerilmeleridir. Gerilmelerle ilgili değerlendirmelerde materyalin mekanik özelliklerine dikkat edilmelidir; örneğin Von Mises değerlerinin kemikte kullanılmasının çok doğru olmadığı, kırılma özelliği gösterdiği için kemik gibi materyallerde maksimum asal gerilmenin kullanılmasının daha doğru olduğunu belirten çalışmalar vardır. (Duaibis ve ark. 2012) Von Mises gerilmeleri esas olarak Von Mises'in kriterlerine göre çalışma sonucunda başarısızlık tahmini yapar. Materyalde oluşan Von Mises stres değeri akma dayanımı değerinin üzerine çıktığında, plastik bir bükülme meydana getirir (Mises 1913). Von Mises değerleri bize esas olarak, oluşan gerilmelerin dağılım ve yoğunluğu hakkında bilgi verirken, gerilme karakteri hakkında sonuçlar sunmaz. Gerilmenin karakterinin belirlenmesi için asal gerilmelerin incelenmesi daha doğrudur. Modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilmeler maksimum asal gerilmeleri ifade ederken, en yüksek basma tipi gerilmeler ise minimum asal gerilmeleri ifade etmektedir. İncelenen kesitte mutlak değer olarak daha yüksek sayısal değere sahip asal gerilme tipi, bize bölgedeki çekme veya basma tipi gerilmelerin hangisinin daha etkin olduğunu göstermektedir (Sung ve ark. 2003).

Kortikal kemikteki Von Mises stres değerleri, ortalama olarak fikir edinmek ve farklı modeller arasında stres farklılıklarını karşılaştırabilmek amacı ile incelenmiştir. Bizde çalışmamızda, kemik dokuda literatürde daha sık incelendiği ve

karşılaştırılabilir değerler elde etmek ve genel stres dağılımları hakkında fikir edinme amacı ile Von Mises değerleri ve yer değiştirme değerlerini değerlendirmeyi hedefledik.

Sınıf III maloklüzyonlarda, erken dönem tedavide yüz maskesi kullanımının iskeletsel ve dentoalveolar yapılar üzerindeki etkisi birçok araştırmacı tarafından savunulmuştur (Enacar ve ark. 2003; Jackson ve Kravitz 2014). Literatürde maksiller retrüzyona bağlı sınıf III maloklüzyonların protaksiyon kuvvetleri ile tedavisinde geniş bir yaş aralığı tarif edilmiş olup, bazı çalışmalarda erken yaşta tedavi edilen bireylerde daha iyi sonuçlar alındığı rapor edilmiştir (Saadia ve Torres 2000; Cha 2003). Bazı çalışmalar da ise pubertal atılım döneminde başlanan tedavilerde karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark olmadığını belirten yazarlarda bulunmaktadır (Baik 1995; Sung ve Baik 1998). Bizde çalışmamızda incelemek istediğimiz modellerde, simulasyonun gerçeğe daha yakın ve hassas sonuçları için, büyüme gelişimi devam eden ve de daimi tüm dişleri sürmüş bir bireye (15 yaş, erkek) ait tarama verilerini kullandık.

Literatürde yüz maskesi apareyinin kullanıldığı araştırmalarda, farklı araştırmacılar farklı protraksiyon kuvvet miktarlarını tercih etmişlerdir. Haas (1970), ortopedik etki için, kuvvetin en az 454 gram (1 pound) olması gerektiğini belirtmiştir. Cozzani (1981), Subtelny ve Roberts (1988), Hickham (1991), 500 ile 1000 gf arasında değişen protraksiyon kuvvetlerini önerirken, Irie ve Nakamura (1975), ise 1200 gf'lik kuvvet uygulamışlardır. Verdon ve Delaire (1979), yüz maskesi kullandıkları çalışmalarında, maksiller birinci molar dişlerinin distalinden 1-2 kgf'lık kuvvetler uygulamışlardır.

Bizde çalışmamızda, literatürdeki birçok araştırmada yer aldığı gibi, her bir çalışma modelinde 1000 gf'lik protraksiyon kuvveti uyguladık ve bunu 2 kancalı modellerde tek taraflı 500 gf'lik eşit kuvvetler halinde uygularken, hem anteriordan hem de posteriordan kuvvet uyguladığımız 4 kancalı çalışma modelinde ise, her bir kancadan 250 gf olacak şekilde eşit kuvvetler olarak ayarladık.

Maksiller protraksiyon ile ilgili yapılan çalışmalar literatürde incelendiğinde, birçok çalışmada kuvvetin uygulama yerinin belirlenmesine odaklanıldığı dikkat çekmektedir. Tanne ve ark. (1989), maksiller protraksiyon kuvvetini birinci büyük azı dişleri hizasından uygulayarak yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, maksillada saat yönünün tersine rotasyon gözlemlemişlerdir. Hickham (1991),

maksillaya uygulanan protaksiyon kuvvetleri sonucunda oluşan saat yönünün tersine rotasyonundan kaçınmak için, kuvveti kanin dişlerin çevresinden tatbik etmiş iken, Wisth (1987), Mermigos ve ark.(1990), ise tam kanin dişler hizasından kuvveti uygulamışlardır. Gautam ve arkadaşları (2009), yine sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, protraksiyon kuvvetini kaninler hizasından, Yu ve ark. (1983), ile Ishii ve ark. (1987), ise kuvveti premolar dişler hizasından uygulamışlar ve de maksillanın tersine rotasyonunu azaltmayı hedeflemişlerdir. Kambara (1977), maksillanın sagittal yöndeki daha fazla hareketi için, kuvvet uygulama noktasının mümkün olduğu kadar yukarıda konumlandırılması gerektiğini öne sürmüştür. Subtelny ve Roberts (1988), açık kapanıştan kaçınmak için, kuvvet uygulama yerini maksiller laterallerin distali olarak seçmişlerdir. Itoh ve ark. (1985), maksillada oluşan anterior rotasyon hareketinin, kuvvetin yönünden kaynaklandığını tespit etmişlerdir. Aynı araştırmacılar kuvvetin uygulama yeri değişse bile, maksillada istenilen yön ve doğrultuda hareket sağlanabildiği, anterior rotasyonun minimalizasyonu için kuvvetinin öne ve aşağı doğru yönlendirilmesi gerektiğini savunmuşlardır. Literatürde birçok araştırmacı, oklüzal düzlemle, 15°-30° açı yapacak şekilde kuvvetin yönünü aşağı yönlendirmiş ve oluşan anterior rotasyonu önlemeye çalışmışlardır (Nanda 1980; Itoh ve ark. 1985; Ishii ve ark. 1987; Roberts ve Subtelny 1988; Tanne ve Sakuda 1991; Ngan ve ark. 1996; Kiliçoğlu ve Kirliç 1998). Tanne ve ark. (1991), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, maksillaya birinci molar dişleri hizasından 1000 g şiddetinde ve oklüzal düzlemde aşağı ve yukarı doğru +90° ile -90° arasında değişen doğrultularda kuvvet uygulamışlar; oklüzal düzlemde aşağı doğru 30° kuvvet uygulandığında rotasyonun ortadan kalkıp daha paralele yakın hareket elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Gautam ve arkadaşları (2009), maksiller protraksiyon kuvvetini oklüzal düzlemde aşağı doğru 30° açı yapacak şekilde sonlu elemanlar analizi çalışmalarını simüle etmişlerdir. Yu ve arkadaşları (2007), yine sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında, birinci premolar dişler hizasından oklüzal düzlemde aşağı doğru 20°'lik açı ile protraksiyon kuvvetini yönlendirmişlerdir. Talay (2016), yaptığı çalışmasında protraksiyon kuvvetlerini, 0° ile 45° ler arasında yönlendirmiş, ancak 30° ile 45° açılardırılan ölçümlerde maksillanın saat yönünün tersine rotasyon hareketinin engellenebileceğini belirtmişlerdir. Literatürdeki bu çalışmalar ışığında, yüz maskesi ile protraksiyon kuvveti uygulanan tedavilerdeki kuvvet uygulama yönü ve noktalarındaki farklılıkların, sirkummaksiller bölgedeki etkilerinin nasıl

değiştiğini daha iyi analiz edebilmek ve vakaya yönelik daha spesifik tedavi yöntemini belirlemek, başarıyı arttırmak, olası komplikasyonlardan kaçınmak, zaman ve de motivasyon kayıplarını en aza indirmek amacıyla daha güncel olarak çalışmamızı planladık.

### **5.3.Bulguların Değerlendirilmesi**

#### **5.3.1. Nazomaksiller Kompleks ve Alveolar Kemikte Meydana Gelen Değişiklikler**

Sutural modifikasyonun nazomaksiller kompleksin remodelingi için, en önemli faktör olduğu yapılan birçok çalışmada vurgulanmıştır (Miyasaka-Hiraga ve ark. 1994). Bu gibi çalışmalarda sutural büyümeyi etkileyen faktörler; kuvvetin büyüklüğü, şiddeti ve süresi gibi bazı parametrelere bağlanmış olup, bu parametrelere göre tedavinin hızlanabileceği de belirtilmiştir. Belirli bir suturada oluşan farklı gerilme tipleri, yine aynı suturada farklı remodelingler meydana getirebilmektedir.

Gautam ve arkadaşları (Gautam 2009), çalışmalarında sutural gelişimde mekanik stimuluslara bağlı olarak oluşan stresin önemini vurgulamışlardır. Fonksiyonel bir matris tarafından tetiklenen sutural gelişimin son yıllarda yapılan çalışmalarda, çiğneme ve ya dış kaynaklı kuvvetlerin meydana getirdiği basma ve/veya çekme gerilmelerinin de sutural gelişimi indükleyebilecek mekanik stimulus kabiliyetine sahip olduğu belirtilmiştir (Mao ve ark. 2003).

Çalışmamızda oklüzal düzleme paralel, oklüzal düzlemde 20° ve 40° aşağı olacak şekilde protraksiyon kuvvetleri yönlendirilmiş olup, RPE aparatı üzerindeki kancalar vasıtası ile ilk modelde kuvvet; laterel ve kanin dişler hizasından, ikinci modelde birinci molar diş hizasından, üçüncü modelde ise hem anterior hemde posterior kancalardan olacak şekilde 1000 g kuvvet bütün kancalardan eşit olacak şekilde uygulanmış olup etkileri maksilla ve maksilla çevresi suturalarda farklı stres dağılımları oluşturmuştur. Çalışma modellerinde belirlenen anatomik noktalardan alınan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir (Tablo 4.1 - Tablo 4.3).

Çalışma genel olarak incelendiğinde maksillanın frontal ve nasal kemik birleşimleri, vestibül alveolar yüzeyleri, zygomatik butres bölgesi ve pterygomaksiller birleşim yüzeylerinde streslerin daha fazla yoğunlaştığı izlenmiştir.

Pterygomaksiller sutura ve frontonasal sutura bölgesi genel olarak tüm modellerde en yüksek Von Mises değerine sahip stres bölgeleri olarak bulunmuştur.

Bir çalışmada protraksiyon kuvveti ile frontonasal, zygomatikotemporal ve zygomatikomaksiller suturalarda hücrel remodelingin arttığını gözlemlenmiştir (Stanbarch ve ark. 1966).

Gautam ve ark. (2009), yaptıkları araştırmada üç boyutlu sonlu elemanlar modeli üzerinde önce maksiller protraksiyonu, 30° lik açı ve 1000 gr kuvvet ile önce tek başına uygulamışlar daha sonra ise rapid maksiller ekspansiyon ile kombine olarak uygulayıp bulgularını raporlamışlardır. Tüm gerilme değerleri maksiller genişletme ile birlikte protraksiyon yapıldığı durumda, tek başına protraksiyon yapıldığı durumdan daha yüksek bulunmuştur. Genişletme yapılmadan protraksiyon kuvveti uygulandığı simülasyonda en yüksek Von Mises stres gerilmelerinin izlendiği suturalar sırasıyla; sfenozigomatik, zygomatikomaksiller ve zygomatikotemporal suturalar olurken, en düşük stress değerlerinin izlendiği suturaların ise internasal ve nasomaksiller suturalar olduğunu belirtmişlerdir (Gautam ve ark. 2009). Bu çalışma ile bizim çalışmamız karşılaştırıldığında ise; oklüzal düzleme paralel ve 20° lik açı ile aşağı yönlendirilen modellerde frontonasal ve nasomaksiler bölgelerde elde edilen bulgularımız çelişmektedir. Bizde çalışmamızda, protaksiyon kuvvetini oklüzal düzlemde daha aşağıya yönlendirdiğimiz senaryolardaki ölçümlerde bu bölgelerde görülen stres değerlerinin giderek azaldığını ve araştırmacıların sonuçlarına yakınsadığını, yapılan çalışmada 30° lik açılma ile uygulandığı dikkate alındığında sonuçlarımızın daha uyumlu hale geldiği söylenebilir.

Literatürü incelediğimizde, sirkummaksiller sutural bölgelere etki eden ortopedik kuvvet uygulamalarının, özellikle protraksiyon ve ekspansiyon kuvvetleri gibi kuvvetlerin pterygoid bölgede yoğun stres birikimlerine sebebiyet verdiği vurgulanmıştır (Holberg ve ark. 2007; Gautam ve ark. 2007; Provatidis ve ark. 2008). Bizim çalışmamızda pterygomaksiller sutura üzerinde yüksek Von Mises değerleri tespit etmemize rağmen, kuvvet vektörü oklüzal düzlemde aşağı doğru yönlendikçe ve maksillanın saat yönünde rotasyonu artıkça bu değerlerin azaldığını gözlemledik buna sebep olarak ise ve stres birikimlerinin zygomatikofrontal ve zygomatikotemporal suturalara dağılması olarak tahmin etmekteyiz.

Maksiller protraksiyon kuvvetleri sonucu, frontonasal ve nasomaksiller suturalarda elde edilen yüksek stres değerlerine yapılan çalışmalarda maksillanın frontal ve transversal düzlemde yaptığı rotasyonel hareketlerin sebebiyet verdiğini belirtmişlerdir (Holberg ve ark. 2007; Boryor ve ark. 2008).

Bizde çalışmamızda bu bölgelerde yüksek gerilimler olduğu gözlemledik, yine bu bölgelerdeki gerilimlerin kuvvetin giderek aşağı yönlendirilmesi ile azaldığını tespit etmiş bulunmaktayız, fakat kuvvetin anterior veya posteriordan yönlendirilmesinin pterygomaksiller ve nazal suturalarda belirgin bir stres farkı oluşturmadığını esas olarak kuvvetin açısal değişimlerinin daha etkili olduğunu gözlemledik. Frontonasal, nasomaksillar ve pterygomaksiller suturalarda oklüzyona paralel ve 20°'lik kuvvet uygulanan modellerde, 40°'lik modellere nazaran daha fazla Von Mises streslerinin oluşmasının maksillanın rotasyonel hareketlerinden ötürü kaynaklandığını düşünmekteyiz. Açının artması ile bu suturalarda azalan gerilimlerin tüm modellerde, daha çok zygomatofrontal sutura etrafında yoğunlaştığı görülmektedir (Tablo 4.1 – Tablo.4.3).

Maksillaya posterior bölgeden kuvvet uygulanan modellerde, alveolar kemikte ve pterygomaksiller suturada diğer modellere nazaran daha fazla stres birikimi olması, protraksiyon kuvvetinin ortopedik etkisinin orta yüz bölgesinden daha çok maksiller inferior bölgede daha fazla ortaya çıkacağını göstermektedir (Tablo 4.1 – Tablo.4.3).

Yapılan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında maksillaya, 1000 g şiddetinde, oklüzal düzlemde aşağı ve yukarı doğru +90° ile -90° arasında değişen doğrultularda birinci büyük azı dişleri üzerinden olacak şekilde protraksiyon kuvveti verilmiş ve de ancak oklüzal düzlemde aşağı doğru 30° kuvvet uygulandığında rotasyonun yavaş yavaş kaybolduğunu raporlanmıştır (Tanne ve ark. 1989). Araştırmacılar tarafından yapılan diğer bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında ise, kuvveti oklüzal düzlemde aşağı doğru 20° olacak şekilde birinci premolar diş hizasından yönlendirdiklerinde, maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunun minimize olduğunu belirtmişlerdir (Yu ve ark. 2007). Gautam ve ark. (2009), çalışmalarında, kuvveti kanin dişler hizasından 1000 g olacak şekilde oklüzal düzlemde aşağıya doğru 30° açıyla uygulamışlar ve maksillanın yine de saat yönünün tersine rotasyon yaptığını bildirmişlerdir.

Geçmişteki maksiller protraksiyon çalışmalarını kuvvetin uygulanma

noktaları yönünden ele alırsak; Hickham (1991), araştırmasında kuvveti kanin dişleri hizasından uygulayarak, maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunu engelleyebilmeyi amaçlamış, Tanne ve Sakuda (1991), ise kuvvetin maksiller molar dişler hizasından geçmesi gerektiğini savunmuşlardır. Gautam (2009), maksiller protraksiyonu simule ettiği sonlu elemanlar analizi çalışmasında ise, yine benzer şekilde kuvveti kanin dişleri hizasından geçecek şekilde uygulamıştır. Kambara(1977), maksiller protraksiyon sırasında maksillanın saat yönünün tersine olan hareketini sınırlamak ve miktarını azaltmak için, kuvvetin uygulama noktasının mümkün olduğu kadar frontal düzleme yakın ön bölgelerden uygulanması gerektiğini vurgulamıştır. Bizde çalışmamızda maksillanın saat yönünde rotasyonun istendiği vakalarda, kuvvetin anteriordan uygulanması gerektiği kaanatini edindik ve posteriordan verilen 20 ve 40 derecelik kuvvetlerin maksillanın saat yönünün tersine rotasyonunu engelleyemediğini gözlemledik.

Deplasman değerleri karşılaştırmasında X ekseninde transvers doğrultuda; bütün tedavi modellerinde birbirine çok benzer değerlerde ve sınırlarda transversal değişim gözlemledik ve bu değişimlerin daha çok alveolar kemik, zygomatik butres bölgesi ile nasal apertura çevresinde daha belirgin olduğunu izledik. RPE vidasını çalıştırmadığımız için deplasman ve stres değerlerini diğer eksenlerde daha baskın olarak ölçtük.

Maksillanın öne hareketinin değerlendirildiği Y ekseninde; üç temel model için de yakın sonuçlar elde ettik ve tüm modellerde sagittal olarak uygulama noktalarına komşu alveolar kemikte yer değiştirme değerlerinin fazla olduğunu gözlemledik. Anteriordan kuvvet uygulanan birinci tedavi modelinde en fazla hareket alveol kret tepesinde ve premaksiller bölgedeki krette izlenirken, açılanma aşağıya doğru arttıkça hareketin superior bölgelerde de artışını gözlemledik. Modeldeki bu hareketlere bakıldığında maksillanın ileriye sürüklendiği fakat iskeletsel etkinin ise dentoalveolar düzeyde daha fazla olduğu gözlemlendi. İkinci tedavi modelindeki maksillanın ileriye hareketinin farklı açısal kuvvet uygulamalarında, alveolar proses bölgesinde yine daha fazla ve homojen olduğu izlendi. Fakat bu modelde farklı açılanmalarda daha az değişimler göze çarpmaktaydı ve üç farklı açılma senaryosunda da daha çok yer değiştirmeler alveolar prosesle sınırlıydı. Üçüncü modeldeki sonuçlar, birinci modeldeki sonuçlara daha yakın olarak izlendi. Bu düzlemde izlenen farklılıkların, daha çok kuvvet uygulama

noktasında bağımsız olarak açılardırma farklılıklarından kaynaklandığı gözlemlendi.

Kuvvet kademeli olarak oklüzal düzlemden aşağıya doğru daha büyük açılar ile verildiğinde maksiller yer değiştirme alveol kemikle sınırlı kalmamakta ve burun tabanına doğru daha kütleli bir yerdeğiştirme izlenmekteydi. Bu yer değiştirmelerde ki değişiklikler, kuvvetin yalnız anterior bölgeden uygulandığı birinci modelde en belirgin şekilde izlenmişken, kuvvetin sadece posteriyordan uygulandığı ikinci modelde değişim en az olarak izlendi. Kuvvetin anteriordan ve yüksek açı ile uygulanması sonucu maksillanın öne hareketi orta yüzü de kapsayacak kadar derinleşmekteydi. Yer değiştirme bölgeleri, oklüzal düzleme paralel ve 20°'lik açı ile protraksiyon kuvveti uygulanan modellere nazaran daha homojen ve daha yüksekteydi. Tüm modeller değerlendirildiğinde, 40°'lik açılarda ile kuvvetin daha anteriordan uygulanması sonucu total maksillar hareketin Le Fort II düzeyine yakınsadığı gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda vertikal yön hareketlerin değerlendirildiği Z ekseninde; sadece anterior bölgeden kuvvet uygulanan birinci tedavi modelinde açılarda oklüzal düzleme paralel olarak ayarlanıp kuvvet uygulandığında, maksillanın daha çok posterior bölgesinde aşağı doğru hareket meydana geldiği gözlemlendi ve total olarak saat yönünün tersine rotasyon hareketi tespit edildi, bu rotasyon hareketi oklüzal düzlemden aşağıya doğru 20°'lik açı ile kuvvet verilen modelde ise anterior bölgeninde aşağı yönlü hareketi ile dengelendi ve maksilla total olarak paralele yakın bir hareket sergiledi. Aynı modelde protraksiyon kuvvetini 40° derece olacak şekilde aşağıya açıldırıldığıımızda ise, spina nasalis anterior etrafındaki aşağı hareket miktarı posteriora göre daha belirgindi, bu sebeple maksiller düzlemden saat yönünde bir hareket meydana geldi. Posterior bölgeden birinci daimi molar diş hizasından kuvvet uygulanan ikinci model de ise aşağı doğru açılarda arttıkça maksiller düzlemden saat yönünün tersine hareket azalmasına rağmen, ancak oklüzal düzlemden aşağıya doğru 40°'lik açılarda ile paralele yakın hareket sergiledi fakat bu senaryoda bile saat yönünde hareket belirgin şekilde izlenmemiştir. Kombine olarak hem anterior hemde posterior bölgeden kuvvet uygulanan üçüncü modelde ise sonuçlar birinci modele daha yakındı, fakat kuvvetin oklüzal düzleme 40°'lik açı ile uygulandığı modelde saat yönünün tersine rotasyon hareketinden çok maksillanın bütünüyle ileri ve aşağı yöndeki hareketi belirgin şekilde izlenmiştir. Bu sonuçlara göre bizim bulgularımız, birinci ve üçüncü modeller ele alındığında Yu ve ark.

(2007), yaptığı çalışmalarıyla uyumludur, bu benzerlik açının kuvveti premolar bölgesinden uygulamalarına rağmen, açılardırmanın 30° olmasına bağlanabilir. Maksiller rotasyonun yönü; Gautam ark. (2009), ile Yan ark. (2013), bulgularıyla birinci ve üçüncü modellerde ayrışırken, ikinci modelde ki bulgularla daha çok uyum gösterdi. Fakat Gautam ve ark. (2009), çalışmasında kuvvet anteriordan 30°'lik açı ile 1000 g olarak verilmesine rağmen bizim çalışmamızda 2. modelde kuvvet posteriordan uygulandığında ancak benzer sonuçları gözlemleyebildik. Bu farklılıkların ise modelleme farkından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

### **5.3.2. Maksiller Dentisyonda Meydana Gelen Değişiklikler**

Maksiller dentisyonu bütün modellerde Von Mises değerleri açısından değerlendirdiğimizde; bütün modellerde en fazla stres birikimlerinin hep kuvvet uygulama noktaları olan kancalar etrafında toplandığını gözlemledik. Kancanın anterior da bulunduğu birinci modelde en fazla kuvvet birikimi kanin, lateral ve santral dişlerde iken, kancanın posteriorda olduğu modelde ise birinci molar ve ikinci premolar dişler etrafında stres birikimlerinin belirgin miktarlarda fazla olduğu görülmüştür. Kuvvet uygulama noktalarından uzaklaştıkça birinci modelde posteriora doğru, ikinci modelde anteriora doğru Von Mises değerlerinin dentisyonda giderek azaldığı izlenmiştir.

Yer değiştirme verileri incelendiğinde, dentisyonun tüm modellerde total olarak protraksiyon kuvveti yönünde hareketi gözlenmiş olup bütün dişlerin benzer miktarda ileriye doğru deplase olduğu izlenmiş olup, kron-kök ekseninde değerlendirdiğimizde tüm dişlerin kronlarının köklerine oranla daha fazla miktarda anteriora doğru hareket ettiği gözlenmiştir. Buna karşın modellerde dentisyon üzerindeki hareketlerin homojenitesini değiştiren esas faktör kuvvet uygulama noktalarındaki kümelenen kuvvetlerdi. Kuvvet uygulama noktalarından bağımsız maksillanın total olarak tüm eksenlerde yaptığı hareket tüm dentisyonu etkilemiştir. Saat yönünün tersine hareketi gözlenen oklüzal düzleme paralel kuvvet verilen modellerde, kesici dişlerde intrüzyonlar baskın iken saat yönünde maksillanın hareketinin belirginleştiği oklüzal düzlemde aşağıya doğru açılardırılan modellerde ise kesici dişlerde ekstrüzyonlar daha belirgindi.

X ekseninde, anteriordan kuvvet uygulanan modellerde en fazla yer değiştiren dişler santral ve lateral dişler olurken, dişlerde meziale devrilme hareketi gözlenmiştir. Posterior bölgede ise özellikle molar dişlerde palatinala doğru devrilme

hareketi izlenmiş olup, sırasıyla en çok hareket maksiller birinci molarların mesiobukkal tüberkülü, maksiller birinci molarların mesiopalatinal tüberkülü ve ikinci premoların distomarjinal kenarında izlenmiştir. Posterior bölgeden kuvvet uygulanan modellerde ise, en çok yer değiştirmeler birinci molar dişler ile ikinci premolar dişler arasında tespit edilmiş olup, bu dişlerde premolar bölgede palatinal doğru devrilmeler baskın ilen molar dişlerde palatinal doğru koronal devrilmeler daha belirgin olarak izlenmiştir. Kombine olarak anterior ve posteriordan kuvvet uygulanan modellerde ise, diş hareketleri bölgesel olarak belirgin değişiklikler göstermemiş olup sonuçlar önceki modellerle uyumlu olarak bulunmuştur.

Y ekseninde, tüm modellerde uygulanan kuvvetle paralel ileri yönlü hareket izlenmiş olup; en fazla yer değiştirmeler maksiller kesici dişlerin kesici uçlarında gözlenirken, posteriordan kuvvet uygulanan modellerde bu dişlere ilaveten maksiller birinci moların bukkal tüberkülleri, ikinci molarların distal tüberkülleri ve ikinci premolar dişlerin palatinal tüberküllerinde de yer değiştirme hareketleri daha fazla miktarda gözlenmiştir.

Z ekseninde ise, tüm modellerde yakın sonuçlar gözlenmiş olup maksiller dentisyonun, maksillanın total hareketinden etkilendiği gözlemlendi. Maksillanın saat yönünün tersine rotasyon yaptığı oklüzal düzleme paralel kuvvet uygulanan modellerde kesici dişlerde intrüzyonlar gözlenirken, maksillanın saat yönünde rotasyonun yaptığı modellerde ise, keser dişlerde ekstrüzyonlar izlendi. Posterior bölgedeki dişlerde total maksiller hareketle uyumlu olacak şekillerde yer değiştirmeler gösterdi. Özellikle Y ve Z ekseninde bu yer değiştirme verilerini değerlendirirken, maksillanın protraksiyon etkisi ile rotasyonel ve ileriye doğru hareketlerinin, dişlerdeki yer değiştirme hareketlerine etkileri olabileceğinden dolayı bu değişimler incelenirken daha dikkatli olunmalıdır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sınıf III malokluzyonların tedavisinde kullanılan yüz maskesi ile farklı yön ve uygulama noktalarından verilen protraksiyon kuvvetinin, belirlenen senaryolara göre kraniyofasiyal sistem ve maksiller dentisyon üzerindeki biyomekanik etkilerinin in vitro ve üç boyutlu olarak olarak incelendiği sonlu elemanlar analizi çalışmamızda, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

Çalışma modellerinde maksilla ve çevresi alanları incelediğimizde genel olarak pterygomaksiller birleşim, frontonasal sutura, zygomaticofrontal sutura, premaksilla ve maksillar alveol proces ve zygomatik butres bölgesinde yoğun stres alanları olduğu görülmüştür.

Maksillada pterygomaksiller sutura ve çevresi ile frontonasal sutura bölgesi genel olarak tüm modellerde en yüksek Von Mises değerine sahip stres bölgeleri olarak bulunurken, kuvvetin oklüzal düzlemden aşağı doğru açıldırılması ile bu streslerin zygomaticofrontal sutura etrafına doğru kaydığı izlenmiştir.

Pterygomaksiller sutura üzerinde meydana gelen Von Mises değerlerini değerlendirdiğimizde, 40°'lik açılı kuvvet verilen modellere nazaran oklüzal düzleme paralel ve 20°'lik açıldırma yapılan modellerde daha fazla stres birikimi ölçülmüştür. Bunun sonucunda oklüzal düzlemden aşağıya doğru kuvvetin açıldırılması azaldıkça daha etkili protraksiyon yapılabileceği öngörülebilir fakat bunun yanında saat yönünün tersine istenmeyen rotasyon hareketininde açıldırılmanın azaltılması ile arttığına dikkat edilmelidir. Bu hususta açıldırma miktarı arttırıldıkça, efektif protraksiyonun sağlanması için kuvvet miktarında arttırılması gerekebilir.

Protraksiyon kuvveti ile maksiller retrognati tedavisinde kullanılan aparey üzerindeki uygulama modifikasyonları, hasta ve vakaya göre ayarlanmalıdır. Maksiller retrognatiyle birlikte açık kapanış ve dikey boyutun normalden daha fazla arttığı olgularda, maksillanın istenmeyen saat yönünün tersine rotasyonunun engellemesi amacıyla kuvvetin mümkün olduğu ölçüde anteriordan ve oklüzal düzlemden en az 20° lik açı ile uygulanması sonucu istenen etkiler elde edilebileceği söylenebilir. Kurgulanan senaryolarda, sagittal hareketin Le fort I seviyesinden daha

yukarıları bölgelerde etkili olabilmesi için 40° lik açılardırılan modellerin diğer açılardırılan modellere nazaran daha efektif sonuçlar verdiği çalışmamızda gözlenmiştir.

Posteriodan kuvvet uygulanan modellerde, maksillanın istenmeyen saat yönünün tersine hareketinin sınırlandırılmasının daha zor olduğu gözlemlenmiş olup, bu rotasyonun engellenmesi ve tedaviden beklenen etkinin daha kolay ve efektif şekilde yakalanabilmesi için, kuvvetin uygulama noktalarının mümkün olduğunca anteriorda konumlanması gerekliliği bu bağlamda ifade edilebilir. Posterior noktalardan kuvvet uygulaması dikey boyutu azalmış ve derin kapanışı olan vakalarda daha çok tercih edilebilecekken, yine bu grup vakalarda oklüzal açılardırmanında paralele yakın olması tercih edilebilir. Posteriodan kuvvet uygulanan modellerde, maksiller inferior bölgede daha baskın olan ortopedik etkinin orta yüzde protraksiyon istenmeyen vakalarda tercih edilebileceğini çalışmamız bulguları desteklemektedir.

Maksillanın ileriye hareketi tüm modellerde bütün dentisyon boyunca izlenmiştir, özellikle posterior dişlerde istenmeyen mezializasyon hareketinin önüne geçebilmek için iskelet ankrajlı ve diş doku ankrajlı sistemlerin karşılaştırmalı verilerlerinin olduğu daha fazla çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtiriz.

Çalışmamızda protraksiyon kuvvetlerini maksillaya iletmek için kullandığımız RPE apareyinin ekspansiyon vidası çevrilmeden ölçümlerimiz yapılmış olup, genişletme yapılan karşılaştırmalı çalışmaların sonuçlarımızı daha değerli hale getireceğine inanmaktayız. Ayrıca çalışmamızda çalışma modellerini elde etmek için daha önceden çekilmiş sağlıklı bir bireyin kemikleri ve dişleri modellenmiştir, Sınıf III anomaliye sahip bir bireye ait tomografi verileri kullanılarak yapılabilecek çalışmaların literatüre katkı sağlayabileceğini düşünmekteyiz.

## 7.KAYNAKLAR

- Ackerman, J. L., Proffit, W. R., Sarver, D. M., Ackerman, M. B., & Kean, M. R. Pitch, roll, and yaw: describing the spatial orientation of dentofacial traits. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131(3), 305-310.
- Ackerman, J. L., Proffit, W. R. J. Proffit. The characteristics of malocclusion: a modern approach to classification and diagnosis. *Am J Orthod.* 1969; 56(5), 443-454.
- Adıgüzel, Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme, bölüm 1: Dişhekimiğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimiği Dergisi.* 2010; 11, 18-23.
- Alcan, T., Keles, A., Erverdi, N. The effects of a modified protraction headgear on maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 117(1), 27-38.
- Altemus, L. A. Frequency Of The Incidence Of Malocclusion In American Negro Children Aged Twelve To Sixteen. *Angle Orthod.* 1959; 29(4), 189-200.
- Andersen, K. L., Pedersen, E. H., Melsen, B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 99(5), 427-440.
- Angle. Classification of malocclusion. *Dental Cosmos.* 1899; 41, 248-264.
- Angle, E. H. Some studies in occlusion. *Angle Orthod.* 1968 ; 38(1), 79-81.
- Arman, A., Ufuk Toygar, T., Abuhijleh, E. Evaluation of maxillary protraction and fixed appliance therapy in Class III patients. *Eur J Orthod.* 2006; 28(4), 383-392.
- Ayalı, A. Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metodlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Kıbrıs Yakın Doğu Üniversitesi. Lefkoşa, 2012.
- Baccetti, T., Franchi, L., McNamara, J. Growth in the Untreated Class III Subject. *Seminars in Orthodontics.* 2007; 13, 130-142.
- Baccetti, T., Reyes, B. C., McNamara, Jr. A. Gender differences in Class III malocclusion. *Angle Orthod.* 2005; 75(4), 510-520.
- Baccetti, T. A controlled study of associated dental anomalies. *Angle Orthod.* 1998; 68(3), 267-274.
- Baik, H. S. Clinical results of the maxillary protraction in Korean children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 108(6), 583-592.
- Baik, H. S., Jee, S. H., Lee, K. J., Oh, T. K. Treatment effects of Fränkel functional regulator III in children with class III malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125(3), 294-301.
- Basavaraj, S. History of Orthodontics.: Published by Jaypee Brothers Medical Publishers. 2013.
- Biren, S., Erverdi, N. Cephalometric evaluation of maxillary retrognathism cases treated with FR-3 appliance. *J Marmara Univ Dent Fac.* 1993; 1(4), 354-360.
- Boryor, A., Geiger, M., Hohmann, A., Wunderlich, A., Sander, C., Martin Sander, F., Sander, F. G. Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction--a three-dimensional FEM study of a human skull. *J Biomech.* 2008; 41(2), 376-382.
- Broadbent, B. H. A new X-ray technique and its application to orthodontia: the introduction of cephalometric radiography. *Angle Orthod.* 1981; 51(2), 93-114.
- Campbell, P. M. The Dilemma of Class III treatment. Early or late? *Angle Orthod.* 1983; 53(3), 175-191.
- Caputo, A., Standlee, J. Biomechanics in Clinical Dentistry. Quintessence Publishing. Chicago, 1987.
- Caputo, A. A., Chaconas, S. J., Hayashi, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod.* 1974; 65(3), 250-259.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., Melsen, B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123(4), 367-373.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., Melsen, B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005; 84(5), 428-433.
- Cha, K. S. Skeletal changes of maxillary protraction in patients exhibiting skeletal class III malocclusion: a

- comparison of three skeletal maturation groups. *Angle Orthod.* 2003; 73(1), 26-35.
- Chen, F., Terada, K., Hanada, K., Saito, I. Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *Orthodontic Waves.* 2003; 65, 1-8.
- Chun, Y. S., Jeong, S. G., Row, J., Yang, S. J. A new appliance for orthopedic correction of Class III malocclusion. *J Clin Orthod.* 1999; 33(12), 705-711.
- Clifford, P. M., Orr, J. F., Burden, D. J. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. *Eur J Orthod.* 1999; 21(3), 213-222.
- Conte, A., Carano, A., Siciliani, G. A new maxillary protractor. *J Clin Orthod.* 1997; 31(8), 523-530.
- Cozzani, G. Extraoral traction and class III treatment. *Am J Orthod.* 1981; 80(6), 638-650.
- Craig, R. G. Restorative dental materials. (11.bs.) Toronto, 2019. Mosby.
- Creekmore, T. D. Class III treatment planning. *J Clin Orthod.* 1978; 12(9), 650-655.
- D'Lima, D. D., Townsend, C. P., Arms, S. W., Morris, B. A., Colwell, C. W., Jr. An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *J Biomech.* 2005; 38(2), 299-304.
- Da Silva Filho, O. G., Magro, A. C., Capelozza Filho, L. Early treatment of the Class III malocclusion with rapid maxillary expansion and maxillary protraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 113(2), 196-203.
- Deguchi, T., McNamara, J. A. Craniofacial adaptations induced by chin cup therapy in Class III patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 115(2), 175-182.
- Deguchi, T., Uematsu, S., Kawahara, Y., Mimura, H. Clinical evaluation of temporomandibular joint disorders (TMD) in patients treated with chin cup. *Angle Orthod.* 1998; 68(1), 91-94.
- 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. *Angle Orthod.* 2003; 73(3), 319-327.
- Delaire, J. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale.* Manufacture of the orthopedic mask. 1971; 72(5), 579-582.
- Dellinger, E. L. A preliminary study of anterior maxillary displacement. *Am J Orthod.* 1973; 63(5), 509-516.
- DeVocht, J. W., Goel, V. K., Zeitler, D. L., Lew, D. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(12), 1431-1437; discussion 1437-1438.
- Dietrich, U. C. Morphological variability of skeletal Class 3 relationships as revealed by cephalometric analysis. *Rep Congr Eur Orthod Soc.* 1970; 131-143.
- Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *Angle Orthod.* 2012; 82(5), 875-880.
- Ellis, E., McNamara Jr, J. Components of adult Class III malocclusion. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 42(5), 295-305.
- Enacar, A., Giray, B., Pehlivanoglu, M., Iplikcioglu, H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123(5), 571-577.
- Endo, T. An epidemiological study of reversed occlusion. I. Incidence of reversed occlusion in children 6 to 14 years old. *Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi.* 1971; 30(1), 73-77.
- Eraslan, O. Farklı oklüzyon tiplerinin temporomandibular eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel stresslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. . (Doktora Tezi), Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2004.
- Fränkel, R. Maxillary retrusion in Class 3 and treatment with the function corrector 3. *Rep Congr Eur Orthod Soc.* 1970; 249-259.
- Franklin, F. Stress Analysis. M. Kutz (Ed.). *Mechanical Engineers Handbook.* 1998, Wiley Publishing: USA, p. 191-245.
- Gautam, P., Valiathan, A., Adhikari, R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid

- maxillary expansion: a finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132(1), 5.e1-11.
- Gautam, P., Valiathan, A., Adhikari, R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element analysis of sutural stresses. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136(3), 361-366.
- Geiger, M., Schneider, J., Sander, F. *Journal of Mechanics in Medicine Sander, and Biology.* Finite element calculation of bone remodeling in orthodontics by using forces and moments. 2003; 3(02), 123-134.
- Geng, J.-P., Tan, K. B., Liu, G.-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Dent Res.* 2003; 85(6), 585-598.
- Giray, B. Sosyo-ekonomik faktörlerin angle siniflamasına göre anomalilerle ilişkileri. Ankara Üniversitesi Dishekimliği Fakültesi. Doktora Tezi, Ankara, 1977.
- Gokalp, H., Güney, V., Kurt, G. Late growth period orthopedic therapy versus bimaxillary surgery for correction of skeletal class III. *J Craniofac Surg.* 2010; 21(3), 741-747.
- Graber, T., Rakosi, T.. *Dentofacial orthopedics with functional appliances.* 1997, Second edition. CV Mosby: St. Louis. USA, p: 413-418
- Graber, T. M. *Orthodontics: principles and practice.* Philadelphia, Saunders, 1997; 243-248.
- Gracco, A., Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C., Vitale, G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2009; 31(1), 12-20.
- Grummons, D. Drummons D, Scottsdale, Wright, Co. *Orthodontics for the TMJ-TMD patients.* ed. 1994, USA, p: 142-146
- Gupta, A., Kohli, V. S., Hazarey, P. V., Kharbanda, O. P. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(6), 737-748.
- Guyer, E. C., Ellis III, E. E., McNamara Jr, J. A., Behrents, R. Components of Class III malocclusion in juveniles and adolescents. *Angle Orthod.* 1996; 56(1), 7-30.
- Gümüş, H. Ö. Üç Farklı Dental Implant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental Implant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması. (Doktora Tezi.), Hacettepe Üniversitesi,, Ankara, 2007.
- Haas, A. J. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. *Am J Orthod.* 1970; 57(3), 219-255.
- Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W. C., Anderson, R. C. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 1992; 25(3), 261-286.
- Hickham, J. H. Maxillary protraction therapy: diagnosis and treatment. *J Clin Orthod.* 1991; 25(2), 102-113.
- Hickman, J. Reverse headgear. A case report. *J Clin Orthod.* 1972; 6(1), 41-43.
- Holberg, C., Holberg, N., Rudzki-Janson, I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(1), 53-59.
- Holberg, C., Rudzki-Janson, I. Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2006; 76(4), 543-550.
- Holberg, C., Steinhäuser, S., Rudzki, I. Surgically assisted rapid maxillary expansion: midfacial and cranial stress distribution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 132(6), 776-782.
- Hughes, T. J. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis:* Courier Corporation. 2012
- Hughes, T. J., Franca, L. P. *Computer methods in applied mechanics and engineering.* A new finite element formulation for computational fluid dynamics: VII. The Stokes problem with various well-posed boundary conditions: symmetric formulations that converge for all velocity/pressure spaces. 1987 ; 65(1), 85-96.
- Ishii, H., Morita, S., Takeuchi, Y., Nakamura, S. Treatment effect of combined maxillary protraction and chin cap appliance in severe skeletal Class III cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 92(4), 304-312.
- Ismail, S. F., Moss, J. P., Hennessy, R. Three-dimensional assessment of the effects of extraction and

- nonextraction orthodontic treatment on the face. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 121(3), 244-256.
- Itoh, T., Chaconas, S. J., Caputo, A. A., Matyas, J. Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. *Am J Orthod.* 1985; 88(2), 117-124.
- Jackson, G. W., Kokich, V. G., Shapiro, P. A. Experimental and postexperimental response to anteriorly directed extraoral force in young *Macaca nemestrina*. *Am J Orthod.* 1979; 75(3), 318-333.
- Jackson, G. W., Kravitz, N. D. Expansion/Facemask Treatment of an Adult Class III Malocclusion. *Case Rep Dent.* 2014; 270257.
- Jacobson, A., Evans, W., Preston, C., Sadowsky, P. Mandibular prognathism. *Am J Orthod.* 1974; 66(2), 140-171.
- Jena, A. K., Duggal, R., Mathur, V. P., Parkash, H. Class-III malocclusion: genetics or environment? A twins study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2005; 23(1), 27-30.
- Joondeph, D. R. Early orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993; 104(2), 199-200.
- Justens, E., De Bruyn, H. Clinical implant dentistry and related research. Clinical outcome of mini-screws used as orthodontic anchorage. 2008; 10(3), 174-180.
- Kambara, T.. Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the *Macaca irus*. *Am J Orthod.* 1977; 71(3), 249-277.
- Kapust, A. J., Sinclair, P. M., Turley, P. K.. Cephalometric effects of face mask/expansion therapy in Class III children: a comparison of three age groups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 113(2), 204-212.
- Katznelson, L., Laws, E. R., Jr., Melmed, S., Molitch, M. E., Murad, M. H., Utz, A., Wass, J. A. Acromegaly: an endocrine society clinical practice guideline. *J Clin Endocrinol Metab.* 2014; 99(11), 3933-3951.
- Keles, A., Tokmak, E. Ç., Erverdi, N., Nanda, R. Effect of varying the force direction on maxillary orthopedic protraction. *Angle Orthod.* 2002;72(5), 387-396.
- Khanna, R., Tikku, T., Wadhwa, J. Nasomaxillary complex in size, position and orientation in surgically treated and untreated individuals with cleft lip and palate: A cephalometric overview. *Indian J Plast Surg.* 2012; 45(1), 68-75.
- Kiliçoğlu, H., Kirliç, Y. Profile changes in patients with class III malocclusions after Delaire mask therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 113(4), 453-462.
- Kim, J. H., Viana, M. A., Graber, T. M., Omerza, F. F., BeGole, E. A. The effectiveness of protraction face mask therapy: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 115(6), 675-685.
- Klima, R. J., Wittemann, J. K., McIver, J. E. Body image, self-concept, and the orthodontic patient. *Am J Orthod.* 1979; 75(5), 507-516.
- Knoell, A. C. A mathematical model of an in vitro human mandible. *J Biomech.* 1977; 10(3), 159-166.
- Korioth, T., Versluis, A.. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine.* 1997; 8(1), 90-104.
- Kuc-Michalska, M., Baccetti, T. Duration of the pubertal peak in skeletal Class I and Class III subjects. *Angle Orthod.* 2010; 80(1), 54-57.
- Kurt, M. Yüz maskesi, maksiller ekspansiyon ile kombine çenelik ve altuğ tip mini maksiller protraktör aparatının kraniyofasiyal sistem üzerindeki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018.
- Lee, H., Ting, K., Nelson, M., Sun, N., Sung, S. J. Maxillary expansion in customized finite element method models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136(3), 367-374.
- Lee, W., Graber, R. *Orthodontics current principles and techniques.* Mossby. 2011.
- Macdonald, K. E., Kapust, A. J., & Turley, P. K.. Cephalometric changes after the correction of class III malocclusion with maxillary expansion/facemask therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 116(1), 13-24.
- Marghitu, D. B. *Mechanical engineer's handbook:* Elsevier. Academic Press. 2001.

- McNamara, J. A., Jr., Huges, S. A. The functional regulator (FR-3) of Fränkel. *Am J Orthod.* 1985; 88(5), 409-424.
- McNamara Jr, J. A. *Journal of clinical orthodontics.* An orthopedic approach to the treatment of Class III malocclusion in young patients. 1987; 21(9), 598-608.
- Mcneill, C. *Science and practice of occlusion.* Hong Kong, 1997. Quintessence Publishing.
- Meijer, H., Kuiper, J., Starmans, F., Bosman, F. *The Journal of prosthetic dentistry.* Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. 1992; 68(1), 96-102.
- Mermigos, J., Full, C. A., Andreasen, G. Protraction of the maxillofacial complex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 98(1), 47-55.
- Merwin, D., Ngan, P., Hagg, U., Yiu, C., Wei, S. H.. Timing for effective application of anteriorly directed orthopedic force to the maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112(3), 292-299.
- Meštrović, S., Šljaj, M., Rajić, P.. Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Collegium antropologicum.* 2003; 27(2), 17-21.
- Mises, R. v. *Mathematisch-Physikalische Klasse. Mechanik der festen Körper im plastisch-deformablen Zustand.* 1913; (4), 582-592.
- Mitani, H. Early application of chin-cap therapy to skeletal Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 121(6), 584-585.
- Mitani, H., Fukazawa, H. Effects of chin-cap force on the timing and amount of mandibular growth associated with anterior reversed occlusion (Class III malocclusion) during puberty. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90(6), 454-463.
- Miyakawa, O., Shiokawa, N., Matsuura, T., Hanada, K. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *J Biomech.* 1985; 18(4), 277-284.
- 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. *Br J Orthod.* 1994; 21(4), 343-348.
- Moaveni, S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS.* 2011; 3/e: Pearson Education India.
- Mow, V. C., Huiskes, R. *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology:* Lippincott Williams & Wilkins. 2005, New York, USA.
- Moyers, R. *Handbook of orthodontics.* 1973, Chicago, USA. Yearbook Medical Publishers.
- Musich, D., Graber, T., Vanarsdall, R., Vig, K. *Orthodontics: Current principles and techniques.* 2005.
- Nagahara, K., Murata, S., Nakamura, S., Tsuchiya, T. Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthod.* 1999; 69(4), 372-379.
- Nakajima, A., Murata, M., Tanaka, E., Arai, Y., Fukase, Y., Nishi, Y., Shimizu, N. Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. *Dent Mater J.* 2007; 26(6), 882-891.
- Nakasima, A., Ichinose, M., Nakata, S., Takahama, Y. Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *Am J Orthod.* 1982; 82(2), 150-156.
- Nanda, R. Protraction of maxilla in rhesus monkeys by controlled extraoral forces. *Am J Orthod.* 1978; 74(2), 121-141.
- Nanda, R. Biomechanical and clinical considerations of a modified protraction headgear. *Am J Orthod.* 1980; 78(2), 125-139.
- Nanda, R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics.* Elsevier Health Sciences. 2005. St. Louis: Elsevier Inc.
- Nanda, R.. Biomechanical and clinical considerations of a modified protraction headgear. *Am J Orthod.* 1980; 78(2), 125-139.
- Nartallo-Turley, P. E., Turley, P. K. Cephalometric effects of combined palatal expansion and facemask therapy on Class III malocclusion. *Angle Orthod.* 1998; 68(3), 217-224.

- Ngan, P., Hägg, U., Yiu, C., Merwin, D., Wei, S. H. Soft tissue and dentoskeletal profile changes associated with maxillary expansion and protraction headgear treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109(1), 38-49.
- Ngan, P., Moon, W. Evolution of Class III treatment in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(1), 22-36.
- Ngan, P., Yiu, C., Hu, A., Hägg, U., Wei, S. H., Gunel, E. Cephalometric and occlusal changes following maxillary expansion and protraction. *Eur J Orthod.* 1998; 20(3), 237-254.
- O'Brien, W. J. Physical properties in dental materials and their selection. Illinois: Quintessence Publishing Co. 1997.
- Oliveira, N. L., Da Silveira, A. C., Kusnoto, B., Viana, G. Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 126(3), 354-362.
- Oppenheim, A. A possibility for physiologic orthodontic movement. *Dent Rec (London).* 1945; 65, 278-280.
- Oppenheim, A. A possibility for physiologic orthodontic movement. *Am J Orthod.* 1944;30(6), 277-328.
- Otero, L., L., Q., Champsaur, D., Simanca, E. Inheritance of craniofacial Pattern and Disk Position after Chin Cup Therapy: A Preliminary Study *The Angle Orthodontics.* 2010; 75, 1-6.
- Öztürk, Y., Kılıçoğlu, H. Delaire maskesi ile tedavi edilen III. Sınıf vakalarda fonksiyonel dil yükselticisinin uygulanması. *Türk J Orthod.* 1990; 3, 119-124.
- Özdemir, S. Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan yüz maskesi, kemik destekli maksiller protraksiyon ve hibrid hyrax+mentoplate kombinasyon yöntemlerinin biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Gaziantep, 2018.
- Patra, A. K., DePaolo, J. M., D'Souza, K. S., DeTolla, D., Meenaghan, M. A. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dentistry.* 1998; 7(4), 355-368.
- Persson, M. A 100th anniversary: Sandstedt's experiments on tissue changes during tooth movement. *Journal of orthodontics .* 2005; 32(1), 27-28.
- Petit, H. P. The prognathic syndrome: a complete treatment plan around the facial mask. *Rev Orthop Dento Faciale.* 1982; 16(4), 381-411.
- Potpeschnigg, R. *Deutsch Viertel Jahrschrift für Zahnheikunde (Vol. 75).* 1885.
- Proffit, W., Fields, H. Orthodontic treatment planning: Limitations and special problems. Mosby-Year Book. 1992, St Louis.
- Proffit, W., Fields, H. Orthodontic Treatment Planning: From Problem List to Specific Plan. Mosby. 2000, St. Louis.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., Jr., Moray, L. J. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998; 13(2), 97-106.
- Provatidis, C. G., Georgiopoulos, B., Kotinas, A., McDonald, J. P. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *Eur J Orthod.* 2008; 30(5), 437-448.
- Pryputniewicz, R. J., Burstone, C. J., Bowley, W. W. Determination of arbitrary tooth displacements. *J Dent Res.* 1998; 57(5-6), 663-674.
- Richmond, B. G., Wright, B. W., Grosse, I., Dechow, P. C., Ross, C. F., Spencer, M. A., Strait, D. S. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 2005; 283(2), 259-274.
- Ritucci, R., Nanda, R. The effect of chin cup therapy on the growth and development of the cranial base and midface. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90(6), 475-483.
- Roberts, C. A., Subtelny, J. D. An American Board of Orthodontics case report. Use of the face mask in the treatment of maxillary skeletal retrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988; 93(5), 388-394.

- Roberts, W. E., Vecilli, R. F., Chang, C., Katona, T. R., & Paydar, N. H. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 148(6), 943-955.
- Ruan, W., Pan, C.-z., Huang, G.-q., Li, Y.-L., Ge, J.-b., Shu, X.-h.. Assessment of left ventricular segmental function after autologous bone marrow stem cells transplantation in patients with acute myocardial infarction by tissue tracking and strain imaging. *Chinese medical journal.* 2005; 118(14), 1175-1181.
- Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., Yi, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983; 62(2), 82-86.
- 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 117(6), 669-680.
- Sakamoto, T. Effective timing for the application of orthopedic force in the skeletal class III malocclusion. *Am J Orthod.* 1981; 80(4), 411-416.
- Sarı, Z., Uysal, T., Karaman, A., Başçiftçi, F., Üşümez, S., Demir, A. Ortodontik maloklüzyonlar ve tedavi seçeneklerinin değerlendirilmesi: Epidemiyolojik çalışma. *Türk J Orthod.* 2003;16(2), 119-126.
- Sayin, M., Türkkahraman, H.. Malocclusion and crowding in an orthodontically referred Turkish population. *Angle Orthod.* 2004; 74(5), 635-639.
- Silva, P. R. Transplantation. *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 2008; 23(3), 444.
- Singh, G. D. Morphologic determinants in the etiology of class III malocclusions: a review. *Clin Anat.* 1999; 12(5), 382-405.
- Subtelny, J. D. Oral respiration: facial maldevelopment and corrective dentofacial orthopedics. *Angle Orthod.* 1980; 50(3), 147-164.
- 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? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118(1), 55-62.
- Sugawara, J., Asano, T., Endo, N., Mitani, H. Long-term effects of chin cap therapy on skeletal profile in mandibular prognathism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 98(2), 127-133.
- Sung, S. J., Baik, H. S. Assessment of skeletal and dental changes by maxillary protraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114(5), 492-502.
- Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., Cho, Y. S. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;123(4), 441-450.
- Şeker, E. Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokularındaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. (Doktora Tezi.). 2011, Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.
- 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. *Eur J Orthod.* 1993; 15(3), 211-221.
- Tanaka, E., Sasaki, A., Tahmina, K., Yamaguchi, K., Mori, Y., Tanne, K. Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with the finite element method. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(3), 273-279.
- Tanne, K., Hiraga, J., Sakuda, M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *Eur J Orthod.* 1989; 11(4), 382-391.
- Tanne, K., Lu, Y. C., Tanaka, E., Sakuda, M. Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *Eur J Orthod.* 1993; 15(6), 527-533.
- 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. *J Biomed Eng.* 1988; 10(3), 246-252.
- Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C. J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal

- tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 92(6), 499-505.
- Tanne, K., Sakuda, M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Eur J Orthod.* 1991; 61(2), 145-152.
- Tanne, K., Yoshida, S., Kawata, T., Sasaki, A., Knox, J., Jones, M. L. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *Br J Orthod.* 1998; 25(2), 109-115.
- Toffol, L. D., Pavoni, C., Baccetti, T., Franchi, L., Cozza, P. Orthopedic treatment outcomes in Class III malocclusion. A systematic review. *Angle Orthod.* 2008; 78(3), 561-573.
- Tuna, F. Farklı destek ve gövde boyutlarındaki kantilever köprülerde fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar yöntemiyle analizi. . (Doktora Tezi. ), Gazi Üniversitesi, Ankara, 2010.
- Turley, P. K. Orthopedic correction of Class III malocclusion with palatal expansion and custom protraction headgear. *J Clin Orthod.* 1988; 22(5), 314-325.
- Turley, P. K. Managing the developing Class III malocclusion with palatal expansion and facemask therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(4), 349-352.
- Turpin, D. J. San Francisco. Class III treatment. 81st session of the American Association of Orthodontics, San Francisco, 1981.
- Ulgen, M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ankara, 1999.
- Ulgen, M., Yolalan, C. Angle Kl III Anomalilerin Sefalometrik Analizi ile İncelenmesi. *Türk J Orthod.* 1988; 1, 1-6.
- Ulusoy, Ç., Darendeliler, N. Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2008; 25(2), 25-32.
- Ulusoy, M. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. : Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara, 2003.
- Vanderby Jr, R., Kohles, S. S. Thermographic stress analysis in cortical bone. . *J Biomech.* 1991; 113 (4) 418-422.
- Veli, I. Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile incelenmesi. (Doktora Tezi. ), Dicle Üniversitesi, Diyarbakır, 2012.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008; 36(7), 463-471.
- Warren, D. Aerodynamik studies of upper airway, implications for growth, breathing, and speech. Center for human growth and development. Michigan, 1979.
- Weaver Jr, W., Johnston, P. R., Douglas, A. Finite elements for structural analysis. 1984.
- Wendell, P. D., Nanda, R., Sakamoto, T., Nakamura, S. The effects of chin cup therapy on the mandible: a longitudinal study. *Am J Orthod.* 1985; 87(4), 265-274.
- William, R., Proffit, H. Contemporary Orthodontics 5<sup>th</sup> ed: Mosby Pub. 2012; 204-8p.
- Wisth, P. J. Mandibular function and dysfunction in patients with mandibular prognathism. *Am J Orthod.* 1984; 85(3), 193-198.
- Wisth, P. J., Tritrapunt, A., Rygh, P., Bøe, O. E., Norderval, K. The effect of maxillary protraction on front occlusion and facial morphology. *Acta Odontol Scand.* 1987; 45(3), 227-237.
- Wu, T. P., Lin, J. Components of class III malocclusion in Chinese young adults. . *Clin Dent.* 1986; 6, 233-241.
- Yoshikawa, D. K., Burstone, C. J., Goldberg, A. J., Morton, J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *J Dent Res.* 1981; 60(2), 139-145.
- Yu, H. S., Baik, H. S., Sung, S. J., Kim, K. D., Cho, Y. S. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *Eur J Orthod.* 2007; 29(2), 118-125.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Ad Soyad: Veli Şahin



## 9. EKLER

### 9.1. EK-A: İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu Onayı



ETİK KURULLAR

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ  
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı : 03-38

25.03.2021

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mueenhit YILDIRIM

Kurulumuzun 25.03.2021 tarih ve 2021/03-38 sayılı kararıyla, yürütücüsü olduğunuz "Farklı Kuvvet Tipleri ile Uygulanan Yüz Maskesinin İskeletsel ve Dişsel Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi" başlıklı projenin, bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla.

Prof. Dr. Bozkurt Kubilay IŞIK

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurul Başkanı